

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Vliv hlezenních ortéz na lokomoční aktivitu  
u pacientů po cévní mozkové příhodě - objektivizace  
pomocí posturografie**

Diplomová práce

Autor: Stanisława Kluzová  
Obor: Fyzioterapie  
Olomouc 2010

## **ANOTACE**

**Název práce:** Vliv hlezenních ortéz na lokomoční aktivitu u pacientů po cévní mozkové příhodě - objektivizace pomocí posturografie

**Název práce v AJ:** An Influence of ankle orthosis on the locomotor activity in patients with hemiparesis - objectification due to a posturography

**Datum zadání:** 2009-01-05

**Datum odevzdání:** 2010-05-07

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Ústav fyzioterapie FZV UP Olomouc

**Autor práce:** Bc. Kluzová Stanislava

**Vedoucí práce:** Mgr. Veronika Kristková

**Oponent práce:** Mgr. et Mgr. Petra Bastlová

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce se zabývá vlivem hlezenních ortéz na chůzi a další lokomoční aktivity pacientů po cévní mozkové příhodě. Teoretická část shrnuje poznatky o chůzi z hlediska evoluce, ontogeneze a biomechaniky. V této části jsou také stručně popsány patologické prvky chůze pacientů po cévní mozkové příhodě. Dále jsou v souhrnu poznatků uvedeny dostupné výsledky podobných studií a rozdělení a popis hlezenních ortéz. Experimentální část práce se zabývá vlivem dvou různých druhů hlezenních ortéz na časoprostorové parametry chůze a jiné lokomoční aktivity. Pomocí posturografického vyšetření a funkčních testů je hodnocen efekt těchto ortéz v porovnání se situací, kdy pacient ortézu nepoužil. Výsledky našeho měření naznačují pozitivní vliv ortéz na měřené parametry. Nejlepších hodnot pacienti dosáhli při použití měkké ortézy. Tato práce nám potvrzuje význam používání ortéz v běžné praxi. Jedním ze závěrů je specifikace výběru ortézy pro určitá postižení.

**Abstrakt v AJ:** The impact of astragalar orthoses on the gait and on other locomotion activities in patients with stroke is described in this thesis. The knowledge of tread, its evolution, ontogenesis and biomechanics is recapitulated in the theoretical part. The pathologies of gait in patients with stroke were also summarized. Furthermore the results of similar studies and the variety and specification of astragalar orthoses were described. The experimental part of the thesis is summarizing the impact of two different types of orthoses on the spatio-temporal parameters of gait and other locomotion activities. With the aid of the posturography and functional tests, we

compared the effects of orthoses in patients with and without the orthosis application. Results of our study indicate the positive effect of orthoses on the observed parameters. The greatest effects were found in patients with soft orthoses. This study has confirmed the significance of orthoses application in the daily practice. The other conclusion is the importance of the orthosis specification for different types of the disability.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, rehabilitace, hlezenní ortézy, chůze, posturografie, funkční testy

**Klíčová slova v AJ:** stroke, rehabilitation, astragalar orthoses, gait, posturography, functional tests

**Rozsah:** 84 s., 8 příl.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Veroniky Kristkové a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 7. května 2010

.....

### Poděkování

Děkuji Mgr. Veronice Kristkové za konzultace a odborné vedení této diplomové práce, dále RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat.

## OBSAH

ANOTACE .....	2
ÚVOD .....	9
<b>1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....</b>	<b>10</b>
<b>1.1 Chůze.....</b>	<b>10</b>
1.1.1 Fylogeneze chůze .....	10
1.1.2 Ontogeneze chůze .....	12
1.1.3 Řízení lokomoce.....	16
1.1.4 Krokový cyklus .....	19
1.1.5 Zapojení hlezenního kloubu v chůzi.....	22
1.1.6 Charakteristika hemiparetické chůze.....	24
<b>1.2 Ortézy.....</b>	<b>27</b>
1.2.1 Rigidní ortézy.....	27
1.2.2 Měkké ortézy.....	31
<b>1.3 Použití ortéz u pacientů po CMP .....</b>	<b>31</b>
1.3.1 Vliv AFO na časové a prostorové parametry chůze .....	32
1.3.2 Efekt AFO na metabolické a kardiopulmonální funkce .....	33
1.3.3 Efekt AFO na svalovou aktivitu .....	33
1.3.4 Efekt AFO na funkční schopnosti: balance, přenos zatížení .....	34
<b>2 CÍLE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>35</b>
<b>3 METODIKA.....</b>	<b>36</b>
<b>3.1 Charakteristika souboru .....</b>	<b>36</b>
<b>3.2 Průběh měření.....</b>	<b>36</b>
<b>3.3 Vyšetření na posturografu.....</b>	<b>37</b>
3.3.1 Postup měření na posturografu v naší studii.....	37
<b>3.4 Funkční testy .....</b>	<b>39</b>
3.4.1 Berg balance scale (BBS).....	39
3.4.2 Timed Up and go (TUG).....	40
<b>3.5 Statistické zpracování dat .....</b>	<b>40</b>
<b>4 VÝSLEDKY .....</b>	<b>41</b>
<b>4.1 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>01</sub>.....</b>	<b>43</b>
<b>4.2 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>02</sub>.....</b>	<b>44</b>
<b>4.3 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>03</sub>.....</b>	<b>45</b>
<b>4.4 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>04</sub>.....</b>	<b>46</b>

4.5	Komentář k výsledkům hypotézy $H_05$ .....	47
<b>5</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>49</b>
5.1	Diskuze k hypotéze $H_01$ .....	49
5.2	Diskuze k hypotéze $H_02$ .....	52
5.3	Diskuze k hypotéze $H_03$ .....	54
5.4	Diskuze k hypotéze $H_04$ .....	56
5.5	Diskuze k hypotéze $H_05$ .....	58
5.6	Shrnutí .....	59
	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>61</b>
	<b>REFERENČNÍ SEZNAM .....</b>	<b>63</b>
	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>67</b>
	Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta .....	67
	Příloha 2. Modifikovaná Ashworthova škála .....	68
	Příloha 3. Tabulka kineziologického rozboru .....	69
	Příloha 5. Tabulky popisné statistiky.....	72
	Příloha 6. Krabicové grafy.....	75
	Příloha 7. Tabulky znaménkových testů.....	86
	Příloha 8 Seznam obrázků .....	88

## ÚVOD

Cévní mozková příhoda (CMP) je častou příčinou těžkého zdravotního postižení a proto představuje značný medicínský, sociální a ekonomický problém. V České republice je ročně postiženo CMP až 40 000 osob ročně. Z toho asi 2/3 pacientů přežívá. Asi 30 % nemocných je handicapováno těžce a asi 30 % nemocných je postiženo lehce (Horáček, 2006). Zapojení rehabilitace do léčebného programu má pro restituci ztracených funkcí klíčovou roli. Během rehabilitace nebo po ní, může vzniknout potřeba použít některou z pomůcek, které pacientovi usnadňují stoj nebo chůzi, udržují segment postižené končetiny v optimálním postavení, zpevňují nestabilní klouby nebo brání rozvoji sekundárních změn apod. Patří sem různé typy ortéz a dlah, elastické tahy, hole, berle a chodítka. Cílem rehabilitace je, aby pacient byl co nejméně závislý na okolí a pomoci ze strany jiných osob při základních činnostech, jakými jsou přesuny, mobilita, lokomoce a také hygiena a další.

Naše práce je zaměřena právě na využití pomůcek, konkrétně se zabývá vlivem hlezenních ortéz na parametry chůze a jiné lokomoční aktivity. Řada studií se již v dřívější době zajímala o účinek ortéz na tyto parametry. Na rozdíl od naší práce se naprostá většina studií zabývala pouze efektem jednoho typu ortéz (rigidní). V naší práci u jednoho pacienta porovnáваме hned tři situace: lokomoční aktivity bez ortézy a poté se dvěma různými typy ortéz. Ke kvantifikaci rozdílů jsme zvolili funkční klinické testy a pro větší objektivizaci posturograf.

Naším cílem bylo zjistit, zda je některý druh ortézy výhodnější pro pacienty po CMP. Z těchto výsledků bychom také chtěli vyvodit určité závěry pro praxi. Konkrétně nás zajímalo, zda lze specifikovat jaký druh ortézy použít při jaké patologii.



# 1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Chůze

Klíčovým rysem nezávislosti člověka je jeho schopnost mobility. Tu definujeme jako schopnost samostatného bezpečného pohybu jedince z místa na místo. v rehabilitaci je hlavním cílem terapie právě opětovné získání co možná největší schopnosti nezávislého pohybu pacienta. Často první otázkou pacienta po CMP je, zda a kdy začne chodit. Chůze je jedním z mnoha způsobů lokomoce. Lokomoce má procesuální ontogenetický charakter a k její realizaci se v průběhu ontogeneze formuje lokomoční aparát, který je velmi úzce souvisí s činností specializovaných částí nervového a senzorkého systému. Lokomoce tedy není řada za sebou následujících diskretních jevů, ale kontinuální proces, začínající narozením a končící smrtí (Vančata, 2003; Shumway-Cook, 2001).

### 1.1.1 Fylogeneze chůze

Lokomoce je charakteristická pro všechny živočichy. Lokomoce čelistnatých obratlovců se vyvinula od pravolevého vlnění (stranové undulace trupu) plagiosmat a kostnatých ryb. Propulzní pohyb trupu je zde dokončen ocasní ploutví. Párové ploutve mají pouze funkci stabilizační a brzdící. S přechodem na souš, v období devonu před 370 mil. let, ztratila svoji dominantní lokomoční funkci ocasní ploutev.

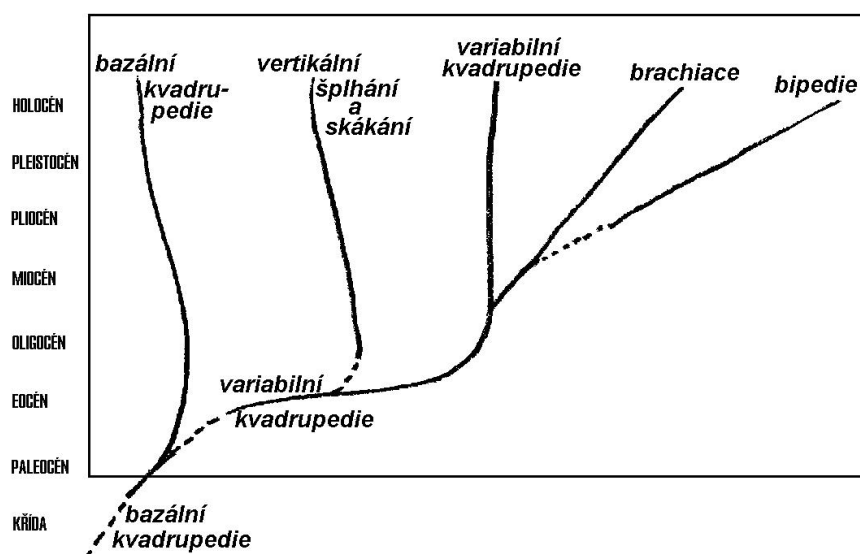
Rozhodující skutečností pro evoluci lokomoce bylo nalezení pevné opory na souši. Došlo k transformaci pravolevého vlnění původních vodních obratlovců do zkříženého kvadrupedálního lokomočního vzoru. Ocas předal svoji funkci hlavního orgánu lokomoce končetinám (původně párovým ploutvím) a jeho úloha v organizaci dopředného pohybu byla ztracena. Přenos síly svalstva trupu pánve a zadních končetin se zefektivnil zvětšením akrálních částí zadních končetin. Tyto akrální části vytvářely dostatečnou oporu na pevné zemi (Dvořák, 2009).

Kvadrupedii považujeme v procesu evoluce za základní typ lokomoční aktivity. Je dostatečně univerzální k pohybu v různých ekosystémech. Pro kvadrupedii, kdy je těžiště umístěno nízko pod trupem, je charakteristická rychlost a stabilita. v průběhu evoluce nabývaly postupně převahy v řízení lokomoce přední končetiny z původní,

bazální kvadrupedie vznikla kvadrupedie variabilní, typická pro primáty, která se odlišuje specifickým funkčním využitím končetin od ostatních savců.

Ve vývoji se dále objevily základní evoluční linie odlišující se i základními lokomočními typy. Je to linie lidoopů, pro kterou je charakteristický rozvoj brachiace a linie hominidů s vývojem bipedie. Dle Vančaty (2003) byla motorem evoluce těchto linií ekologická diferenciaci.

**Obr. 1 Evoluce lokomoce suchozemských obratlovců (Kračmar, 2007)**



Brachiace vznikla polarizací lokomočních prvků ve prospěch předních končetin, které se staly řídicími prvky lokomoce (oligocen/miocen). Během vývoje brachiace se progresivně rozvíjela pohybová soustava v návaznosti na řídicí systém. Vznikaly tak nezbytné předpoklady pro vznik bipedie jako nového lokomočního typu vyšších primátů (pozdní miocen). Bipedie vznikla polarizací lokomočních prvků ve prospěch zadních končetin, tj. vlastně repolarizací zadních končetin (Kračmar, 2007).

V bipedální lokomoci se již horní končetiny neúčastní lokomoce ve smyslu uzavřeného kinetického řetězce, ale mají podíl na dynamice pohybu vyrovnáváním rotačních, spíše torzních momentů, vznikajících bipedální lokomocí (Dvořák, 2009).

Volná bipedální chůze člověka stojí na aktuálním konci evoluce lokomoce suchozemských obratlovců (obr. 1, str.12). Haeckelova teorie popisující intrauteriní vývoj a ontogenezi jako zkrácené opakování fylogeneze je zřejmě překonána (Wells, 2000 in Bačáková, 2008). Dle některých autorů nacházíme v lidských pohybových programech rozvíjených (nikoliv naučených) v průběhu posturálně pohybové

ontogeneze prvky evolučně překonané bazální kvadrupedie projevující se v kvadrupedálním zkříženém lokomočním vzoru (Kračmar 2007 in Bačáková, 2008).

Na počátku pohybového vývoje dítěte je, podle kraniokaudálního principu zrání CNS, pletenec ramenní, v rámci vztahu pletenec ramenní – pletenec pánevní, vedoucí strukturou. Lokomoční funkce ramenního pletence se ve čtvrtém trimenonu stává z lidského hlediska funkcí sekundární. Lokomoci zajišťuje pletenec pánevní, pletenec ramenní zajišťuje funkci humanizační, tedy funkci manipulace a úchopu (Véle, 2006).

### 1.1.2 Ontogeneze chůze

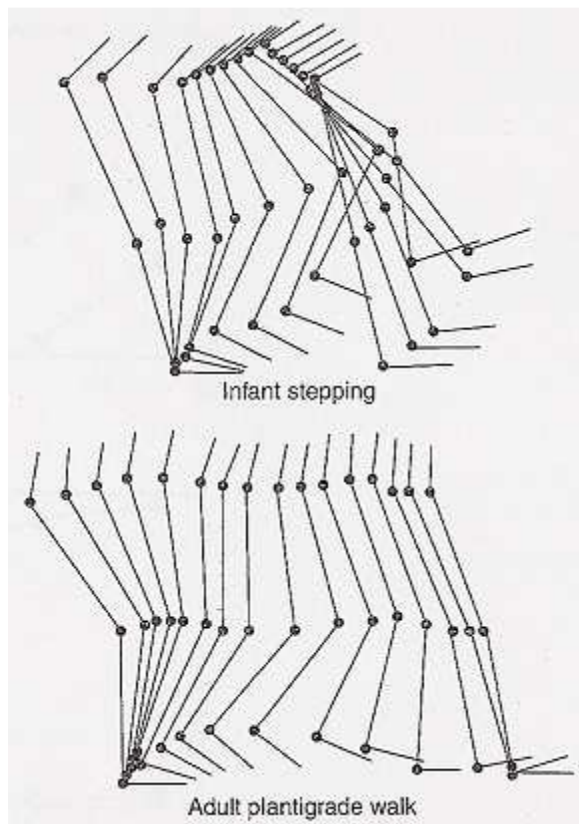
Schopnost pohybu provází člověka prakticky celý život. Rozvíjí se od časného intrauterinního období a vývoj motoriky zrcadlí vývoj nervové soustavy. Zároveň funkční vývoj bývá popisován ve skocích, od jednoho uzlového bodu k dalšímu (Trojan, 1999).

Lokomoční tendence pro pohyb vpřed je více projevem mentálního vývoje než výlučně motorickým projevem. Je to z dítěte vycházející tendence realizovat kontakt s okolím. Lokomoce není pro dítě podnět k dalšímu vývoji, nýbrž prostředek k poznání a navázání kontaktu s okolím. Tento prostředek jako stupeň naší posturální ontogeneze je automaticky zapojován. Jeho spouštěcí zónou je naše emocionalita (Vojta, 1995).

Z biomechanického hlediska můžeme ontogenezi lidské motoriky charakterizovat jako získávání schopností najít těžiště, udržet anebo cíleně měnit jeho polohu v prostoru. To je možné cílenou změnou tuhosti spojení segmentů řízenou svalovou aktivitou a využitím vlivu zevních sil. CNS řídí polohu těžiště prostřednictvím koordinované svalové aktivity. První spontánní pohyby byly sonograficky pozorovány ke konci 6. embryonálního týdne. Tyto pohyby je možné vidět i u novorozenců. Například izolované pohyby horních a dolních končetin se objevují u 9-ti týdenního zárodku. Střídaté pohyby nohou u novorozenců, které jsou podobné pohybům při chůzi, můžeme vidět už u dětí v 16. týdnu intrauterinního vývoje. Novorozenec neovládá plně svůj pohybový systém a trvá dlouhou dobu, než získá schopnost cíleně zaujmout a držet základní polohy a provádět cílené pohyby. Na počátku extrauterinního života není novorozenec schopen funkčně spojit několik segmentů. Není také schopen cíleně zpevnit trup, takže nemá společné těžiště všech segmentů trupu a má pouze úložnou plochu, nikoliv opěrnou plochu, a tedy ani

opěrnou bázi. Bez opěrné báze dítě nemá pevný bod („punctum fixum“) pro cílené pohyby končetin, ani schopnost řídit pohyby trupu a celého těla v prostoru (Shumway-Cook, 2001; Dvořák, 1999). Hybnost novorozence je charakterizována tzv. holokinetickými pohyby, tzn., že změna postavení hlavy způsobí změnu držení celého těla. Reflexně dítě pohybuje "kraulovacími" pohyby na HKK a na DKK lze vidět primitivní kopání. Kromě holokinetických pohybů a reflexů je u novorozence přítomen i takzvaný krokový mechanismus. Tento mechanismus vyvoláme tak, že novorozence držíme pod rameny ve svislé poloze, mírně nakloněného dopředu a s kontaktem chodidel o podložku. Jestliže ho takhle nastavíme, vykonává rytmický pohyb, připomínající lokomoci. Není možné však tento automatismus přirovnávat k chůzi dospělého člověka, liší se hned v několika aspektech. Krokový mechanismus novorozence není součástí posturálního řízení polohy, jde ho vyvolat i v poloze hlavou dolů nebo ve vodě. Druhým rozdílem je kontakt plosky s podložkou. Novorozenec se dotýká podložky pouze laterální hranou nohy. Třetím rozdílem je způsob svalové aktivace, kdy u dítěte dochází ke ko-aktivaci antagonistů, zatímco u dospělých dochází k reciproční aktivaci antagonistů. u novorozence jsou v převaze flexorové svalové skupiny a je slabá propulsní svalová síla při elevaci nohy (obr. 2, str. 15). Na základě kinematické analýzy a elektromyografického záznamu se Thelen et al. (in Shumway-Cook, 2001) domnívají, že kopání a krokový mechanismus u kojenců jsou identické pohybové vzory, které jsou pravděpodobně iniciovány ze stejných oblastí. Proto se domnívají, že kopání je dalším vývojovým stupněm, následujícím po vymizení krokového mechanismu. Postupně je tento mechanismus méně vybavitelný a u většiny dětí mizí mezi 2-4 měsícem života. o mnoho měsíců později se objevuje lokomoce volní. Řízení krokového mechanismu je na úrovni subkortikální centrální nervové soustavy a vymizení se vysvětluje postupným zráním kortikálních neurálních center, které tlumí primitivní mechanismy a reflexy (Shumway-Cook, 2001).

**Obr. 2 Porovnání kinematiky krokového pohybu novorozence a dospělého člověka (Shumway-Cook, 2001).**



**Legenda:** infant stepping: krokový pohyb novorozence, adult plantigrade walk – dospělá chůze s došlapem celým chodidlem.

V motorickém vývoji dítěte probíhá vzpřímení nejprve v poloze na zádech a na břiše, to znamená v horizontální poloze těla. v této rovině jsou kladeny nároky nejprve na rotační mechanismy. v poloze na břiše je extendovaný osový orgán podepřen na podložce o horní končetiny a zvedá se proti gravitaci. Rotační mechanismy při extendované páteři jsou v poloze na břiše i na zádech nezbytnou přípravou pro bipedální koordinovaný pohyb vpřed. Když se u zdravého kojence ve věku 4 – 6 týdnů objevuje první snaha o napřímení má už toto vzpřímení všechny prvky, které se postupně objevují v každém vyšším vývojovém stupni a jen se dále zdokonalují. Při změně těžiště v závislosti na vzpřímení, dochází ke koordinované změně držení těla, a změně řízení rovnováhy, která se vždy projeví globálně v celém těle (Vojta, 1995).

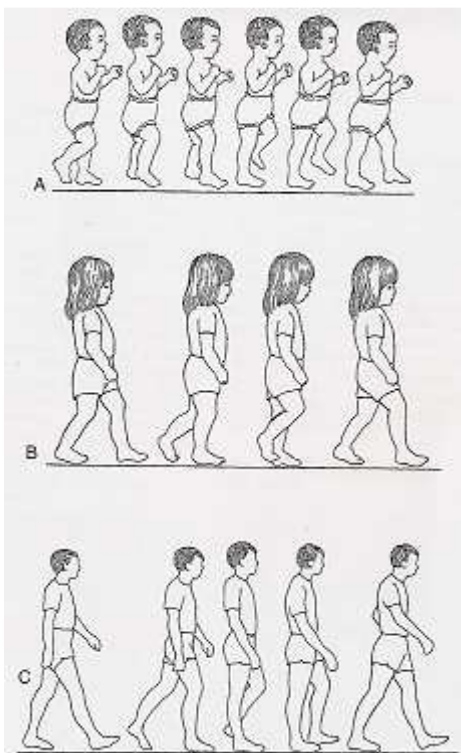
V druhém trimenonu posturální vývoj umožňuje i oporu asymetrickou s opěrnými body o loket, homolaterální oblast pánevního pletence a kontralaterální

koleno. Tato opora umožňuje posléze první radiální úchopové funkce. S realizací úchopu je získána schopnost lateralizace opory s patřičným přesunem těžiště. Ke konci druhého trimenonu se umí dítě otáčet z polohy na zádech do polohy na břiše. Dítě se naučí otáčení tak, že chce dosáhnout na předmět, který je na straně mimo dosah stejnostranné ruky. Předmět se nachází v zorném poli hemisféry, která ovládá druhostrannou horní končetinu. Takto dítě sahá pro předmět druhostrannou končetinou a učí se otáčet, zapojuje přitom koncentricky břišní svalovinu (Vojta, 1993; Dvořák, Vařeka, 1999).

Prvním typem lokomoce dítěte jako pohybu vpřed je lezení a plazení. Tulenění (plazení) se objevuje u dětí po 7. měsíci života, nejpozději však v 9. měsíci. Při tulenění se dítě opírá střídavě o lokty a táhne svůj trup po zemi dopředu. Tulenění vzniká zájmem dítěte o předmět, který leží v dohledu. Dolní končetiny se tohoto pohybu neúčastní, jsou vláčeny po podložce za tělem. Fáze tulenění trvá 2 – 3 týdny a předchází fázi lezení po čtyřech. Při lezení po čtyřech se dítě pohybuje po podložce dopředu s nadzdvíženým trupem a končetiny jsou kladeny na podložku ve zkříženém vzoru. Opora se uskutečňuje přes ruku a koleno. Paže a stehna se pohybují v sagitální rovině k tělu. Lezení po čtyřech dítě dosáhne mezi 9. a 10. měsícem života (Vojta, 1995).

na konci prvního roku dítě začíná chodit, nejdříve ve frontální rovině a za použití horních končetin (HKK), mluvíme tedy o kvadrupedii. Později je možná chůze vpřed. Za samostatnou bipedální lokomoci lze označit chůzi v okamžiku, kdy je dítě schopno si zajistit své potřeby, například dojít si pro hračku. Každý krok se zdá být nezávislý na tom předchozím. Kroky jsou krátké a s malým rozsahem extenze v kyčli i flexi v koleni. Kontakt s podložkou je celým chodidlem (anglicky „*foot flat*“). Pro lepší udržení stability jsou kroky o široké bázi. Dítě nevyužívá zatím rotaci trupu, HKK drží nahoře jako obranu před pádem. Postupem času získává balanční schopnost a horní končetiny poklesnou, ale ještě se neobjeví jejich souhyb v chůzi (obr. 3, str. 17) (Shumway-Cook, 2001).

**Obr. 3 Vývoj chůze (Shumway-Cook, 2001)**



**Legenda:** a – počáteční fáze: problém udržení vzpřímené postury, nepředvídatelná ztráta rovnováhy, krátké kroky, kontakt celým chodidlem, prsty postaveny zevně, široká opěrná báze, flektované koleno v prvním kontaktu podložkou, po němž následuje rychlá extenze, B – prvotní fáze: postupné vyrovnání do vzpřímené postury, delší kroky, kontakt patou, ruce podél těla s omezeným souhybem, opěrná báze bez laterálních výchylek trupu, omezené nebo žádné odvíjení prstů, větší klopení pánve, patrný vertikální nadzvednutí, C – zralá chůze: reflexní švihové pohyby horních končetin, úzká opěrná báze, relaxovaná prodloužená chůze, minimální vertikální klopení pánve, odvíjení plošky (pata-prsty).

### 1.1.3 Řízení lokomoce

Pohybový projev člověka je vysoce organizována funkce, která je úzce spjata s psychickou činností. Činnost kosterního svalstva je vždy řízena jako jeden funkční celek. Úkolem složitě regulovaného motorického systému je řídit všechny pohyby v závislosti na měnících se podmínkách prostředí. Na řízení motoriky se zejména u člověka podílejí prakticky všechny oddíly centrální nervové soustavy. Základem jakéhokoliv pohybu je svalový tonus, zajišťovaný činností spinální míchy. Na tomto základě je vybudován systém posturálních reakcí a vzpřimovacích reflexů, při jehož řízení se účastní retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček. Motorický systém

polohy je pak základem složité soustavy úmyslných pohybů řízených mozkovou kůrou, bazálními gangliemi a neocerebelem (Trojan, 1999)

Úplný výklad činnosti mechanismů při uskutečňování volního motorického aktu nebyl dosud podán. Většina autorů používá Kornhubelovu koncepci tzv. subkortikálních generátorů funkcí. Tato koncepce předpokládá, že realizace volního pohybu je podmíněná vypracováním časoprostorových vzorců neuronální aktivity za účasti bazálních ganglií a mozečku. Motorické povelky vznikající v mozkové kůře jsou výsledkem zpracování informací v senzitivních, asociačních a motivačních oblastech CNS. Tyto povelky jsou přenášeny masivními svazky vláken do podkorových struktur, přičemž bazální ganglia fungují jako generátor pomalých a plynulých pohybů a mozeček jako předprogramátor rychlých pohybů (Trojan, 1990).

Analýza pravděpodobného uspořádání centrálních nervových struktur, kontrolujících lokomoci, odhaluje dva velmi významné a soupeřící filozofické přístupy, které se snaží vysvětlit kontrolu volních pohybů. První přístup se zabývá programováním pohybu, které je založeno na představě centrálního generátoru lokomočních vzorců (central pattern generator - CPG). CPG je hypotetická neurální struktura která vytváří rytmickou neurální aktivitu. Tato aktivita je přeměněna na rytmickou svalovou aktivitu, která vede k rytmickému chování, tedy k lokomoci. Druhý možný přístup je označován jako princip dynamických systémů (dynamic systems approach) nebo jako tvorba dynamických lokomočních vzorů (dynamic pattern generation). Podle této teorie je rytmicita jev, který vzniká na základě nerytmické neurální činnosti a interakcí periferního systému s okolím. Latash se domnívá, že oba přístupy jsou z části pravdivé a mohou se navzájem doplňovat (Latash, 2008).

#### 1.1.3.1 Centrální generátor lokomočního vzoru

Původně se soudilo, že rytmické lokomoční pohyby jsou výsledkem cyklického řetězce reflexních dějů s centry ve spinální míše. Podle této představy by se lokomoce udržovala v chodu cyklickou aktivací flexorů a extenzorů z proprioreceptorů, kdy nejprve přichází z vyšších center nervové soustavy k motoneuronům povel ke stahu flexorů. Tuto kontrakci zaznamenají svalová vřeténka extenzorů a vyšlou signál do míchy. Z míchy se reflexní cestou vyvolá stah extenzorů a prostřednictvím reciproční inervace relaxace flexorů. Stažení extenzorů nyní působí stimulaci svalových vřetének ve flexorech, tím je dán podnět k tomu, aby se celý děj opakoval.



Současné poznatky ukazují, že rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin může probíhat bez výše zmíněné zpětnovazebné signalizace z periferie, a nemá tudíž reflexní charakter. Předpokládá se, že celý pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který označujeme jako centrální motorický program. Ten je zakódován v paměti neuronální sítě, kterou označujeme jako generátor vzorce pohybu. Spoušťový mechanismus není dosud zcela známý (Králíček, 2002).

Generátor vzorce pohybu je situován ve spinální míše samostatně pro každou končetinu. Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována. Soudí se, že generátor vzorce lokomočního pohybu je aktivován signálem vycházejícím z určité oblasti retikulární formace středního mozku označované jako mesencefalická lokomoční oblast. Toto centrum by mělo nejen spouštět generátor lokomočního pohybu, ale i určovat charakter lokomoce (chůze, běh). Přestože lokomoce není primárně reflexního původu, je aferentní signalizace z končetinových proprioreceptorů důležitá. Úkolem těchto receptorů je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce tak, aby výsledný lokomoční pohyb byl sladěn s terénem (Králíček, 2002).

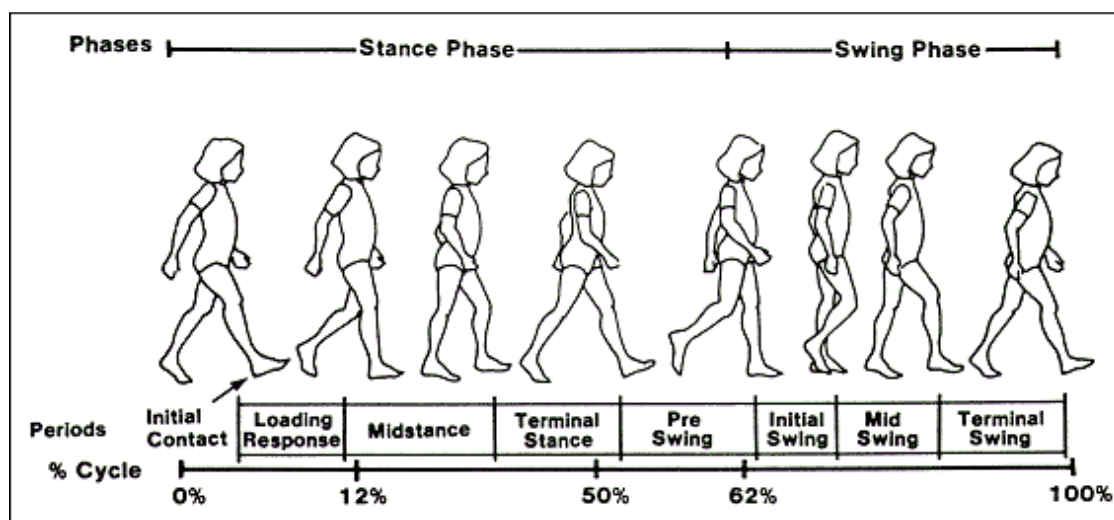
#### 1.1.3.2 Generování dynamických lokomočních vzorů

Z pohledu tohoto přístupu může být systém vytvářející pohyb (včetně struktury CNS, efektorů a jejich spojů s CNS, působící síly a vlivy prostředí) formován pomocí nelineární diferenciální rovnice. Nelineární znamená, že reakce systému na vstupní signál, popsána takovými rovnicemi, se může disproporcionálně změnit při změnách tohoto vstupního signálu. Tento vzorec nemůže být řešen analyticky. Aplikováno na motorické chování, popisuje tento přístup přesněji komplexní chování, včetně cyklického chování a změn vztahující se ke koordinaci. Silnou stránkou této teorie je, že se dokáže zabývat otázkou stability, která je samozřejmě důležitá pro bipedální lokomoci. Analýza lokomoce tímto přístupem ukázala, že klíčová je mediolaterální stabilita. Tento přístup rovněž přesněji popsal rysy motorické koordinace, včetně koordinace mezikončetinové a mezikloubní. Použitím matematického modelování pomocí složitých rovnic je možné vytvořit model komplexního lokomočního chování. Spornou otázkou může být biologická relevance těchto modelů a jejich parametrů (Latash, 2008).

#### 1.1.4 Krokový cyklus

Pro zjednodušení popisu mechanismu chůze je definován krokový cyklus (obr. 4, str. 20). Ten začíná úderem paty jedné dolní končetiny a končí opět úderem paty stejné dolní končetiny (tzv. dvojkrok). Krokový cyklus lze jednoduše rozdělit podle toho, zda chodidlo je v kontaktu s podložkou na fázi stojnou, a fázi švihovou, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou. Stojnou fázi můžeme dále rozdělit na fázi první dvojí opory, jedno-oporovou fázi a fázi druhé dvojí opory. v podrobném popisu stojné fáze rozlišujeme dle Perry (1992) „*initial contact*“ jako počáteční kontakt, „*loading response*“ jako reakci na zatížení, „*midstance*“ jako střed stojné fáze, „*terminal stance*“ jako konečný stoj a „*preswing phase*“ jako předšvihovou fázi (Perry, 1992).

**Obr. 4 Krokový cyklus (Perry, 1992)**

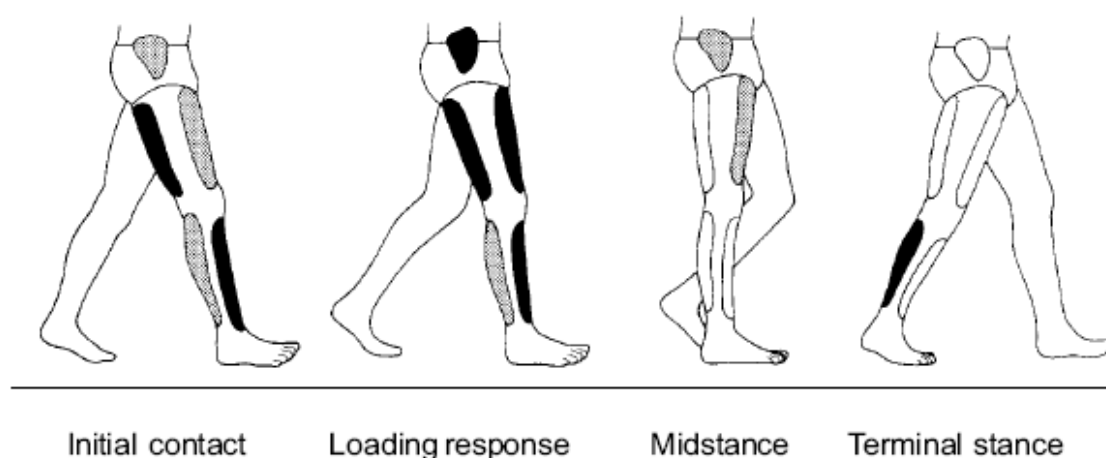


**Legenda:** Stance Phase – stojná fáze, Swing Phase – švihová fáze, % Cycle – procenta krokového cyklu, Periods – fáze krokového cyklu.

Ve fázi počátečního kontaktu této fáze dochází ke kontaktu paty s podložkou a tím k zahájení decelerace pohybu a absorpce nárazu. Aktivní jsou v této fázi zejména dorzální flexory hlezna a extenzory kyčle. ve fázi reakci na zatížení pokračuje decelerace pohybu a dochází postupně k přenosu zatížení hmotnosti. Dle Perry (1992) je při absorpci nárazu potřeba největší svalová aktivita pro zajištění stability ve všech třech rovinách. Nejvíce se zde zapojují extenzory kolene a extenzory kyčle. Hned na začátku středu stojné fáze (*midstance*) klesá intenzita aktivity kyčelních a kolenních svalů, která byla nutná v předešlé fázi. Stabilita stojné dolní končetiny je závislá především na aktivitě plantárních flexorů hlezna, stabilitě extendovaného kolenního

kloubu a kyčelního kloubu ve frontální rovině. Cílem následující fáze - konečného stoje - je propulze a akcelerace pohybu. Nejvíce se zapojí plantární flexory hlezna. v posledním úseku stojné fáze je předšvihová fáze. Je to příprava na švihovou fázi, při které se zapojují především flexory kyčle. Klíčový je pohyb kolenního kloubu do flexe, který v této fázi dosahuje největšího rozsahu v celém krokovém cyklu (Obr. 5, str. 21) (Perry, 1992; Murcková, 2001).

**Obr. 5 Popis stojné fáze krokového cyklu (Perry, 1992)**



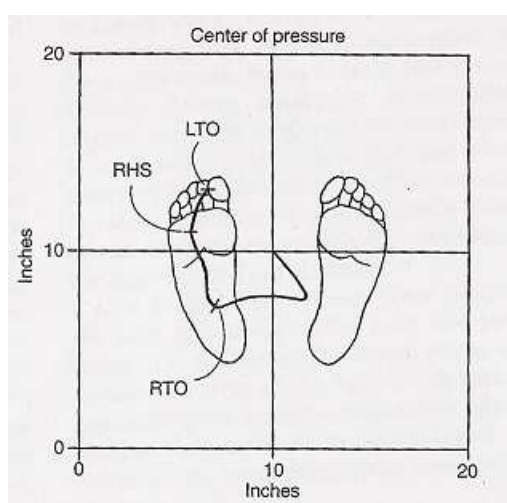
**Legenda:** initial contact - počáteční kontakt, loading response - reakce na zatížení, midstance - střed stojné fáze, terminal stance - konečný stoj, preswing phase - předšvihovou fázi.

Švihovou fázi dělíme na „*initial swing*“ jako počáteční švih, „*midswing*“ jako střed švihové fáze a „*terminal swing*“ jako konečný švih. v první fázi je rozhodující flexe kyčle a kolene a omezení plantární flexe hlezenního kloubu. ve středu švihové fáze je důležité zapojení dorzálních flexorů hlezenního kloubu a v kyčelním kloubu se pořád zvětšuje flexe. Poslední fáze krokového cyklu se vyznačuje decelerací tendencí, a to konkrétně brzděním flexe kyčelního kloubu a brzděním hyperextenze kolenního kloubu. Aktivní jsou rovněž opět dorzální flexory hlezenního kloubu.

Uvedli jsme, že krokový cyklus začíná úderem paty. Chůze z klidného stoje začíná z biomechanického hlediska jako prostý volný pád vpřed a balance je znovuzískána pomocí vykonání kroku. Před vlastním „pádem“ však musí dojít k iniciaci chůze z klidného stoje. Ta začíná relaxací specifických posturálních svalů, kterými jsou mm. gastrocnemii a m. soleus. Po snížené aktivitě výše uvedených svalů

následuje aktivace m. tibialis anterior, který pomáhá dorzálním flexorům přesunout těžiště těla (anglicky center of mass – COM) vpřed při přípravě na odlepení palce. Při sledování centru tlaku (anglicky *center of pressure* - COP) během iniciace chůze dospělého člověka byl prokázán následující sled událostí. Před samotným začátkem pohybu je COP umístěno v oblasti kotníku uprostřed mezi oběma chodidly. Jakmile jedinec zahájí pohyb, COP se nejdříve pohybuje posteriorně a laterálně směrem ke švihové dolní končetině, poté směrem ke stojné dolní končetině a dopředu.

**Obr. 6 Pohyb COP během iniciace chůze dospělého člověka (Shumway-Cook, 2001)**



**Legenda:** RTO (right toe-off) – odlepení palce pravé dolní končetiny, RHS (right heel strike) – úder paty pravou dolní končetinou, LTO (left toe-off) – odlepení palce levé dolní končetiny

Pohyb COP směrem ke stojné dolní končetině je spojen s přípravou švihové dolní končetiny na fázi toe off, konkrétně dochází k flexi kyčelního a kolenního kloubu a dorzální flexi hlezenního kloubu. k toe off švihové dolní končetiny dojde v momentě, kdy COP mění směr z laterálního na dopředný v oblasti chodidla stojné dolní končetiny (obr. 6, str. 22). Pohyb vztahující se k tomuto přesunu COP lze popsat následovně. Jakmile se COP přesouvá posteriorně a směrem k švihové dolní končetině, jsou obě dolní končetiny stabilizovány proti záklonu pomocí svalů přední strany stehna – m. quadriceps femoris a bérce – m. tibialis anterior. Další aktivací m. tibialis anterior dojde k dorzální flexi hlezenního kloubu stojné dolní končetiny a k posunu bérce dopředu. Stehenní svaly mají za úkol zabránit flexi kolene, aby se dopředný pohyb bérce promítnul do celé dolní končetiny. Nutná je aktivace abduktorů kyčle, které

působí proti laterálnímu posunu pánve a důležitá je i stabilizace hlezenního kloubu peroneálními svaly (Shumway-Cook, 2001).

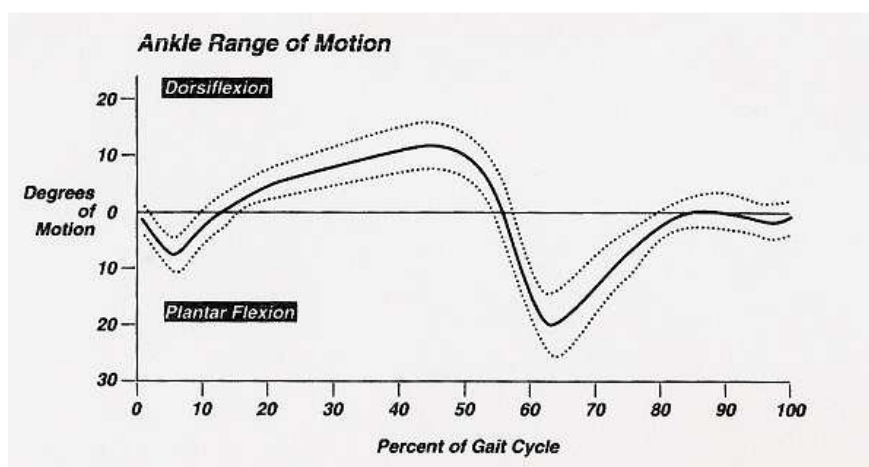
#### 1.1.5 Zapojení hlezenního kloubu v chůzi

Spojení tibie a chodidla hraje při chůzi zásadní roli. v této oblasti dochází k přenosu vertikálních sil zatížení na horizontální podpurný systém. Při přesnější analýze zjistíme, že podstatná část se odehrává v kloubu subtalárním. Talus je uložen ve vertikální ose zatížení dolní končetiny mezi tibií a kalkaneem, zatímco chodidlo je vymezeno kalkaneem a prsty. Talus tedy není nezbytný v horizontálním podpurném systému, který je v kontaktu s podložkou, ale je důležitým článkem v přenosu zatížení z tibie na kalkaneus. Talus tedy prostřednictvím dvou jednoosých kloubů (tibiotalární, subtalární) zajišťuje trojrozměrný pohyb (Perry, 1992).

##### 1.1.5.1 Tibiotalární kloub

V tibiotalárním kloubu není při chůzi velký rozsah pohybu, ale je rozhodující pro absorpci a průběh stojné fáze a ve švihové fázi přispívá k posunu končetiny dopředu. Během každého krokového cyklu dochází ke čtyřem pohybům v tibiotalárním kloubu. v každém krokovém cyklu se střídá dvakrát plantární flexe a dvakrát dorzální flexe. První tři pohyby jsou v stojné fázi. Rozsah pohybu v tibiotalárním kloubu během chůze je v průměru 30° (obr 7, str. 23). Jelikož v tibiotalárním kloubu probíhá pohyb v jedné rovině, dvě hlavní svalové skupiny kontrolují tento pohyb: dorzální a plantární flexory. Zjednodušeně můžeme říct, že plantární flexory jsou aktivní ve stojné fázi, zatímco dorzální flexory ve fázi švihové (Perry, 1992).

**Obr. 7 Rozsah pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu (Perry, 1992)**



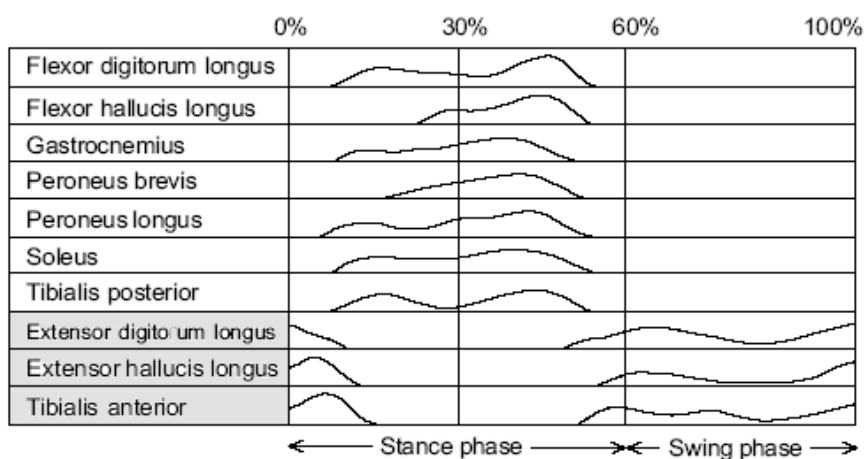
**Legenda:** Degrees of motion – stupně rozsahu pohybu, dorziflexion – dorzální flexe, Plantar flexion – plantární flexe

- Dorsální flexory

Tři velké svaly leží anteriorně od kloubu tibiotalárního: m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. M. peroneus tertius je variabilní sval připojený k m. extensor hallucis longus a anatomicky je lze jen těžko rozdělit. Všechny dorsální flexory mají stejně dlouhé rameno páky, liší se jen svou velikostí. Největší příčný průřez svalu má tibialis anterior. Ostatní extenzory jsou značně menší, a proto mají mnohem menší schopnost (moment síly) dorzální flexe.

Během počátečního kontaktu jsou všechny dorzální flexory značně aktivní a zmenšují svou svalovou aktivitu ke konci fáze reakce na zatížení. v předšvihové fázi se jako první kontrahuje m. extensor hallucis longus. Vzápětí se kontrahují ostatní dorzální flexory (obr. 8, str. 24). Během fáze „*initial contact*“ síla kontrakce m. tibialis anterior okamžitě stoupá. ve středu stojné fáze je svalová akce minimální. Naopak v konečném švihy se intenzita postupně zvětšuje tak, aby postavení nohy bylo připraveno pro stojnou fázi (Perry, 1992).

**Obr. 8 Aktivita dorzálních a plantárních flexorů během krokového cyklu (Vaughan, 1999)**



**Legenda:** Stance phase – stojná fáze, Swing phase – švihová fáze, % - procenta krokového cyklu

- Plantární flexory

Posteriorně od tibiotalárního kloubu probíhá sedm svalů: m. triceps surae (m. soleus, m. gastrocnemius), m. tibialis posteriori, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. fibularis longus a m. fibularis brevis. Každý z nich může přispět

k plantární flexi. Nicméně jejich výkonnost se výrazně liší. Z 93% se plantární flexe účastní m. soleus spolu s m. gastrocnemius. Zbývajících 7% provádí ostatní plantární flexory (Perry, 1992).

#### 1.1.6 Charakteristika hemiparetické chůze

Problematika chůze u hemiparetických pacientů je komplexní a zahrnuje neurologické i biomechanické faktory. Tyto faktory ovlivňují schopnost stupňovat svalovou sílu a kontrolovat rychlost pohybu tak, aby byl proveden plynulý koordinovaný pohyb trupu a končetin požadovaný pro efektivní lokomoci. Je velká variabilita mezi jedinci vzhledem k diagnóze, rozsahu postižení, etiologii poruchy, funkční schopnosti a doby rekonvalescence. I když jsou popsány některé obecné charakteristiky hemiparetické chůze, individuální rozdíly jsou značné (Smidt, 1990).

U osob po CMP s následnou hemiparézou jsou pro chůzi podstatné tyto poruchy: oslabení až neschopnost provedení volní svalové kontrakce v normálním rozsahu a neadekvátní časování svalové aktivity nebo nepřiměřený stupeň svalového napětí. Obě poruchy ovlivňují svalový tonus. Také snížená propriocepce zabraňuje některým pacientům použít nezasazenou oblast motorického řízení, protože jim chybí zpětná informace o poloze končetiny. Statistické studie ukázaly, že závažnost motorického deficitu je důležitější než míra anatomického poškození (Perry, 1992). Dále se zaměříme na patologie v oblasti hlezenního kloubu.

##### 1.1.6.1 Vliv spasticity

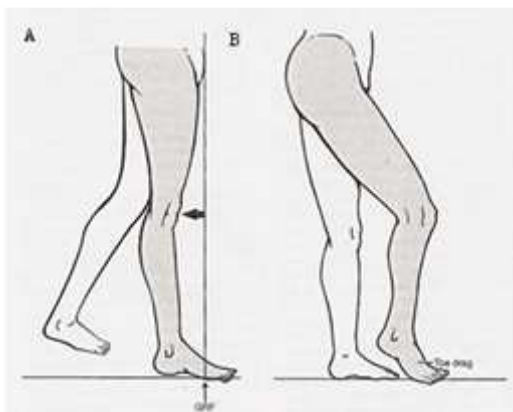
Spasticita je častým příznakem neurologických onemocnění a nepříznivě ovlivňuje především biomechaniku chůze. Navíc modifikuje mechanické vlastnosti svalu vytvářením zvýšené tuhosti. Tato tuhost omezuje volnost pohybu mezi segmenty – selektivitu pohybu a tím potřebnou progresi lokomoce (Shumway-Cook, 2001).

Spasticita plantárních flexorů může mít podíl na patologickém vzorci chůze jak stojné, tak i švihové fázi. Spastické plantární flexory limitují aktivitu dorzálních flexorů a již ve fázi „*initial contact*“ zabrání kontaktu paty s podložkou. Iniciální kontakt je potom umožněn náhradním pohybovým vzorem tzv. „*foot flat*“ – s poklesem špičky. v této situaci pak vektor reakční síly podložky působí před kolenní kloub, čímž způsobí extenzi kolene (Obr. 9A, str. 26). Následkem spasticity plantárních flexorů dochází i k předčasnému kontaktu chodidla s podložkou během švihové fáze s konečným efektem táhnutím špičky po podložce, tzv. „*toe drag*“

(Obr. 9B, str. 26). Ve fázi terminal swing kladou spastické plantární flexory odpor extenzi kolene a dorzální flexi v hleznu, čímž zabraňují optimálnímu postavení pro fázi iniciální kontakt paty.

Kombinace nadměrné aktivity m. triceps surae a m. tibialis posterior způsobuje eqvinoarózní postavení v hlezenním kloubu. Klinicky vidíme zdvihání hlavičky prvního metatarzu od podložky s následným kontaktem chodidla přes zevní stranu. Oproti tomu ekvinovalgózní chůze je charakteristická kontaktem vnitřní hrany chodidla s podložkou. Tento typ chůze může být důsledkem nadměrné aktivity m. triceps surae společně s m. peroneus brevis. Jinou příčinou může být oslabení nebo nečinnost inverzních svalů, například m. soleus (Shumway-Cook, 2001; Perry, 1992).

**Obr. 9 Foot flat, Toe drag**



#### 1.1.6.2 Vliv oslabení svalů, parézy

Oslabení svalové síly je způsobeno různými faktory. Oslabení je možno charakterizovat jako sníženou schopnost svalu nebo svalové skupiny produkovat dostatečný silový moment působící na kloub, deficit ve výkonu svalu nebo svalové práce produkované danou svalovou skupinou. Elektromyografická aktivita svalů postižené strany je obecně nižší, než na straně neparetické. Důvodů k tomuto svalovému oslabení může být několik: snížení kapacity pro aktivaci motorických jednotek, snížený počet funkčních motorických jednotek a snížení tzv. Tempa vypálení „firing rates“. Dalšími faktory, které mohou způsobit svalové oslabení, je neadekvátní aktivace antagonistických svalových skupin.

Stejně jako spasticita, působí paréza na nervovou i svalovou komponentu vytváření síly. Nervová komponenta vzniká z nedostatečného náboru supraspinálních motorických neuronů určitých svalů buď v určité části krokového cyklu, nebo během celého krokového cyklu. ve svalech se paréza odrazí v sekundární změně svalových



vláken, které znemožňují udržení optimálního svalového napětí. Paréza se promítne jak do koncentrické aktivity, která vytváří sílu a pohyb a posouvá tělo dopředu, tak do excentrické aktivity, která pohyb kontroluje, řídí. Jak moc se paréza v chůzi projeví, záleží od toho, které svaly postihne a v jakém rozsahu, a podle schopnosti substituce funkce ochrnutých svalů ostatními svaly. Normální chůze nepotřebuje maximální výkonnost svalových skupin dolní končetiny. Jedině plantární flexory hlezna využívají v chůzi skoro maximální výkon, protože za normálních okolností právě ony zajišťují největší část propulsní síly. Jestliže jsou tyto svaly oslabené, jsou pro propulsi použity alternativy, které mění lokomoční parametry, jakými jsou rychlost a délka krokového cyklu.

U oslabených plantárních flexorů je charakteristická hyperextenze kolenního kloubu ve stojné fázi a nedostatečná flexe kolene ve švihové fázi. Během stojné fáze chůze nemůžou oslabené nebo neaktivní plantární flexory omezit dopředný pohyb tibie pomocí excentrické kontrakce. Následkem toho dochází k nadměrné dorzální flexi a ke zvětšení flexe kolene z 15 na 30 stupňů. Přetrvávající flexe kolene během stojné fáze chůze zvyšuje nároky na m. quadriceps, který pro dobrou stabilitu kolene musí pracovat excentricky. Takto se zvyšují i energetické požadavky pro chůzi. Navíc následkem oslabených plantárních flexorů nedochází k odlepení paty a k extenzi kolene v terminal stance. Následkem může být nadměrná rotace pánve dozadu. Tato dynamická rotace je obvykle spojena s přetrvávajícím kontaktem paty na podložce z důvodu oslabení svalů lýtky (Perry, 1992; Gage, 1995).

## 1.2 Ortézy

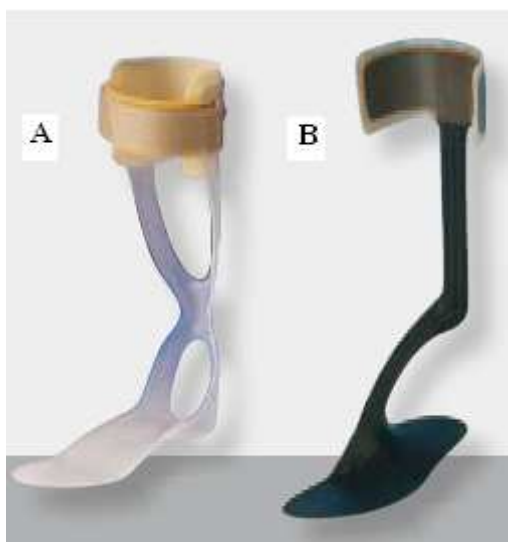
Cévní mozková příhoda je hlavní příčinou dlouhodobé invalidity mnoha pacientů. Častým následkem je hemiparéza, která způsobuje mezi jinými poruchu kontroly hlezenního kloubu a různé deformity (equinus, varus). Příčinou může být svalová slabost, spasticita a zhoršení senzomotoriky. Tyto faktory dále vedou k potížím při chůzi a zvyšují riziko pádu. Hlezenní ortéza je často aplikována pro správný alignment hlezenního kloubu a k zvýšení rychlosti chůze, délky kroku, ale i k snížení spotřeby energie. Ortéza je předepisována především pacientům s těmito abnormalitami chůze: foot drop během švihové fáze, mediolaterální nestabilita hlezenního kloubu a insuficientní odraz během stojné fáze krokového cyklu. Kromě kompenzace ztráty funkce mohou dopomoci terapeutům v podpoře učení motoriky. Použitím ortéz můžeme dosáhnout zlepšení výsledků rehabilitace a zlepšit soběstačnost pacienta. v rehabilitaci pacientů s hemiparézou je k dispozici řada pomůcek. Pro lepší funkční schopnosti dolní končetiny často používáme nejen hlezenních, ale i kolenních ortéz. Různá specializovaná pracoviště produkují různé formy ortéz, ale svou funkcí se příliš neliší. Odlišnosti najdeme v použitém materiálu, jiným postupem výroby a odlišnosti vznikají i tím, že se firmy snaží co nejučelněji propojit funkční a estetickou složku ortézy. Ortézy se vyrábějí buď sériově, nebo pro každého pacienta individuálně, na základě odlitku. Základní dělení ortéz podle tvrdosti použitého materiálu: ortézy rigidní a měkké.

Ortézy mohou představovat klíčovou část v nácviku chůze. Zvedáním chodidla ve švihové fázi chůze nahrazují svalstvo bérce a umožňují tak přirozenější odraz chůze se sníženým rizikem zakopnutí a následného pádu. Hlezenní ortéza navíc zamezuje kontaktu přední části chodidla (forefoot contact), při kterém může dojít k subluxaci nohy a následnému poškození vazů v kotníku (Abe, 2009; Ottobock, 2009).

### 1.2.1 Rigidní ortézy

Rigidní ortézy najdeme v zahraniční literatuře nejčastěji pod pojmem ortéza hlezenně-chodidlová - ankle foot orthosis (AFO). Jak napovídá anglický název, mají tyto ortézy za úkol kontrolovat nastavení a pohyb hlezenního kloubu a chodidla.

**Obr. 10 Rigidní ortéza plastová - A, rigidní ortéza karbonová – B (Ottobock, 2009)**



AFO může být zhotovena z různých materiálů (obr. 10, str. 29). První ortézy byly z kovového materiálu. Později rozvoj plastové technologie umožnil výrobu individuálních nebo předem zhotovených sériových polypropylenových AFO. v současné době jsou za nejlepší považovány rigidní ortézy zhotoveny z karbonového vlákna. Tento materiál nabízí tuhost potřebnou ke stabilizaci hlezenního kloubu, ale i flexibilitu pro zlepšení odrazu přední části nohy během chůze a ke zlepšení odvíjení chodidla během chůze. Nejčastěji používané jsou plastové a karbonové. Méně aktivním pacientům většinou postačují AFO ortézy, které jsou vyráběné z termoplastu. Zajišťují zdvihnutí přednoží s pasivním omezením plantární flexe, což vede k omezení kompenzačních pohybů (nadměrná flexe v kyčelním a kolenním kloubu). Pružné peroneální dlahy z karbonových vláken jsou určeny pro aktivnější pacienty. Díky flexibilním elementům v oblasti špičky a paty umožňují dynamický odraz chůze i na nerovném povrchu. Dostatečně tak podporují dorzální flexi chodidla bez pohlcování energie vynaložené při chůzi. Karbonový materiál ortézy významně snižuje energetický výdej při chůzi. Pacient je méně vyčerpan, což ho motivuje ke zvyšování pohybové aktivity (Ottobock, 2009).

Kromě prefabrikovaných modelů je možné nabídnout pacientům individuální zhotovení ortéz, které více respektuje konkrétní potřeby pacienta. Ortotik by měl být v tomto případě odpovědný za návrh specifikace dané ortézy. Individuálních AFO je celá řada, liší se především svým designem. Níže popíšeme několik druhů rigidních ortéz (Obr 11, str. 30).

**Obr. 11 Příklady individuálně zhotovených ortéz (NHS, 2009)**



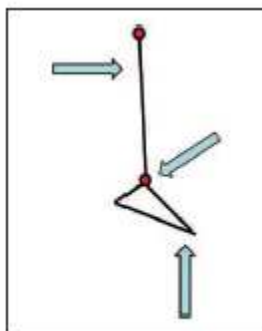
**Legenda:** a – posterior leaf spring (PLS), B – hinged or articulated AFO (HAFO), C – Solid AFO, D – Ground reaction orthosis (GRAFO)

- Posterior leaf spring (PLS) – ortéza je podobná mnoha prefabrikovaným návrhům. PLS AFO je indikována pouze v případech, kdy existuje izolované oslabení dorzálních flexorů. Tato ortéza není vhodná, pokud je přítomná spasticita nebo velká mediolaterální nestabilita hlezenního kloubu.
- Hinged or articulated AFO (HAFO) – tento druh ortéz dovoluje pohyb v jednom směru a omezuje pohyb v jiném. Nejčastěji je umožněn pohyb do dorzální flexe.
- Solid AFO – zabraňuje všem pohybům hlezenního kloubu.
- Ground reaction orthosis (GRAFO) – navržena tak, aby co možná nejvíce nepřímou ovlivnila kolenní kloub během stojné fáze proti poklesu do flexe (NHS, 2009).

#### 1.2.1.2 Biomechanický efekt AFO ortézy

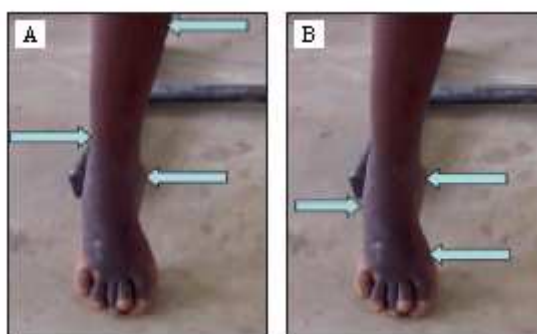
Pokud je AFO dostatečně tuhá, může zabránit plantární flexi chodidla ve švihové fázi a tím možnému riziku zakopnutí. Tohoto ortéza dosáhne díky použití systému tří sil. Jedna působí zezadu na lýtko, druhá zesponu chodidla v úrovni hlaviček metatarsů a třetí na hřbetu nohy blízko hlezenního kloubu (Obr. 12, str. 31)

**Obr. 12** Systém sil zabraňující ekvinoznímu postavení v hlezenním kloubu



Supinace je zajištěna subtalárním a tarsometatarsálním skloubením. AFO musí kontrolovat oba klouby současně. Inverze zadní části nohy v subtalárním kloubu je kontrolována silami působícími na vnitřní stranu kalkaneu, oblast nad zevním kotníkem a v oblasti proximálního lýtku z mediální strany (obr. 13A, str. 31). v tarsometatarsálním kloubu je vnitřní rotace (addukce) kontrolována působením síly na vnitřní stranu kalkaneu, z laterální strany v úrovni tarsometatarsálního skloubení a podél osy prvního metatarsu (obr. 13B, str. 31). Plná úprava supinace je důležitá, a když toho nedosáhneme, může takovéto nastavení vést k vytvoření většího varózního momentu síly na kolenní kloub, které může vést k uvolnění laterálních kolaterálních vazů. Časem dojde ke zvětšení varózní deformity.

**Obr. 13** Systémy sil zabraňující varóznímu a addukčnímu postavení v hlezenním kloubu (NHS, 2009)



**Legenda:** a – systém sil zabraňující inverzi, B – systém sil zabraňující addukci přední části chodidla

Kromě přímého efektu AFO ortéz na hlezenní kloub a chodidlo, mají tyto ortézy nepřímý vliv i na kloub kolenní a kyčelní. Konkrétně použití rigidní ortézy stabilizuje pozici hlezna a chodidla a tím ovlivňuje reaktivní sílu podložky (GRF), čímž pozitivně

ovlivňuje postavení kyčelního a kolenního kloubu. Pomocí AFO se tibia přesune asi o 10° dopředu, následkem této pozice dochází k zatížení celé plochy plosky, zatímco bez ortézy je toto zatížení především z laterální a přední strany. GRF je tedy posunuto více posteriorně. Kombinace umístění GRF posteriorně a umístění kolen více anteriorně umožňuje lepší stabilitu kolene a usnadňuje flexi kolene pro švihovou fázi. v případě, že je přítomna instabilita kolene projevující se pohybem do flexe, lze AFO tomuto stavu lépe přizpůsobit (GRAFO).

Jakmile se změní postavení tibie, změní se i postavení femuru a kyčelní kloub se může posunout anteriorně. Kombinace posunu kyčelního kloubu dopředu a reakční síly podložky dozadu snižuje nadměrný flekční moment kyčle a může dojít až k extenčnímu momentu, který umožní lepší průchod stojnou fází, čímž se může zvětšit rychlost a délka kroku.

V případě nutnosti lze AFO různě individuálně upravovat a měnit tím biomechanický efekt podle potřeb pacienta.

### 1.2.2 Měkké ortézy

Měkké ortézy, které můžeme používat v rehabilitaci hemiparetických pacientů, jsou vyrobeny především z textilních a elastických materiálů. v této skupině hlezenních ortéz rozlišujeme základní tři formy. První ortéza se skládá z návleku, který je zpevněn pružným popruhem na principu tejpování. Používána je především jako preventivní pomůcka u situací s vysokým rizikem poranění hlezenního kloubu, u recidivujících distorzí hlezna a u nestabilit hlezenního kloubu. Druhou pomůckou je peroneální páska. Jedná se o pomůcku k fixaci hlezna v dorzální flexi. Základem je pásek, který se obepíná kolem bérce cirkulárně nad kotníky a v přední části je pás textilní gumy, který se pod úhlem 90° připíná v přední části cirkulárního pásu a svým druhým koncem v požadované poloze v hlezenním kloubu. Zabraňuje přepadávání nohy do plantární flexe. Poslední měkkou ortézou je bandáž hlezenního kloubu ve formě elastického návleku ve tvaru osmičky.

### 1.3 Použití ortéz u pacientů po CMP

Většina zahraničních studií se věnuje efektu používání AFO. Studie objektivizují vliv ortéz z různých hledisek. Zaměřují se zejména na změny časových a prostorových parametrů chůze, vlivu ortéz na biomechaniku celé dolní končetiny, metabolické

a kardiopulmonální funkce, svalovou aktivitu a vliv na funkční schopnosti pacienta. Objektivizace dosáhly různé studie pomocí různých objektivizačních metod – vyšetření pomocí posturografických testů, funkčních testů, hodnocení pomocí elektromyografie aj., často studie kombinovaly více metod.

### 1.3.1 Vliv AFO na časové a prostorové parametry chůze

Mnoho studií se zabývalo efektem AFO na časové a prostorové parametry chůze (rychlost, rytmus, délka kroku, doba trvání jednooporové a dvouoporové fáze). Statisticky významné **zrychlení** chůze bylo zaznamenáno při použití různých druhů AFO ortéz. Již v roce 1987 zkoumal Lehmann efekt kovové ortézy a poukázal na to, že nastavení úhlu pevné ortézy v hlezenním kloubu v sagitální rovině má pro rychlost statisticky významnou roli. Rychlejších výsledků dosáhl u kovové dlahy s 5° dorzální flexí oproti nastavení v 5° plantární flexi. v jiné studii (Corcoran, 1970) bylo dosaženo podobně statisticky významných výsledků pro rychlost chůze při použití kovové i plastové pevné ortézy s 10° sklonem. Nicméně studie Beckermana (1996), který použil AFO ortézu s 5° sklonem ukázaly malé a statisticky nevýznamné zlepšení rychlosti chůze. Další studie (Gök, 2003) porovnávala umělohmotnou a kovovou ortézu. Obě měly pozitivní efekt na parametry chůze, ale statisticky významné zvýšení rychlosti bylo při užití kovové pevné ortézy, naopak u plastové AFO byly výsledky horší. Kovová ortéza poskytla lepší stabilizaci hlezna, dovolující kvalitnější heel strike a odraz. Proto podle Göka je rigidnější kovová hlezenní ortéza vhodnější pro pacienty s chronickou hemiparézou. Autoři tento výsledek přisuzují větší tuhosti provedení kovové ortézy. Wang (2005) sledoval efekt používání ortéz u pacientů s různou dobou postižení hemiparézou. Zjistil, že pacienti s hemiparézou trvající méně jak 6 měsíců dosáhli při používání ortéz větší rychlost a u pacientů s hemiparézou trvající déle jak 12 měsíců mělo nošení ortéz pouze slabý účinek. Tyson (2009) nezaznamenala zlepšení rychlosti s rigidní ortézou typu PLS, ačkoli vliv použití tohoto typu ortézy u pacientů se závažnějšími instabilitami hlezenního kloubu je nejistý. Studie Hesse (1996) měřila rozdíl mezi třemi situacemi - použitím AFO, použitím pevné obuvi a situace s chůzí naboso u pacientů se spastickou hemiparézou. Statisticky významné zrychlení chůze bylo s pevnou botou ve srovnání s chůzí naboso.

Mnoho studií uvádí statisticky významné zlepšení **rytmu** (tempa) chůze (Mojica, 1988; Hesse, 1996; Tyson, 2001). Wang (2005) popisuje zvýšení rytmu chůze

u pacientů s hemiparézou trvající méně jak 6 měsíců, ale u pacientů s hemiparézou trvající více jak 12 nenašel zlepšení.

Statisticky významné **prodloužení kroku** byly zjištěny ve více studiích (Gok, 2003; Wang, 2007; Tyson, 1998). ve větší randomizované studii Tyson (2009) delší krok nezaznamenali.

Hesse (1999) a Wang (2007) ve svých studiích zjistili, že chůze s AFO ortézou je charakterizována mimo jiné zmenšením délky **trvání fáze dvojí opory** a zvýšením **trvání fáze jednooporové** paretické dolní končetiny. Dále je lepší symetrie švihové fáze i přenos váhy přes statickou paretickou stranu. Hesse podotýká, že opěra v podobě ortézy může poskytnout subjektivní pocit bezpečí, čímž se sníží potřeba pacienta k rychlému posunu zatížení na neparetickou stranu.

### 1.3.2 Efekt AFO na metabolické a kardiopulmonální funkce

Statisticky významné snížení spotřeby kyslíku během nošení AFO zaznamenaly studie Franceschini (2003), Corcorana (1970) a Bleyenheufta (2008). Snížení spotřeby energie při chůzi s ortézou může pramenit z biomechanické efektivity AFO. Ačkoli s ortézou dochází často ke zvýšení rychlosti, spotřeba energie a kardiorespirační parametry se nezvyšují (Franceschini, 2003).

### 1.3.3 Efekt AFO na svalovou aktivitu

Důležitá je otázka svalové aktivity postižené dolní končetiny u pacientů používajících ortézy. Mnoho odborníků může váhat v předepsání ortézy navzdory získání lepší funkce. Tato obava vzniká z logické úvahy, že používání ortézy může mít za následek nevhodnou hyperaktivitu plantárních flexorů a naopak pokles aktivity dorzálních flexorů, především musculus tibialis anterior. Tuto úvahu potvrdila studie Hesse (1999), která uvádí, že používáním rigidních ortéz se u postižené končetiny zvyšuje aktivita musculus vastus lateralis, zatímco aktivita musculus tibialis anterior se zmenšuje. Opora o rigidní ortézu a zamezení plantární flexe pravděpodobně snižuje snahu pacienta k aktivnímu zvednutí špičky během švihové fáze. Z dlouhodobého hlediska může tato svalová inaktivita prodloužit závislost na mechanickém zařízení, jakým je hlezenní ortéza. Nicméně terapeuti se mohou zaměřit na odstranění abnormální synergie plantárních flexorů vyvolanou úsilím na konci stojné fáze u hemiparetických pacientů. Během této synergie je právě m. tibialis anterior odpovědný za nežádoucí inverzi hlezna. Výsledná varózní deformita brání fázi



iniciálnímu kontaktu a přenosu váhy s rizikem subluxace kotníku. Hesse (1999) nezpozoroval hyperaktivitu plantárních flexorů ani jejich předčasnou aktivitu během fáze terminal swing a initial stance. Dřívější studie (Perry,1978; Knuttsen, 1979) zjistily předčasnou aktivitu lýtkových svalů ve fázi terminal swing jako vážnou příčinu nadměrné plantární flexe a varozity nohy u pacientů po CMP.

#### 1.3.4 Efekt AFO na funkční schopnosti: balance, přenos zatížení

Studie Wanga (2005) a Chen (1999) zjistily, že při užívání ortézy bylo zatížení dolních končetin rovnoměrněji rozloženo než bez ortézy. Působíště tlaku bylo posunuto více laterálně. Balmaseda (1988) spekuluje, že je to pravděpodobně díky úsilí těla zvětšit opěrnou bázi pro získání větší stability. Dále uvádí, že zatížení postižené dolní končetiny se zlepšuje při nošení ortézy, protože ortéza poskytuje hlezennímu kloubu stabilitu tím, že udržuje hlezenní kloub v dobrém postavení a dává zevní kontakt. Dalšími výsledky Wangovy studie je, že maximální vychýlení směrem k postižené straně během testu Limity of stability (se zvyšuje při užívání ortéz. Mojica et al.(1988) zkoumali efekt použití ortéz na body sway u hemiparetických pacientů. Výsledkem studie bylo, že pacientům, kteří ortézu nenosili se působíště tlaku na chodidlu pohybovalo směrem k nepostižené končetině a body sway bylo větší. S ortézou bylo působíště tlaku posunuto ke středu a body sway bylo menší.

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je posoudit vliv hlezenních ortéz na lokomoční aktivitu pacientů po cévní mozkové příhodě.

Zajímalo nás, **jakým způsobem ovlivní u pacientů po CMP použití rigidní a měkké hlezenní ortézy parametry vybraných posturografických lokomočních testů a funkčních schopností oproti provedení těchto testů bez ortézy.** Tato otázka byla řešena pomocí pěti hypotéz:

**H<sub>01</sub>** Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu **walk across** ve všech testovaných situacích.

**H<sub>02</sub>** Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu **tandem walk** ve všech testovaných situacích.

**H<sub>03</sub>** Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu **step/quick turn** ve všech testovaných situacích.

**H<sub>04</sub>** Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu **step up/over** ve všech testovaných situacích.

**H<sub>05</sub>** Není statisticky významný rozdíl v hodnotách **funkčních testů** ve všech testovaných situacích.

## **3 METODIKA**

### **3.1 Charakteristika souboru**

Měření se zúčastnilo celkem 12 pacientů lůžkového oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc. Z 12 pacientů bylo 7 žen a 5 mužů v průměrném věku 59 let. Doba vzniku cévní mozkové příhody byla u 10 pacientů do 6 měsíců od měření a u 2 pacientů byla doba vzniku příhody nad 2 roky. u všech pacientů se jednalo o první příhodu. u 9 osob byla hemiparéza důsledkem ischemické léze v povodí arteria cerebri media, u 3 osob hemoragickou intracerebrální lézí. u 6 pacientů se projevila levostranná hemiparéza a u 6 hemiparéza pravostranná.

Kritériem pro zařazení do studie byla schopnost pacienta chůze bez dopomoci terapeuta.

Všichni pacienti byli hospitalizováni na rehabilitačním oddělení FNOL v trvání od 2 do 4 týdnů. Rehabilitace zahrnovala intenzivní individuální fyzioterapii 2krát denně. Většina měření se konala v průběhu hospitalizace. Pouze 2 pacienti přišli z domácí péče a uváděli, že po hospitalizaci navštěvovali pravidelně také rehabilitační ambulanci.

### **3.2 Průběh měření**

Na začátku měření byli pacienti seznámeni s průběhem a účelem měření, což stvrdili svým podpisem (Příloha 1).

Před měřením byl každý pacient kineziologicky vyšetřen. v rámci kineziologického vyšetřování jsme zjišťovali přítomnost a stupeň spasticky dle modifikované Ashwortovy škály (Příloha 2), kvalitu povrchového a hlubokého cití, pasivní a aktivní hybnost především v hlezenním kloubu paretické dolní končetiny a další (Příloha 3). Dále jsme do experimentální části zařadili dva funkční testy: Berg Balance scale (Příloha 4) a test Timed Up and Go. Z důvodu časové náročnosti posturografického měření jsme funkční testy prováděli následující den po měření na posturografu.

### 3.3 Vyšetření na posturografu

Posturografické vyšetření umožňuje kvantifikovat aspekty posturální kontroly. Vyšetření jsou orientována jednak na automatické pohybové dovednosti nezbytné pro aktivity každodenního života a dále potom na pohybové charakteristiky během funkčních dovedností. Posturografie spadá pod dynamografické metody. Výstupními údaji dílčích testů (po softwarovém zpracování informací ze silových tenzometrických plošin) jsou časové, vzdálenostní a silové parametry. Posturograf firmy NeuroCom®, který je v přístrojovém vybavení Kineziologické laboratoře FNOL se skládá z modulu Smart Equitest Systém a modulu Balance master Systém. Výsledek každého testování je graficky znázorněn v protokolu generovaném počítačem na základě vyšetření. Orientačně pro zjednodušenou klinickou interpretaci vyšetření je graficky u každého testu zobrazeno, zda je výsledek vyšetřovaný v mezích normy. Výsledná data jsou normována ke zdravé populaci příslušné věkové kategorie.

V našem měření využíváme Balance master systém. Jedná se o modul posturografu. Skládá se z tenzometrické plošiny dlouhé cca 1,5 m, široké cca 50 cm, která je umístěna v dřevěném rámu. ve střední části plošiny jsou vyznačeny linie pro umístění chodidel. Na rozdíl od Smart Equitest Systém, Balance Master System umožňuje navíc kvantifikovat aspekty volných funkčních pohybů (chůze, přechod přes schod, výpad vpřed), vyžadujících pohyb v prostoru. Pokud jsou testy realizovány pro každou dolní končetinu zvlášť, software provede procentuální porovnání mezi pravou a levou dolní končetinou. Jedním z hlavních rozdílů oproti Smart Equitest System je, že modul Balance Master System nemá pohyblivou kabinu ani plošinu (Kolářová, 2009).

#### 3.3.1 Postup měření na posturografu v naší studii

V naší práci se měření na posturografu skládalo ze tří částí. v první části jsme pacienty měřili v čtyřech posturografických testech bez použití hlezenní ortézy. Poté si pacienti odpočinuli a nasadili si na paretickou končetinu měkkou ortézu. S touto ortézou jsme opět změřili stejné 4 testy. v poslední části měření jsme pacientům nasadili rigidní ortézy, se kterými absolvovali opět stejné testy. Měkké ortézy měli všichni pacienti stejné. Každému pacientovi jsme nasadili odpovídající velikost ortézy, podle velikosti obvodu kotníků. Z rigidních ortéz jsme měli na výběr celkem 4 ortézy, dvě velikosti na pravou a dvě na levou končetinu. v našem měření jsme použili tyto

testy: Walk across, Tandem Walk, Step/ quick turn, Step up/over. Dále jednotlivé testy popíšeme.

#### 3.3.1.1 Test normální chůze - Walk across (WA)

Test hodnotí normální chůzi pacienta. Měřenými parametry jsou rychlost, šířka kroku a symetrie kroku. Hodnoty nejsou normovány, protože chůze je značně interindividuální pro každého jednotlivce. Hodnoty jsou pouze orientační vzhledem k délce chodníku a tedy krátké době snímání výstupních hodnot.

#### 3.3.1.2 Test chůze v tandemu - Tandem walk (TW)

Cílem tohoto testu je kvantifikace aspektů posturální stabilizace během chůze o zúžené opěrné bázi (chůze v tandemu). Test je možné spustit pouze v případě, že vyšetřovaný již stojí na plošině ve výchozí pozici. Test se opakuje celkem 3krát. Pacient je instruován, aby se postavil na začátek snímací plochy na linii vyznačenou ve středu tak, aby se špička zadní dolní končetiny dotýkala paty přední dolní končetiny. Pacient se na signál „Go“ na obrazovce (nebo na výzvu vyšetřujícím) rozejde, aby stále šel po střední linii „pata – špička“, tak rychle jak je to možné, aniž by se dotýkal čehokoliv v okolí. Na konci snímací plochy se vyšetřovaný zastaví (ve výchozím postavení) a zůstane stát do skončení testu.

Měřenými parametry jsou:

*Step Width (SW)* – průměrná laterální vzdálenost mezi po sobě jdoucími kroky [cm].

*Speed (SPD)* – rychlost chůze [cm. s<sup>-1</sup>].

*End Sway (ES)* – průměrné anteroposteriorní titubace během prvních 5 sekund po té, co se vyšetřovaný na plošině zastaví [°. s<sup>-1</sup>].

#### 3.3.1.3 Test otočení o 180° - Step/ quick turn (SQT)

Cíl vyšetření je kvantifikace schopnosti otočit se o 180°. Otočce předchází dva kroky dopředu a po ní následují dva kroky dozadu. Kroky s otočkou musí být přesně koordinovány, navíc při rotaci hlavy dochází k měnícím se vizuálním a vestibulárním informacím. Test se opakuje třikrát pro každou dolní končetinu. Začíná se levou dolní končetinou, po třech opakováních se začíná pravou dolní končetinou. Výchozí poloha je na začátku snímací plošiny. Pacient je instruován, aby vyšel (na signál „Go“ na obrazovce nebo na výzvu vyšetřujícího) levou dolní končetinou, následuje krok pravou dolní končetinou, po té otočka směrem doleva o 180°, krok levou dolní

končetinou na místo počátku pohybu a přinožení pravé dolní končetiny. Při začátku pohybu pravou dolní končetinou je celý test stranově převrácen.

Měřené parametry:

*Turn Time (TT)* – průměrný čas pro všechny tři pokusy od počátku do ukončení otočky o 180° [s].

*Turn Sway (TS)* – posturální titubace během otočky [ $^{\circ}$ . s<sup>-1</sup>].

#### 3.3.1.4 Přejít přes schod - Step up/over (SUO)

Cíl tohoto vyšetření je kvantifikace charakteristiky pohybové kontroly během přechodu přes schod. k provedení testu je zapotřebí adekvátní síly, balance a koordinace. Test se opakuje třikrát pro každou dolní končetinu. Začíná se levou dolní končetinou, po třech opakováních se začíná pravou dolní končetinou. Výchozí poloha je před schodem (dřevěnou bednou o výšce 10 cm – 20 cm umístěnou ve střední části silového chodníku. Instrukce pacientovi Pacient je instruován, aby vyšel (na signál „Go“ na obrazovce nebo na výzvu vyšetřujícího) levou dolní končetinou na schod do vzpřímené pozice, pravou dolní končetinou celý schod překročil, levou dolní končetinu následně přinožil k pravé a zůstal stát.

Měřené parametry:

*Lift-Up Index (LUI)* – průměrná maximální síla dolní končetiny v momentě výstupu na schod vyjádřená procentuálně vzhledem k tělesné hmotnosti [%].

*Movement Time (MT)* – celková doba přechodu přes schod [s].

*Impact Index (II)* – síla produkovaná dolní končetinou v momentě došlapu ze schodu na podložku vyjádřená procentuálně vzhledem k tělesné hmotnosti [%].

### 3.4 Funkční testy

#### 3.4.1 Berg balance scale (BBS)

Berg balance scale – Bergova balanční škála byla vyvinuta pro měření stupně rovnováhy starších lidí s poruchou rovnováhy pomocí funkčních testů. Tato škála je užívána pro hodnocení efektu terapie a pro kvantitativní popis funkčních dovedností v klinické praxi a výzkumu. Celkem 14 situací je hodnoceno body v rozsahu 0-4, přičemž 4 body svědčí o nejlepším funkčním zvládnutí dané úlohy. v našem měření jsme u každého pacienta zhodnotili BBS nejdříve bez ortézy, poté s rigidní ortézou a nakonec s ortézou měkkou.

### 3.4.2 Timed Up and go (TUG)

Tento test byl vytvořen pro hodnocení hybnosti, rovnováhy a lokomoce u starších pacientů s poruchou rovnováhy. TUG byl sestaven pro jednoduché hodnocení rizika pádu a základní funkční motoriky. Kritériem pro hodnocení tohoto testu je čas.

Základní pozice je sed na standardním kolečkovém křesle (sed 46 cm vysoko od podlahy) a následuje 3 metry dlouhá chůze v pohodlném a bezpečném tempu, otočení a chůze zpět ke křeslu, kde se opět pacient posadí. Časové měření zahájíme slovní instrukcí „jděte“ a ukončíme v momentě posazení zpět na židli. v našem měření jsme opět nejdříve hodnotili situaci bez ortézy, poté s rigidní ortézou a nakonec s ortézou měkkou.

### 3.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit software STATISTIKA 6.0. ze získaných dat byly vypočteny základní statistické veličiny (průměr, směrodatná odchylka, medián). Pro testování všech hypotéz byla použita Friedmanova ANOVA (p – hladina statistické významnosti), pro porovnání dvojic byl použit znaménkový test. Hypotézy byly testovány jako nulové a statistická významnost byla určována na hladině významnosti 0,05.

## 4 VÝSLEDKY

Pomocí pěti hypotéz jsme řešili, zda je rozdíl mezi třemi situacemi: bez ortézy, s rigidní ortézou a s měkkou ortézou ve vybraných posturografických lokomočních testech a funkčních aktivitách u pacientů po CMP.

Výsledky pro ověření hypotéz jsou uvedeny v tabulkách statistických významností (Tabulka 1-5, str. 41-43) a v tabulkách popisné statistiky (Příloha 5). Průměrné hodnoty jednotlivých parametrů jsou znázorněny graficky (Příloha 6).

Na základě statistického hodnocení lze konstatovat:

**Hypotézu H<sub>01</sub>** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu walk across ve všech testovaných situacích*“ se zamítá pro parametr délka kroku. Pro ostatní parametry (rychlost chůze, šířka kroku, symetrie délky kroku) nelze hypotézu zamítnout.

**Hypotézu H<sub>02</sub>** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu tandem walk ve všech testovaných situacích*“ se zamítá pro parametr rychlost. Pro ostatní parametry (šířka kroku, titubace na konci testu) nelze hypotézu zamítnout.

**Hypotézu H<sub>03</sub>** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu step/quick turn ve všech testovaných situacích*“ se zamítá pro parametr posturální titubace testu step/quick turn s iniciací hemiparetickou dolní končetinou. Pro druhý parametr (celkové trvání testu) nelze hypotézu zamítnout.

**Hypotézu H<sub>04</sub>** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v jednotlivých parametrech testu step up/over ve všech testovaných situacích*“ nelze zamítnout pro všechny parametry testu.

**Hypotézu H<sub>05</sub>** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v hodnotách funkčních testů ve všech testovaných situacích*“ nelze zamítnout pro oba funkční testy.

**Tabulka 1. Statistické testování parametrů testu walk across**

parametr	p	KS	r
WA width	0,10	0,20	0,13
WA lenght	0,008	0,43	0,37
WA speed	0,12	0,19	0,11
WA sls	0,70	0,03	0,06



**Legenda:** WA – test chůze, width – parametr šířka kroku, length – parametr délka kroku, speed – parametr rychlost chůze, sls – parametr symetrie délky kroku, p – hladina statistické významnosti, KS – koeficient shody

**Tabulka 2. Statistické testování parametrů testu tandem walk**

parametr	p	KS
TW width	0,44	0,07
TW speed	0,02	0,32
TW end sway	0,84	0,01

**Legenda:** TW – test chůze v tandemu, width – parametr šířka kroku, speed – parametr rychlost chůze, end sway- parametr titubace na konci testu, p – hladina statistické významnosti, KS – koeficient shody

**Tabulka 3. Statistické testování parametrů testu step/quick turn**

parametr	p	KS
SQT tt hem	0,06	0,25
SQT ts hem	0,02	0,32
SQT tt zdr	0,12	0,19
SQT ts zdr	0,30	0,10

**Legenda:** SQT – test otočky, tt – parametr čas otočky, ts – parametr titubace během testu otočky, hem – iniciace hemiparetickou DK, zdr – iniciace zdravou DK, p – hladina statistické významnosti, KS – koeficient shody

**Tabulka 4. Statistické testování parametrů testu step up/over**

parametr	p	KS
SUO LUI hem	0,09	0,23
SUO MT hem	0,14	0,19
SUO II hem	0,14	0,19
SUO LUI zdr	0,16	0,18
SUO MT zdr	0,14	0,19
SUO II zdr	0,67	0,04

**Legenda:** SUO – test přechodu přes schod, LUI – parametr maximální síly DK v momentě výstupu na schod, MT – parametr celkové doby přechodu přes schod, II – parametr síly produkované DK

v momentě došlapu ze schodu, hem – iniciace hemiparetickou DK, zdr – iniciace zdravou DK, p – hladina statistické významnosti, KS – koeficient shody

**Tabulka 5. Statistické testování funkčního testu Berg Balance Score a Up and Go**

funkční test	p	KS
UG	0,23	0,13
BBS	0,09	0,19

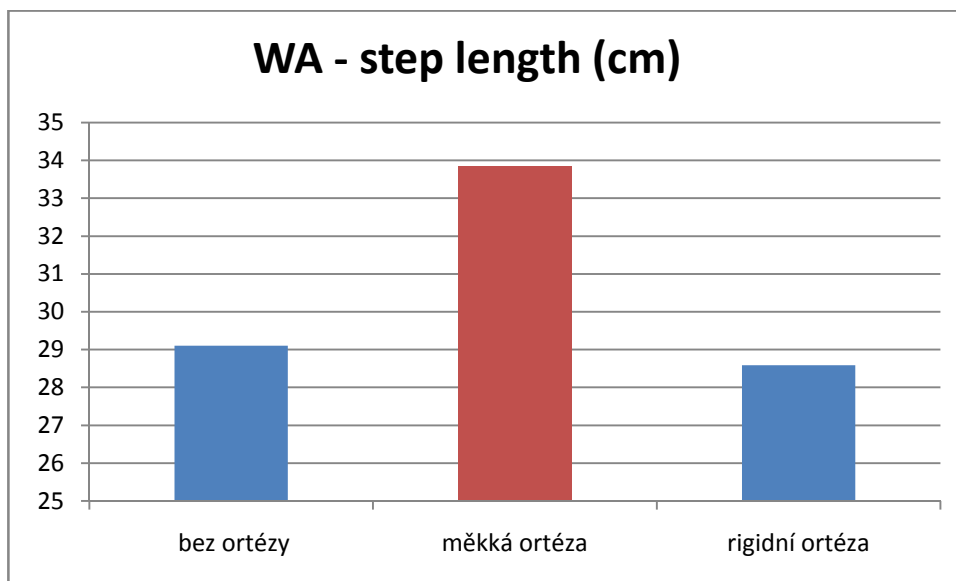
**Legenda:** UG test Up and Go, BBS – test Berg Balance Scale, p – hladina statistické významnosti, KS – koeficient shody

#### 4.1 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>01</sub>.

V hypotéze je obsažen vliv hlezenních ortéz na 4 parametry testu chůze (WA). Dále uvádíme výsledky k jednotlivým parametrům (Tab 1, str. 41).

- Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v **šířce kroku** (SW) testu chůze mezi situací bez ortézy, s měkkou ortézou a s rigidní ortézou. Přesto lze z dosažených výsledků pozorovat určité trendy rozdílů mezi testovanými situacemi:
  - z krabicového grafu (Graf I, Příloha 5) můžeme odečíst trend širšího kroku v situaci použití rigidní ortézy;
  - mezi použitím měkké ortézy a bez ortézy není významný rozdíl.
- Pro parametr **délka kroku** (SL) byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi třemi testovanými situacemi. Lze konstatovat, že (Graf II, Příloha 5; Tab. I, Příloha 7):
  - při použití měkké ortézy došlo k nárůstu hodnot parametru délka kroku v porovnání se situací bez ortézy a s měkkou ortézou (Graf 1, str. 44);
  - v situaci bez ortézy v porovnání se situací s rigidní ortézou se hodnoty příliš neliší.

**Graf 1 rozdíl hodnot parametru délka kroku testu chůze ve třech testovaných situacích: bez ortézy, s měkkou ortézou, s rigidní ortézou**



Legenda: WA – test chůze, step length – parametr délka kroku

- Dalším měřeným parametrem je **rychlost** chůze (speed). Po statistickém zpracování se ukázalo, že není statisticky významný rozdíl mezi hodnotami měřených situací. Přesto je z výsledků patrný určitý trend:
  - z krabicového grafu (Graf III, Příloha 5) vidíme trend zpomalení chůze s rigidní ortézou;
  - rozdíl mezi měkkou ortézou a bez ortézy je minimální.
- Pro parametr **symetrie** délky kroku (SLS) není statisticky významný rozdíl mezi výše uvedenými situacemi.

#### 4.2 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>02</sub>.

v hypotéze je obsažen vliv hlezenních ortéz na 3 parametry testu tandem walk (TW). Výsledky k jednotlivým parametrům (Tabulka 2, str. 42):

- V parametru **šířka kroku** (SW) v tomto testu není statisticky významný rozdíl ve třech testovaných situacích. Přesto je patrný trend:
  - z krabicového grafu (Graf V, Příloha 5) vidíme trend nejširšího kroku s rigidní ortézou;
  - s měkkou ortézou je patrný trend nejužšího kroku.

- Statistické výsledky parametru **rychlost** (SPD) vykazují významnou hladinu signifikance ( $p = 0,02$ ). Můžeme tedy konstatovat, že (Graf VI, Příloha 5; Tabulka V, Příloha 7):
  - nejrychlejší chůze byla s měkkou ortézou
  - nejpomalejší chůze nastala v situaci bez ortézy.
- Dle testu ANOVY nulovou hypotézu pro parametr **titubace na konci testu** (ES) nelze zamítnout. Můžeme pozorovat tento trend (Graf VII, Příloha 5):
  - došlo k poklesu hodnot titubací v situaci s rigidní ortézou;
  - mezi situací bez a s měkkou ortézou není v hodnotách rozdíl.

### 4.3 Komentář k výsledkům hypotézy $H_03$ .

V hypotéze je obsažen vliv hlezenních ortéz na 2 parametry testu step/quick turn (SQT). Zvláště jsme hodnotili iniciaci testu hemiparetickou dolní končetinou a zdravou dolní končetinou. Proto dále popíšeme čtyři výsledky (Tabulka 3, str. 42):

- Výsledky parametru **čas otočky** (TT) s iniciací hemiparetickou DK se velmi blíží statistické významnosti. Hladina signifikance je, dle testu Friedmanovy ANOVY,  $p = 0,0597$ . Pro tento parametr platí (Tabulka III, Příloha 7; Graf VIII, Příloha 5):
  - nejpomalejší doba otočky v situaci bez ortézy a nejrychlejší s měkkou ortézou.
- Dalším parametrem tohoto testu jsou **titubace** (TS) při vykročení hemiparetickou dolní končetinou. Pro tento parametr vyšel statisticky významný rozdíl mezi třemi měřenými situacemi. Na základě statistických výsledků lze konstatovat (Graf IX, Příloha 5; Tabulka IV, Příloha 7):
  - nejmenší titubace byly u pacientů přítomny v situaci s měkkou ortézou;
  - největší titubace byly v situaci bez ortézy.
- Výsledky zpracované pomocí Friedmanovy ANOVY udávají, že není statistický významný rozdíl v **čase otočky** (TT) s iniciací zdravou dolní končetinou mezi třemi testovanými situacemi. Sledujeme tendence (Graf X, Příloha 5):

- nejrychlejší otočky v situaci s měkkou ortézou;
- nejpomalejší otočky v situaci bez ortézy.
- Dále test Friedmanovy ANOVY udává, že není statisticky významný rozdíl v posturální **titubaci** (TS) během otočky s iniciací zdravou dolní končetinou mezi třemi situacemi.
  - V krabicovém grafu (Graf XI, Příloha 5) sledujeme trend nejmenších titubací při použití měkké ortézy a trend největších titubací v situaci bez ortézy.

#### 4.4 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>04</sub>.

V hypotéze je obsažen vliv hlezenních ortéz na 3 parametry testu přechodu schod (SUO). Zvláště jsme hodnotili iniciaci testu hemiparetickou dolní končetinou a zdravou dolní končetinou. Proto dále popíšeme šest výsledků (Tabulka 4, str. 42).

- Pro parametr **maximální síly** DK v momentě **výstupu** na **schod** (LUI) není u tohoto testu s iniciací hemiparetickou dolní končetinou statisticky významný rozdíl mezi uvedenými situacemi.
  - Z krabicového grafu (Graf XII, Příloha 5) sledujeme trend největší maximální síly dolní končetiny v momentě výstupu na schod v situaci s měkkou ortézou;
  - nejmenší síly v situaci bez ortézy.
- Test Friedmanovy ANOVY neprokázal významný rozdíl v celkové **době** (MT) přechodu přes schod s iniciací hemiparetickou dolní končetinou.
  - Z krabicového grafu (Graf XIII, Příloha 5) můžeme odečíst trend nejrychlejší doby přechodu přes schod v situaci s měkkou ortézou než bez ortézy;
  - I rigidní ortéza má trend rychlejší doby přechodu přes schod v porovnání se situací bez ortézy.
- Při přechodu přes schod s iniciací hemiparetickou DK není statisticky významný rozdíl v **síle** produkované DK v momentě **došlapu** ze **schodu** na podložku (II).

- V krabicovém grafu (Graf XIV, Příloha 5) sledujeme trend největší síly došlapu v situaci s měkkou ortézou;
- nejmenší sílu vidíme v situaci s rigidní ortézou.
- Není statisticky významný rozdíl pro parametr **maximální síly** DK v momentě **výstupu** na **schod** (LUI) s iniciací zdravou dolní končetinou. Tendence jsou stejné jako u stejného parametru s iniciací hemiparetickou dolní končetinou (Graf XV, Příloha 5):
  - největší síla DK v momentě výstupu na schod je v situaci s měkkou ortézou;
  - nejmenší síla v situaci bez ortézy.
- Test Friedmanovy ANOVY neprokázal statisticky významný rozdíl v celkové **době** (MT) přechodu přes schod s iniciací zdravou dolní končetinou. Přesto sledujeme určitý trend (Graf XVI, Příloha 5):
  - s měkkou a rigidní ortézou je doba kratší než v situaci bez ortézy;
  - z 11 pacientů mělo ze tří možných situací sedm pacientů nejlepší čas s měkkou ortézou.
- Pro parametr **maximální síly** DK v momentě **došlapu ze schodu** (II) s iniciací zdravou dolní končetinou neprokázal Test Friedmanovy ANOVY statisticky významný rozdíl (Graf XVII, Příloha 5).
  - Tendence největší síly došlapu byla s rigidní ortézou a nejmenší síly v situaci bez ortézy.

#### 4.5 Komentář k výsledkům hypotézy H<sub>05</sub>.

U této hypotézy jsme hodnotili dva funkční testy Timed Up and Go a Berg Balance Scale. Proto dále popíšeme dva výsledky:

- Test Friedmanovy ANOVY neprokázal statisticky významný rozdíl mezi situací bez ortézy, s měkkou a rigidní ortézou v testu Timed Up and Go. Z grafu není patrná tendence (Graf XVIII, Příloha 5).
- V testu Berg Balance Scale nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi třemi testovanými situacemi.

- Z grafu (Graf XIX, Příloha 5) je patrná tendence lepších funkčních výsledků v situaci s ortézami v porovnání se situací bez ortézy.

## 5 DISKUZE

### 5.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>.

Ze všech lokomočních aktivit se chůze vyskytuje v běžném životě nejčastěji. Schopnost a kvalita chůze často určuje zařazení člověka do společnosti (práce, sport, aj.). Je základním a přirozeným způsobem pohybu, a jestliže má pacient s chůzí problémy, významně ho to může omezit a ovlivnit jak psychicky tak fyzicky. Proto je reedukace chůze jedním z klíčových prvků rehabilitace. I když je chůze velmi individuální, jsou objektivně, v našem případě pomocí posturografie, měřitelné tendence u různých postižení v porovnání s chůzí zdravých jedinců. Nejčastěji je u pacientů po CMP významně snížená rychlost chůze, délka kroku, a trvání krokového cyklu v porovnání se zdravými jedinci (Smidt, 1990).

Prvním parametrem testu walk across je **šířka kroku**. Tento parametr bývá často z klinického hlediska považován za indikátor stability. Z biomechanického hlediska určuje velikost opěrné báze právě šířka kroku. Zvětšení šířky kroku a tím i plochy opěrné báze zajišťuje stabilitu tím, že poskytuje větší oblast pro umístění těžiště (COM). Studie Gabella a Nayaka (1984) tuto teorii podpořili a uvádí, že zvýšení průměrné šířky kroku svědčí o nedostatečné kompenzaci titubací, které jsou následkem instability. Jestliže šířka kroku určuje míru stability, pak v situaci zmenšení šířky kroku se můžeme domnívat, že stabilita jedince je lepší. Také u posturografického vyšetření jsou za lepší považovány poklesy hodnot. Podle tohoto hodnocení nejlepších výsledků v naší studii dosáhli pacienti bez ortézy a s měkkou ortézou. v těchto situacích byl krok užší než s rigidní ortézou a proto bychom se mohli domnívat, že pacienti jsou v těchto dvou situacích stabilnější. S rigidní ortézou došlo v našem měření k rozšíření kroku. Studie Abe (2009) dosáhla podobných výsledků, tzn., že se s rigidní ortézou zvětšila šířka kroku. Abe (2009) se domnívá, že to není důsledek nestability chůze, ale vysvětluje to rozšířeným úhlem rozbíhavosti v důsledku použití rigidní ortézy. ve studii Fatone (2007), která pro měření použila typ rigidní ortézy s „kloubem“ v oblasti hlezna (HAFO), zaznamenala naopak užší krok než v situaci bez ortézy. To naznačuje, že vliv na šířku kroku může mít pohyblivost hlezna v sagitální rovině. Je třeba podotknout, že se objevují i názory, které popírají vzájemný vztah mezi získáváním rovnováhy a šířkou kroku (Heitman et al., 1989).



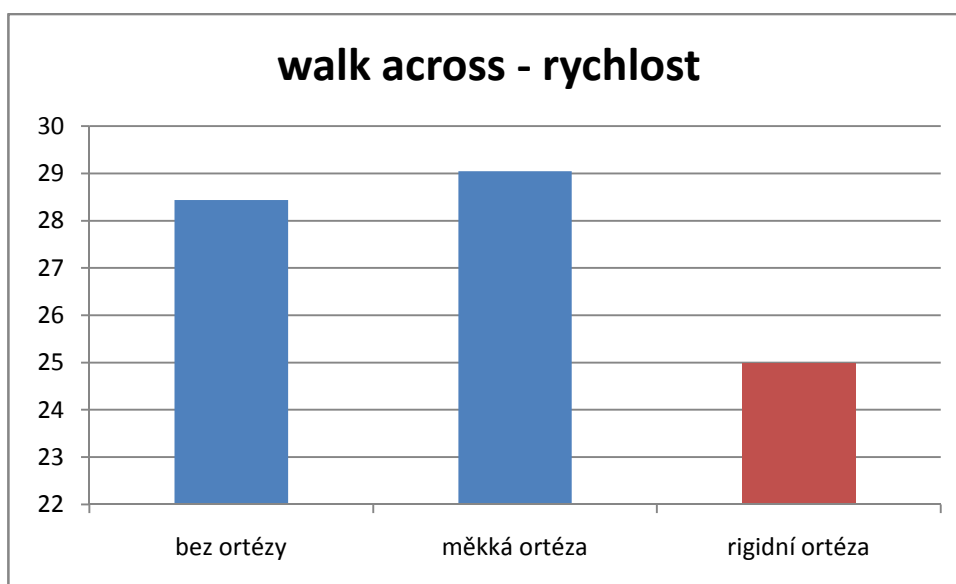
Ve své studii Donelan et al. (2001) zjistili, že průměrná šířka kroku zdravého jedince je rovna 13% délky dolní končetiny. Jestliže zdravý jedinec začne upřednostňovat buď širší, nebo užší kroky než je pro něho přirozené, zvětšují se mechanické a metabolické nároky na chůzi. Otázkou také je, jaká šířka kroku byla přirozená pro pacienty před onemocněním. Na základě výsledků tohoto parametru je obtížné tvrdit, jestli má ortéza pozitivní vliv na šířku kroku.

Druhým parametrem chůze je **délka kroku**. U pacientů po CMP je charakteristická kromě zkrácení kroku i asymetrie mezi zdravou a hemiparetickou dolní končetinou. Konkrétně stojná fáze hemiparetické DK trvá kratší dobu a proto je krok zdravé DK delší oproti hemiparetické DK. Několik studií uvádí, že stupeň asymetrie má přímou souvislost se stupněm motorické obnovy a souvisí i s rychlostí chůze (Smidt, 1990). v naší studii jsme našli statisticky nejlepší výsledky v situaci s měkkou ortézou, to znamená, že pacienti s touto ortézou dosáhli nejdelšího kroku. Předpokládáme, že se zlepšila především symetrie délky kroku. Měkká ortéza umožnila lepší stabilitu stojné fáze hemiparetické DK, což umožnilo delší švihovou fázi zdravé DK. Zároveň měkká ortéza dovoluje ve švihové fázi dostatečnou mobilitu v sagitální rovině, což má vliv na lepší dorzální flexi pro iniciální kontakt patou, a následně kvalitní odvíjení chodidla a odraz. S rigidní ortézou ukazují hodnoty mírně kratší krok než v situaci bez ortézy. Rigidní ortéza umožní lepší stabilitu ve stojné fázi u hemiparetické DK, ale na rozdíl od měkké ortézy neumožní dostatečnou mobilitu pro odvíjení plosky a kvalitní odraz. Stejný trend nejkratšího kroku s rigidní ortézou zaznamenala studie Tysona (2009) a Abe (2009). Abe (2009) popisuje ve své studii rozdíl v délce kroku hemiparetické a zdravé dolní končetiny. S rigidní ortézou zaznamenal zkrácení délky kroku ne straně nepostižené hemiparézou, kdežto na straně hemiparetické se délka kroku nezměnila. Burdett et al. (1988) zaznamenal delší krok paretickou dolní končetinou v situaci s rigidní ortézou v porovnání bez ortézy, kdežto délka kroku zdravé končetiny se nezměnila. Z jeho měření tedy vyplývá, že došlo k symetrizaci délky kroku. v našem měření nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl parametru **symetrie délky kroku**. Ve studii Hesse (1999) se s rigidní ortézou zlepšila symetrie stojné i švihové fáze a symetrie dvojí opory. Hesse (1999) navíc vysvětluje, že užívání rigidních ortéz snižuje délku trvání fáze dvojí opory v krokovém cyklu a zvyšuje trvání jednooporové fáze paretické dolní končetiny. Prodloužením jednooporové fáze se prodlužuje délka kroku. Dále uvádí, že ortéza poskytuje

pacientovi pocit bezpečí a snižuje tím sklon k rychlému posunu zatížení na zdravou stranu.

U třetího sledovaného parametru – **rychlost** chůze – byla situace s rigidní ortézou hodnocena jako nejpomalejší. Jiné studie (Franceschini, 2003; Lehmann, 1987; Gok, 2003; Wang, 2007; Wit, 2004) uvádí statisticky významné zrychlení chůze s rigidní ortézou v porovnání se situací bez ortézy (Graf 2, str. 51). Gok (2003) ve své studii uvádí, že průměrná rychlost chůze zdravých mužů ve věku nad 60 let je 118 cm/s a u žen 96 cm/s u pacientů po CMP uvádí rychlost 30 cm/s, podobně jak v našem měření bez ortézy a s měkkou ortézou. ve studii Goka (2003) se rychlost zvětšila na 37 cm/s a rigidní ortézou, na rozdíl od našich výsledků, kdy se chůze zpomalila průměrně na 25 cm/s.

**Graf 2** Hodnoty parametru rychlost chůze



To, že v ostatních studiích je výsledek pro rigidní ortézu velmi dobrý, mohl ovlivnit například výběr pacientů. v této práci jsme měli pacienty s hemiparézou s různým stupněm a formou nestability hlezna a oslabením dorzálních flexorů. Ostatní studie často zúžily výběr pacientů s hemiparézou na pacienty s plegií dorzálních flexorů nebo hypertonickým equinem apod.

Výsledkům rychlosti odpovídají výsledky prvního parametru – šířka kroku i druhého parametru - délka kroku. Kratší a širší krok s rigidní ortézou se promítne

do rychlosti chůze. Měkká ortéza se jak v rychlosti, tak v šířce kroku příliš neliší od situace bez ortézy, jen parametr délky kroku je významně větší.

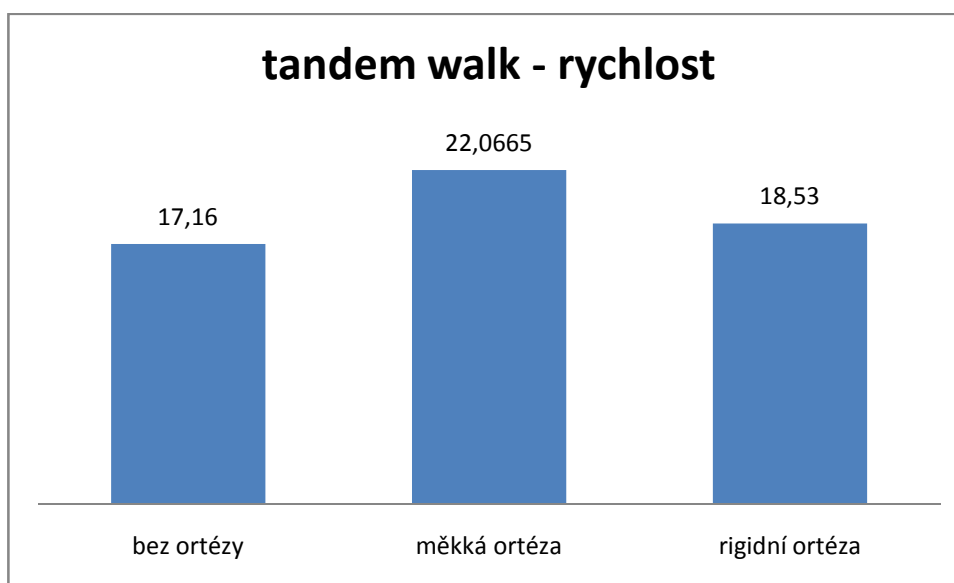
## 5.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>

Test chůze v tandemu (Tandem Walk), tedy schopnost chůze o úzké bázi, nám naznačuje míru balančních schopností pacienta. Jelikož velikost opěrné báze ovlivňuje úroveň obtížnosti kontroly COG, schopnost chůze o úzké bázi vyžaduje lepší balanční schopnosti.

V prvním parametru **šířka** kroku byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi danými situacemi. Výsledky nám přesto ukazují trend užšího kroku s měkkou ortézou a nejširšího kroku s ortézou rigidní. v korelaci s videozáznamem bylo u mnoha pacientů na pohled zřejmé, že s rigidní ortézou v tandemové chůzi měli větší problém kontrolovat konec švihové fáze a iniciální kontakt. Klíčovým rozdílem mezi rigidní ortézou a ostatními situacemi byl patrně v kontaktu a vnímání podložky. S rigidní ortézou je vnímání podložky a tím i přísun informací potřebných ke kontrole pohybu a balance horší. Zatímco měkká ortéza nejen stabilizuje hlezenní kloub, ale zároveň zprostředkovává lépe kontakt s podložkou. Studii zabývající se chůzi s ortézou o úzké bázi jsme nenašli.

Podobně jako šířka kroku vyšel i parametr **rychlost** tohoto testu. Statisticky významného zrychlení pacienti dosáhli s měkkou ortézou. Chůze v tandemu vyžaduje kromě mediolaterální stability hlezna, kterou zajišťují oba typy ortéz, také dobrou pohyblivost hlezenního kloubu především v sagitální rovině. v této rovině umožňuje měkká ortéza větší plynulost pohybu tím, že neomezuje plantární flexi. Měkká ortéza také umožňuje dostatečnou pohyblivost pro odvíjení plosky, pohyb je více plynulý a umožňuje lepší odraz než s rigidní ortézou. Na rozdíl od situace bez ortézy, měkká ortéza více stabilizuje hlezenní kloub ve stejné fázi. Při chůzi s rigidní ortézou však bylo možno sledovat lepší výsledky. Vysvětlit si to můžeme tak, že pacienti s plegií dorzálních flexorů s rigidní ortézou nezakopávali o špičku a zároveň u pacientů se spasticitou plantárních flexorů, spojenou s clowíngem, ortéza zabraňovala nežádoucí plantární flexi (Graf 3, str. 53).

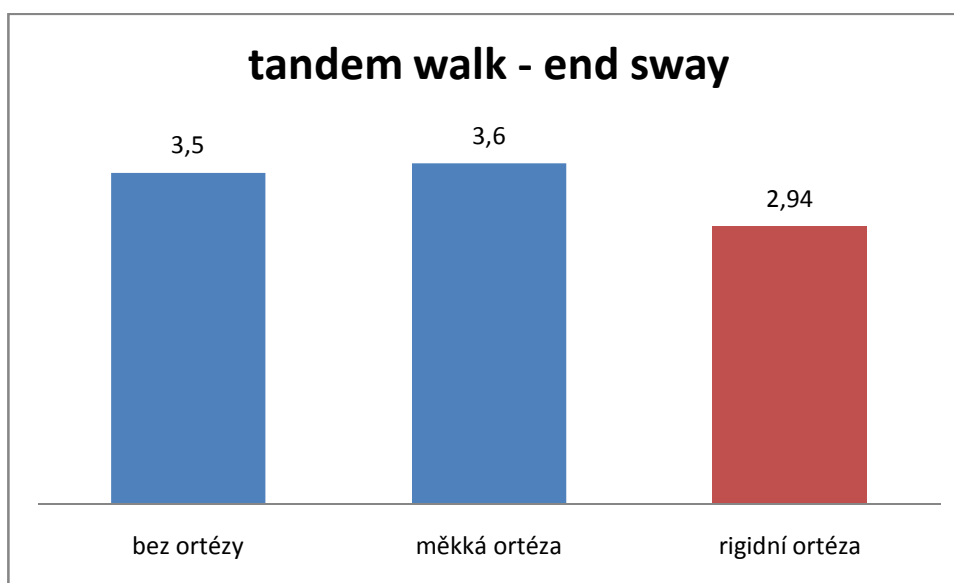
**Graf 3 Hodnoty parametru rychlost chůze v tandemu**



Jako příklad můžeme uvést kazuistiku jednoho pacienta. Tento pacient nebyl schopen chůze bez ortézy, jelikož díky nedostatečné aktivitě dorzálních flexorů a nestabilitě v hlezenním kloubu docházelo téměř k sublucacím a neustálému zakopávání. Tento pacient dosáhl ve všech testech nejlepších výsledků s rigidní ortézou. Měkká ortéza ho dostatečně nestabilizovala především mediolaterálně. Rigidní ortéza mu naopak umožňovala mnohem větší soběstačnost a stabilitu.

Z výsledků **titubací** na konci testu chůze v tandemu vidíme trend menších titubací s rigidní ortézou (Graf 4, str. 54). Předpokládáme, že lepší výsledky s rigidní ortézou jsou mimo jiné díky lepší stabilizaci hlezenního kloubu v mediolaterálním směru především právě ve stojné fázi hemiparetické dolní končetiny. Dá se říct, že podobnou tendenci zjistil Mojica (1988), který ve své studii popisuje menší titubace v klidném stoji při použití rigidní ortézy. Naše testovaná situace je více balančně náročnější, více dynamická. Wang 2005 vypořoval zlepšení v dynamických i statických situacích u pacientů pouze s diagnózou CMP trvajících pod 6 měsíců. Jelikož 10 z 12 pacientů naší studie mělo právě příhodu do 6 měsíců, podporují tyto studie naše výsledky.

Graf 4 Hodnoty parametru titubace na konci testu chůze v tandemu



### 5.3 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>

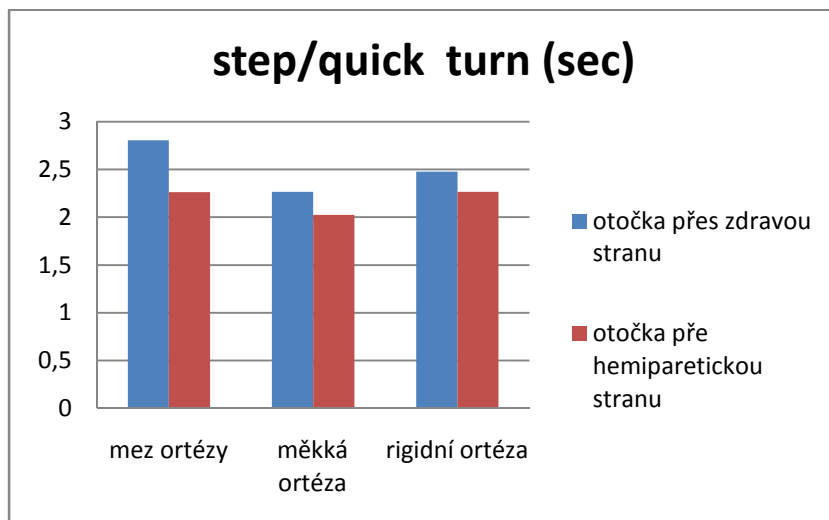
V této hypotéze jsou zahrnuty výsledky parametrů testu otočka. Tento test můžeme zařadit do funkčních testů, jelikož v běžném životě se často vyskytuje, na rozdíl od chůze v tandemu, která nám spíše přibližuje míru posturální stability.

Prvním hodnoceným parametrem je **čas otočky** (Step/quick turn). Přestože výsledky naší studie nedosahují statistické významnosti je možno sledovat určitý trend a to jak při iniciaci hemiparetickou, tak zdravou dolní končetinou. Otočka přes zdravou stranu trvala ve všech třech situacích delší dobu než otočka přes stranu hemiparetickou. Z výsledků můžeme usuzovat, že při otočce přes zdravou stranu je obtížnější kontrola pohybu paretické strany trupu a DK. Z grafu je patrné, že bez ortézy je rozdíl mezi otočkou přes zdravou a hemi stranu mnohem větší rozdíl než při použití ortéz (Graf 5, str. 55). Zdá se tedy, že s jakoukoliv ortézou je otočka symetričtější na obě strany než bez ortézy.

Nejrychlejší otočka je v obou případech (otočka přes zdravou stranu, přes hemiparetickou stranu) s měkkou ortézou, poté s rigidní ortézou a nejhorší výsledky jsou v situaci bez ortézy. Z toho vyplývá, že použití jakékoli ortézy zrychluje tento lokomoční test. Předpokládali bychom, že lepší stabilitu dosáhne pacient s rigidní ortézou, kdy je lepší stabilita hlezenního kloubu. Opak svědčí o tom, že během otočky není tak velký nárok na stabilitu, jako spíše na mobilitu, kterou umožňuje ve větší míře měkká ortéza. Studie zabývající se vlivem ortézy na test otočky jsme nenašli.

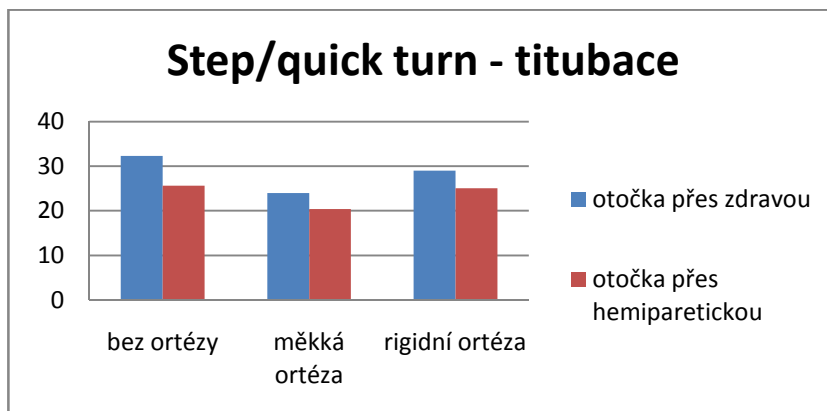
Podobným testem je test Up and Go a tento test hodnotil de Wit (2004). Jeho měření zjistilo statisticky významné zlepšení tohoto testu pro rigidní ortézu v porovnání se situací bez ortézy.

**Graf 5** Hodnoty parametru čas otočky testu SQT



Pro parametr posturální titubace během otočky jsou výsledky skoro identické jako výsledky předchozího parametru (Graf 6, str. 55). Tyto výsledky tedy potencují význam použití jakékoliv ortézy pro lepší výsledky parametrů spíše u funkčního testu. Tendence nejmenších titubací je s měkkou ortézou, poté s rigidní a největší titubace byly v situaci bez ortézy. Tato tendence je jak u vykročení hemiparetickou, tak zdravou dolní končetinou. Výrazné rozdíly ve třech testovaných situacích jsou vidět u otočky přes zdravou stranu. Opět je viditelný aspekt symetrizace otočky na obě strany s oběma ortézami v porovnání se situací bez ortézy.

**Graf 6** Hodnoty parametru titubace v testu SQT



## 5.4 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub>

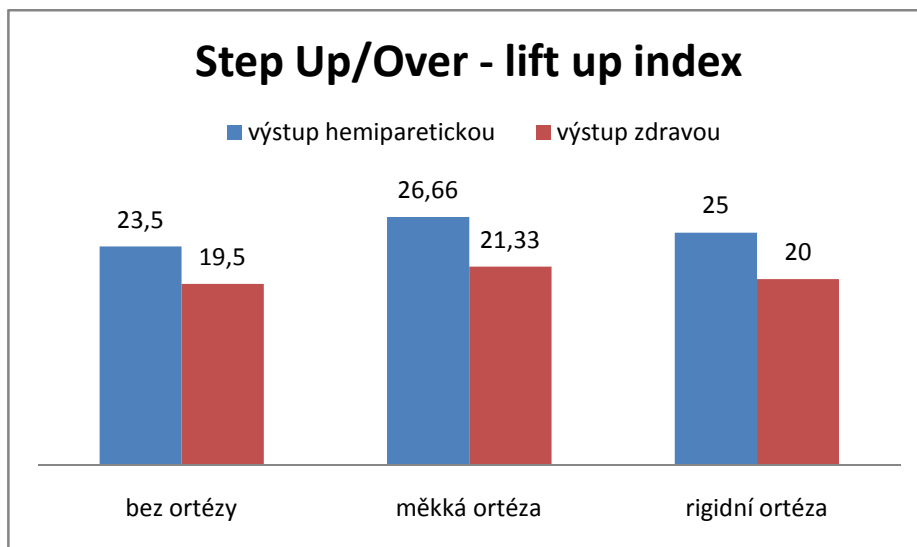
Testovanou situací pro tuto hypotézu byl přechod přes schod. Opět je to situace běžně se objevující v každodenním životě. Nejen při pohybu v domácnosti, ale i ve městě a na úřadech, ale také v terénu.

Výsledky největší maximální síly dolní končetiny v momentě výstupu na schod byly rozdílné při výstupu hemiparetickou a zdravou DK. Při výstupu hemiparetickou byly hodnoty ve všech testovaných situacích větší než při výstupu zdravou. Tento výsledek je poněkud překvapující, protože jsme očekávali větší sílu při výstupu na schod zdravou DK. Vysvětlit si to můžeme například tím, že při výstupu zdravou DK se kladou velké nároky na stojnou hemiparetickou DK a pacienti se proto více soustředí na kontrolu pohybu právě stojné paretické DK (

Graf 7, str. 56).

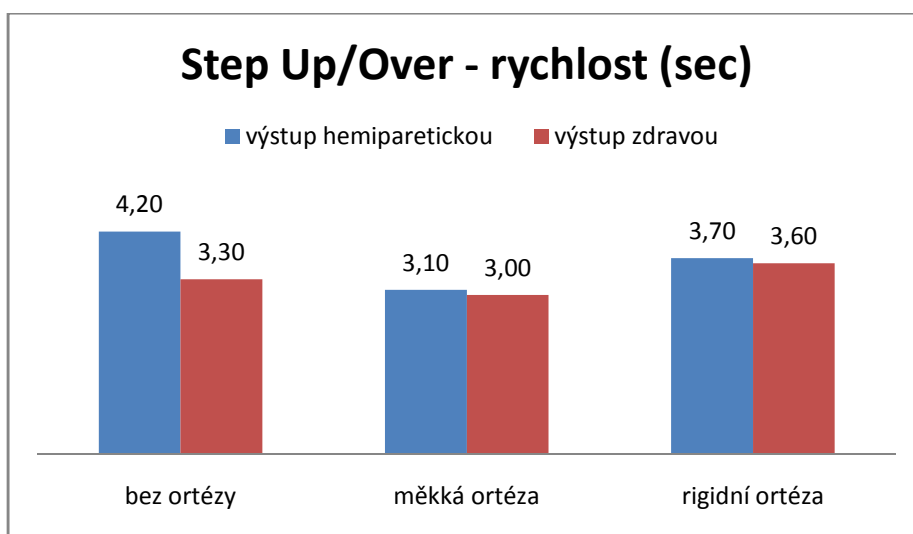
U situací bez ortézy, s měkkou ortézou a rigidní ortézou, se objevuje stejná tendence jako u testu step/quick turn. Nejlepší výsledky jsme zaznamenali s měkkou ortézou a nejhorší bez ortézy. Při výstupu hemiparetickou DK je pacient s ortézou patrně schopen více zatížit a přenést váhu na stranu hemiparetickou v porovnání se situací bez ortézy. Při výstupu zdravou jsou hodnoty mezi třemi situacemi velmi blízké, což by svědčilo o tom, že nezáleží zda pacient má nebo nemá ortézu na paretické DK.

**Graf 7 Hodnoty parametru maximální síly DK v momentě výstupu na schod**



Hodnoty doby přechodu přes schod jsou v situacích s ortézami velmi blízké jak pro výstup hemiparetickou, tak zdravou končetinou. Měkká ortéza zejména v tomto případě dovoluje lepší odraz, což významně zrychlí přechod přes schod. S rigidní ortézou je pomalejší výstup. Již při měření jsme se setkali s několika problémy. Pacienti s rigidní ortézou při iniciaci hemiparetickou DK hůře odhadovali výšku schodu v porovnání s měkkou ortézou, takže se stalo, že o schod zavadili. Tento jev se opakoval u více pacientů, a zřejmě kdyby byli pacienti na ortézu zvyklí, adaptovali by se na výšku schodu a použili by větší flexi v kyčli. Dále byli pacienti s rigidní ortézou opatrnější při sestupu paretickou DK. Rigidní ortéza jim neumožnila potřebnou plantární flexi, aby došliápli na špičku, proto sestupovali pomalu a „čekali“ až se celým chodidlem dotknou podložky. Vliv mohl mít i pacienty popisovaný pocit, že můžou uklouznout, jelikož povrch posturografické plošiny na ně takto působil. Při sestupu zdravou DK v situaci s rigidní ortézou mohlo dojít ke zpomalení kvůli omezené pohyblivosti hlezna do dorzální flexe na paretické DK. Bez ortézy je pomalejší přechod přes schod hemiparetickou končetinou, což si vysvětlujeme z důvodu omezené dorzální flexe při výstupu na schod. Naopak při sestupu ze schodu zdravou DK se může projevit nestabilita a omezení kontroly pohybů hlezna, které jsou potřebné pro řízení a brzdění pohybu při sestupu ze schodu (Graf 8, str. 57). Studie Richardse (1999) uvádí statisticky významné zlepšení chůze po schodech s rigidní ortézou v porovnání se situací bez ortézy. Testoval pomocí funkčního testu, ne pomocí posturografie, proto nerozlišoval výstup zdravou a hemiparetickou dolní končetinou.

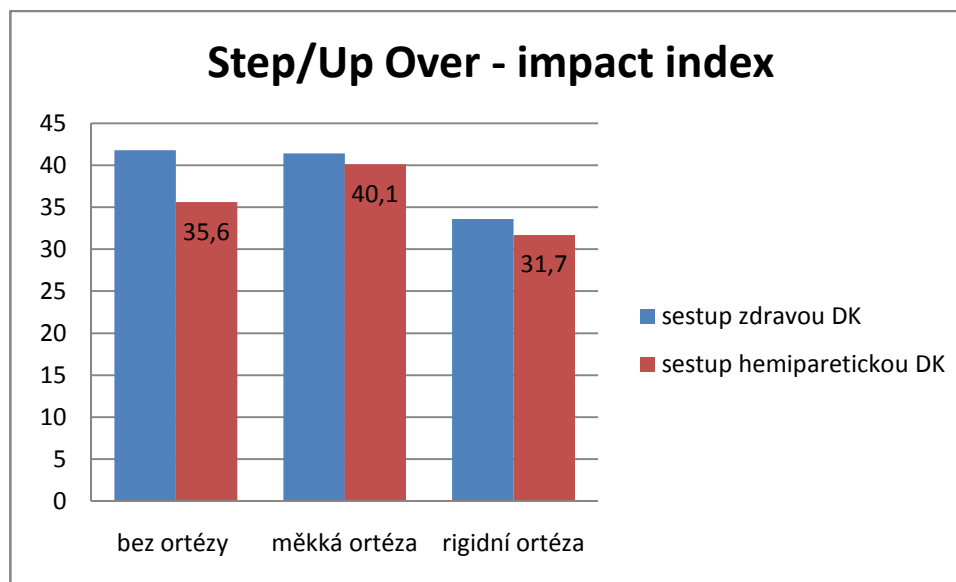
**Graf 8 Hodnoty parametru rychlost testu SUO**





Posledním parametrem je impact index - síla produkovaná dolní končetinou v momentě došlapu ze schodu. Největší síla byla ve všech třech testovaných situacích při sestupu zdravou DK. Při sestupu hemiparetickou DK je síla menší (Graf 9, str. 58). Zdůvodnit to můžeme tím, že pacienti podvědomě nechtějí plně došlápnout na paretickou DK, jelikož ji zcela dokonale nekontrolují. Spoléhají se více na brzdění a kontrolu pohybu pomocí zdravé DK. S rigidní ortézou je jak při sestupu zdravou tak paretickou produkována nejmenší síla. Jak už jsme psali u jiných parametrů, může to být z důvodu omezeného pohybu rigidní ortézou do plantární flexe. Pacienti ze schodu došlapují celým chodidlem, síla při dopadu se rozloží na větší plochu. Při sestupu paretickou DK s měkkou ortézou, dochází k dobré absorpci mechanické energie. Měkká ortéza umožňuje plantární flexi, a zároveň oproti situaci bez ortézy, hlezno stabilizuje. Dopad není na celou plochu plosky, proto i síla při dopadu je větší. v situaci bez ortézy je vidět větší asymetrie při sestupu paretické a zdravé DK. Při sestupu paretickou se pacient spoléhá hlavně na zdravou DK, která tento pohyb řídí.

**Graf 9** Hodnoty parametru síly došlapu DK ze schodu na podložku testu SUO



## 5.5 Diskuze k hypotéze H<sub>05</sub>

Poslední hypotéza popisuje vliv ortéz na funkční testy.

v testu up and go můžeme z jednotlivých hodnot říct, že s jakoukoli ortézou jsou výsledky testu lepší než bez ortézy. Rozdíly v čase vykonání testu jsou malé, více byl

zřetelný rozdíl v kvalitě pohybu než v rychlosti provedení. Wang (2005) ve své studii nezaznamenal rozdíl ve funkčních testech Berg Balance Score nebo v testu sit-to-stand. Stejně jako v našem měření, zaznamenal změny v posturografických testech, ale ve funkčních testech se změny neukázaly. Simons (2009) zjistil statisticky významné zlepšení s rigidní ortézou ve funkčních testech Up and go a Berg Balance Scale (2009). v této studii užívali pacienti rigidní ortézu dva měsíce před vlastním měřením. Mohli si proto na ortézu zvyknout, a když jim byla pro účely měření odebrána, měli horší výsledky bez ortézy.

## 5.6 Shrnutí

Cílem diplomové práce bylo porovnat vliv měkké a rigidní ortézy na parametry chůze a funkční dovednosti pacienta. Z výsledků posturografických testů byly zjištěny nejlepší hodnoty pro ortézu měkkou. S rigidní ortézou byly některé výsledky lepší než bez ortézy a některé horší. Obecně lze ale říct, že použití jakékoliv ortézy je lepší než situace bez ortézy. Naše výsledky jsou ve velké míře ovlivněny výběrem pacientů. v naší studii jsme měli pacienty s hemiparézou s různým stupněm nestability hlezna a oslabením dorzálních flexorů. Mnoho dalších studií zúžilo výběr pacientů s hemiparézou podle nejrůznějších kritérií. Dalším faktorem ovlivňujícím výsledné hodnoty může být výběr pacientů v chronickém a akutním stadiu. Například studie Franceschini (2003) měřila pouze pacienty chronické. Studie Goka (2003) zase spíše pacienty akutní. v naší studii jsou i akutní i chroničtí pacienti. Dalším, podle nás nejdůležitějším faktorem, je doba používání rigidní ortézy před vlastním měřením. ve studii de Wita pacienti nosili ortézu 6 měsíců před měřením, v našem měření se s rigidní ortézou setkali poprvé. Tyto faktory mohly přispět k tomu, že s rigidní ortézou vyšly parametry hůře než s měkkou ortézou, ale pořád výsledky byly lepší než v situaci bez ortézy.

Měkká ortéza na rozdíl od rigidní umožňuje pohyb ve všech rovinách, a zároveň v určité míře stabilizuje hlezenní kloub. Zároveň podporuje zbytkové síly dorzálních flexorů, pacient se je musí snažit sám aktivovat, aby nezakopnul o špičku. S rigidní ortézou se pacient plně může spolehnout na ortézu, která se zachová vždy stejně, a postupně zjistí, že není potřeba, aby aktivoval dorzální flexory. Nabízí se domněnka, že rigidní ortéza bude efektivnější u chronických pacientů, v případě plegických svalů spojených s nestabilitou hlezna nebo u spastických plantárních flexorů (v situaci

chronických obtíží). Kdežto měkká ortéza by mohla být efektivnější u pacientů akutních, u kterých ještě očekáváme zlepšení během fyzioterapie a kteří nestabilitu v hleznu mají v menší míře. S měkkou ortézou jde i lépe spolupracovat s pacientem během terapie, protože mu umožňuje zapojit se aktivněji do chůze a jiných lokomočních aktivit. Dle výsledků bylo nejlépe vidět, že ve funkčních a dynamických situacích vychází nejlepší výsledky hlavně pro měkkou ortézu (otočka a přechod přes schod). Tyto aktivity vyžadují určitou míru stability a zároveň dobrou mobilitu. Dále se s měkkou ortézou dosáhlo lepší symetrizace mezi zdravou a paretickou stranou.

Po samotném měření nás zajímaly subjektivní pocity pacientů. Pro mnoho pacientů byla na začátku měření rigidní ortéza nepříjemná, pacienti se necítili komfortně. Ale během měření nebo na konci měření část z nich dokonce uváděla, že se jim s rigidní ortézou šlo nejlépe. Většina pacientů při hodnocení, která ortéza byla nejlepší, uváděla situaci s měkkou ortézou. Studie de Wita (2003) se zajímala o subjektivní pocit pacientů při užívání rigidních ortéz. Výsledkem bylo, že 65% pacientů cítilo zmenšení obtížnosti, 70% mělo lepší sebevědomí. Oproti tomu 25% pacientů uvedlo, že se jim nesnížila obtížnost a ani se s rigidní ortézou necítili sebevědoměji.

Změny parametrů v testovaných situacích při měření na posturografu byly ve třech testech statisticky významné. Z funkčních testů výsledky nebyly tak významné. Měření na posturografu má více specifické pokyny. Při porovnání testu otočky na posturografu a testu step up over je na posturografu přesně popsán postup otočky, rozlišuje otočení přes zdravou a paretickou stranu, a každý pacient postupuje stejně. ve funkčním testu je pouze povel ke vstání a obejití předmětu. Pacient použije strategii, kterou je zvyklý použít v běžném životě. Je důležitá kombinace více forem objektivizačních metod.

## ZÁVĚR

Cílem naší práce bylo posouzení vlivu hlezenních ortéz na lokomoční aktivity pacientů po CMP. Během výzkumu jsme potvrdili, že ortézy mohou pacientům po CMP usnadnit rehabilitaci, nácvik lokomoční aktivity a tím sekundárně zvýšit životní úroveň pacienta. většina pacientů zařazených do naší studie byla v časně fázi onemocnění, tedy 0-6 měsíců po CMP. Porovnávali jsme následující tři situace: lokomoční aktivitu pacienta bez ortézy, s měkkou ortézou a s rigidní ortézou. k objektivizaci lokomoční aktivity jsme použili vyšetření pomocí posturografie a funkčních testů. Výsledky našeho sledování naznačují pozitivní vliv ortéz na měřené parametry. Nejlepších funkčních výsledků dosáhli pacienti při použití měkké ortézy. u tří parametrů jsme dosáhli hladiny statistické významnosti.

Z výsledků našeho sledování můžeme vyvodit určité závěry pro praxi. Většina pacientů v našem souboru byla ve fázi 0-6 měsíců po CMP, tudíž můžeme usuzovat, že měkká ortéza je nejvíce prospěšná právě v počátečních stádiích rehabilitace. Sledovaní pacienti měli ve většině případů alespoň částečně zachovanou svalovou aktivitu v hlezenním kloubu. Výhodou měkké ortézy je kromě stabilizační funkce také zachování mobility a aktivnější účasti svalů v lokomočních aktivitách. u pacientů v chronickém stádiu onemocnění je zřejmá velká nestabilita v oblasti hlezna, a to z důvodu plegie dorzálních flexorů nebo silné spasticity plantárních flexorů a jiných přidružených nestabilit. Rigidní ortéza má významnější stabilizační funkci, proto se zdá být vhodnější pro pacienty v chronické fázi po CMP. Měli bychom mít ale na paměti, že jakákoliv pasivní podpora, byť použitá s tím nejlepším úmyslem, může vést k ještě většímu rozvoji pasivity. I následná rehabilitace u takto „závislých“ pacientů může být ve výsledku méně efektivní.

Lepší terapeutický efekt měkkých ortéz, který jsme v naší práci prokázali, vede k dalším otázkám. Mají měkké ortézy efekt i u chronických pacientů? Jsou měkké ortézy účinné i při dlouhodobém použití? Mohou mít měkké ortézy pozitivní vliv na lokomoční schopnosti chronicky postižených pacientů?

V současné době nebyla publikovaná žádná studie porovnávací námi sledované parametry. Dostupné práce se soustředí pouze na vliv rigidní ortézy v rehabilitaci pacientů po CMP. Navíc do svých studií zahrnují pouze pacienty s plegií dorzálních

flexorů či se spasticitou plantiflexorů a s tím spojenou nestabilitou hlezenního kloubu.  
Tyto parametry měkká ortéza ovlivní jen v malé míře.

## REFERENČNÍ SEZNAM

- ABE, Hiroaki, et al. Improving Gait Stability in Stroke Hemiplegic Patient with Plastic Ankle-Foot Orthosis. *The Journal of Experimental Medicine*. 2009, 218, s. 193-199.
- BAČÁKOVÁ, Radka, et al. Nordic walking jako postrehabilitační pohybový režim. *Studia Kinanthropologica*. 2008, 9, 1, s. 53-58.
- BALMASEDA, Jr. Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1988;69 (12):1009-12.
- BECKERMAN, H., et al. The efficacy of thermocoagulation of the tibial nerve and a polypropylene ankle-foot orthosis on spasticity of the leg in stroke patients: results of a randomized clinical trial. *Clinical Rehabilitation*. 1996;10(2):112-20.
- BURDETT, RG., et al. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-stirrup (TM) brace. *Physical Therapy*. 1988;68(8):1197-203.
- CORCORAN, PJ., et al. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1970;51(2):69-77.
- DOKE J, et al. Mechanics and energetics of swinging the human leg. *Journal of Experimental Biology*. 2005;208:439-45
- DONELAN, J., et al. mechanical and metabolit determinance of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the royal societ*. 2001; 268(1480):1985-92.
- DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I. Vývoj schopnosti ovládat opěrnou bázi a těžiště těla a jeho objektivizace. In VÁLKOVÁ, Hana, HANELOVÁ, Zuzana. *Pohyb a zdraví*. Olomouc: 1999. s. 158-159. ISBN 80-244-0004-9.
- DVOŘÁK, T., KRAČMAR, B., SMOLÍK, P. *Vliv alternativní lidské lokomoce na pohybovou soustavu* [online]. 2009. [cit. 2010-03-20]. Dostupný na WWW: <<http://www.ftvs.cuni.cz/katedry/spp/voda/doc/alternat.doc> >
- FATONE, S., HANDEN, AH. Effect of ankle-foot orthosis on roll-over shape in adults with hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2007;44(1):11-20.

- FRANCESCHINI M, et al. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*. 2003;17(4):368-72.
- GABELL, A., NAYAK, U.S.L. The Effect of Age on Variability in Gait. *Journal of gerontology*. 1984;39(6):662-666.
- GAGE JR, DELUCA PA, RENSHAW TS. Gait analysis: principles and applications: emphasis on its use in cerebral palsy. *Journal of Bone & Joint Surgery*. 1995;77(10):1607-23.
- GÖK, Haydar, et al. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*. 2003, 17, s. 137-139.
- HEITMANN, DK, et al. balance performance and step width in noninstitutionalized, elderly, female fallers and nonfallers. *Physical therapy*. 1989;69(11):923-31.
- HESSE, Stefan, et al. Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis. *International Journal of Rehabilitation Research*. 1996;19(2):133-41.
- HESSE, Stefan, et al. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subject with equinovarus deformity. *Stroke*. 1999;30(9):1855-61.
- HORÁČEK, Ondřej. Rehabilitace u cévní mozkové příhody. *Sanquis*. 2006, 47, s. 12-15.
- CHEN, Chiung-Ling, et al. Anterior Ankle-Foot Orthosis Effects on Postural Stability in Hemiplegic Patient. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1999, 80, s. 1587-1592.
- KNUTTSEN E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*. 1979;102:404-430.
- KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Výukový materiál*. Olomouc 2009.
- KRAČMAR, Bronislav, et al. Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*. 2007, 1, s. 3-13.
- LATASH, Mark L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign : Mark L Latash, 2008.
- LEHMANN JF, et al. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1987;68(11):763-71.

- MOJICA JAP, et al. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*. 1988;156(4):395-401.
- MURCKOVA, P. *Analýza chůze u osob s hemiparezou po cévní mozkové příhodě*. Disertační práce. Olomouc: FTK. 2001
- NHS QUALITY IMPROVEMENT SCOTLAND. *Use of ankle-foot orthoses following stroke* [online]. 2009 [cit. 2010-04-04]. Dostupné z WWW: <[http://www.nhshealthquality.org/nhsqis/files/ANKLEFOOT\\_BPS\\_AUG09.pdf](http://www.nhshealthquality.org/nhsqis/files/ANKLEFOOT_BPS_AUG09.pdf)>.
- orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys OTTOBOCK* [online]. 2009 [cit. 2010-04-18]. Ortotický pomocník při ochrnutí. Dostupné z WWW: <[http://www.ottobock.cz/cps/rde/xbcr/ob\\_cz\\_cs/Ortoticky\\_pomocnik\\_low.pdf](http://www.ottobock.cz/cps/rde/xbcr/ob_cz_cs/Ortoticky_pomocnik_low.pdf)>
- P. KRÁLÍČEK, *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum. 2002.
- PERRY J, WALTERS RL, PERRIN T. Electromyographic analysis of equinovarus following stroke. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1978;131:47–53.
- PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey : Slack, 1992.
- SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore : Lippincott Williams Wilkins, 2001.
- SIMONS, Corien D.M., et al. Ankle-foot orthoses in stroke: Effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clinical Biomechanics*. 2009, 24, s. 769-775.
- TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada, 2004.
- TYSON SF, THORNTON HA. The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and users' opinions. *Clinical Rehabilitation*. 2001;15(1):53-8.
- VANČATA, Václav. *Primatologie. Díl 1, Evoluce, adaptace, ekologie a chování primátů*. Praha: Univerzita Karlova, 2003.
- VAUGHAN, CH. *Dynamics of human gait*. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: Včasná diagnóza a terapie*. 1. vyd. Praha: Grada a Avicenum, 1993. ISBN 80-85424-98-3.



VOJTA, Václav. *Vojtův princip: Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada, 1995. ISBN 80-7169-004.

WANG, Ray-Yau, et al. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patient with hemiparesis of different durations. *Clinical Rehabilitation*. 2005, 19, s. 37-44.

WANG, Ray-Yau, et al. Gait and Balance Performance Improvements Attributable to Ankle-Foot Orthosis in Subjects with Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2007, 86, s. 556-562.

WIT DC, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. 2004;18(5):550-7.

# PŘÍLOHY

## Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta



**FAKULTNÍ NEMOCNICE  
OLMOUC**  
I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc  
Tel. 588 441 111, E-mail: [fn@fnol.cz](mailto:fn@fnol.cz)  
IČO: 00098892

**Klinika/oddělení:**

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLMOUC  
I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc  
Klinika/oddělení:   
Tel.   
Předseda Oddělení:   
.....

**Dokument č.:**  
Fm-L009-001-AMBUL-001

**Verze č.:** 3

### Poučení a informovaný souhlas pacienta s převzetím do ambulantní péče

Pacient(tka) – jméno a příjmení:	Rodné číslo (číslo pojištění):
Datum narození: (není-li rodné číslo)	Kód zdravotní pojišťovny:
Adresa trvalého pobytu pacienta: (případně jiná adresa)	
<b>Byl(a) jsem poučen(a) o důvodech, které vedou k převzetí do ambulantní péče, kterými jsou:</b>	

#### Souhlas:

<b>Vzor vyplnění (zatržení):</b>	<b>Nehodící se škrtněte</b>	ANO	<input checked="" type="checkbox"/> NE
Souhlasím s převzetím do ambulantní péče.		ANO	NE
Souhlasím s tím, aby osoby získávající způsobilost k výkonu zdravotnického povolání (studenti SZŠ, VOŠ, studenti LF UP apod.) a odborné vyučující prováděly lékařskou a ošetrovatelskou péči v rámci výuky v souladu s vnitřními předpisy FNOL.		ANO	NE
Souhlasím s tím, aby výše uvedené osoby mohly nahlížet do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném. Všechny tyto osoby jsou povinny o těchto skutečnostech i mém rodném čísle zachovávat mlčenlivost.		ANO	NE
Souhlasím s tím, aby externí zdravotničtí auditoři mohli nahlížet do mé zdravotnické dokumentace v souvislosti s jejich kontrolní činností. O všech skutečnostech jsou povinni zachovávat mlčenlivost.		ANO	NE
V případě nutnosti dávám souhlas k odběru biologického materiálu (krev, moč...) na potřebná vyšetření k vyloučení zejména přenosné choroby.		ANO	NE

<b>Přeji si, aby o mém zdravotním stavu byla informována jiná osoba(osoby):</b>			ANO	NE
Jméno a příjmení:	adresa:	Tel.:		

<b>Přeji si, aby výše uvedená osoba(osoby) měla právo:</b>			
a) nahlížet do mé zdravotnické dokumentace.	ANO	NE	
b) pořizovat si výpisy, opisy nebo kopie z mé zdravotnické dokumentace*.	ANO	NE	

\*Zdravotnické zařízení může za pořízení výpisů, opisů nebo kopií zdravotnické dokumentace nebo jiných zápisů požadovat úhradu ve výši, která nesmí přesáhnout náklady spojené s jejich pořízením (§ 67bb odst. 4 písm. b) zák. č.20/1966 Sb. o péči o zdraví lidu

Datum:	Hodina	<b>Podpis pacienta(tky)</b>

Jméno příjmení lékaře(řky), který(á) provedl(a) poučení	<b>Podpis lékaře(řky), který(á) provedl(a) poučení</b>

<b>Pokud se pacient(tka) nemůže podepsat, uveďte důvody, pro které se pacient(ka) nemohl(a) podepsat:</b>

<b>Jak pacient(ka) projevil(a) svou vůli:</b>

Jméno a příjmení zdravotního pracovníka/svědka	Podpis zdravotního pracovníka/svědka	Datum:	Hodina

## Příloha 2. Modifikovaná Ashworthova škála

<b>Stupeň</b>	<b>Klinický nález</b>
0	svalový tonus nezvýšen
1	mírné zvýšení svalového tonu zachytitelné na konci rozsahu pohybu vyšetřované části končetiny
1+	mírné zvýšení svalového tonu patrné po přibližně polovinu doby rozsahu pohybu vyšetřované části končetiny
2	výraznější zvýšení svalového tonu patrné v celém rozsahu pohybu, pasivní pohyb je však snadný
3	zřetelné zvýšení svalového tonu, pasivní pohyb obtížný
4	postižená část je v trvalém abnormální postavení (flexi či extenzi), pasivní pohyby obtížné do všech směrů

### Příloha 3. Tabulka kineziologického rozboru

	Věk	Later	Vznik CMP	Spasticita	Čítí	Pasivní hybnost	Aktivní hybnost	Poznámky
P1	49	sin	<6M	0	BO	BO	3	
P2	64	sin	<6M	1+	BO	BO	2	
P3	60	dx	<6M	0	BO	BO	3	
P4	60	sin	<6M	1	P	BO	1	
P5	59	dx	<6M	3	H	LO	1	clowing
P6	59	sin	<6M	1+	BO	BO	2	
P7	68	dx	<6M	2	BO	BO	1	
P8	54	dx	<6M	0	BO	BO	1	
P9	66	sin	<6M	0	BO	BO	2	
P10	63	sin	>2R	2	P+H	LO	0	equinvarozní postavení
P11	61	dx	>2R	0	BO	BO	3	
P12	48	dx	<6M	0	P+H	BO	2	

**Legenda:** P1-P12 – vyšetřovaní pacienti, Later – strana postižená hemiparézou, 6M – šest měsíců, 2R – dva roky, BO – bez omezení, LO – lehce omezena, P – omezení v povrchové čítí, H – omezení v hlubokém čítí, Aktivní hybnost – 0 žádná aktivita, 1 záškub, 2 pohyb s dopomocí, 3 proti gravitaci v plném rozsahu, 4 proti odporu v plném rozsahu

## Příloha 4. Formulář k testování Berg Balance Scale

### Berg Balance Scale

#### SITTING TO STANDING

INSTRUCTIONS: Please stand up. Try not to use your hand for support.

- 4 able to stand without using hands and stabilize independently
- 3 able to stand independently using hands
- 2 able to stand using hands after several tries
- 1 needs minimal aid to stand or stabilize
- 0 needs moderate or maximal assist to stand

#### STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Please stand for two minutes without holding on.

- 4 able to stand safely for 2 minutes
- 3 able to stand 2 minutes with supervision
- 2 able to stand 30 seconds unsupported
- 1 needs several tries to stand 30 seconds unsupported
- 0 unable to stand 30 seconds unsupported

If a subject is able to stand 2 minutes unsupported, score full points for sitting unsupported. Proceed to item #4.

#### SITTING WITH BACK UNSUPPORTED BUT FEET SUPPORTED ON FLOOR OR ON A STOOL

INSTRUCTIONS: Please sit with arms folded for 2 minutes.

- 4 able to sit safely and securely for 2 minutes
- 3 able to sit 2 minutes under supervision
- 2 able to sit 30 seconds
- 1 able to sit 10 seconds
- 0 unable to sit without support 10 seconds

#### STANDING TO SITTING

INSTRUCTIONS: Please sit down.

- 4 sits safely with minimal use of hands
- 3 controls descent by using hands
- 2 uses back of legs against chair to control descent
- 1 sits independently but has uncontrolled descent
- 0 needs assist to sit

#### TRANSFERS

INSTRUCTIONS: Arrange chair(s) for pivot transfer. Ask subject to transfer one way toward a seat with armrests and one way toward a seat without armrests. You may use two chairs (one with and one without armrests) or a bed and a chair.

- 4 able to transfer safely with minor use of hands
- 3 able to transfer safely definite need of hands
- 2 able to transfer with verbal cuing and/or supervision
- 1 needs one person to assist
- 0 needs two people to assist or supervise to be safe

#### STANDING UNSUPPORTED WITH EYES CLOSED

INSTRUCTIONS: Please close your eyes and stand still for 10 seconds.

- 4 able to stand 10 seconds safely
- 3 able to stand 10 seconds with supervision
- 2 able to stand 3 seconds
- 1 unable to keep eyes closed 3 seconds but stays safely
- 0 needs help to keep from falling

#### STANDING UNSUPPORTED WITH FEET TOGETHER

INSTRUCTIONS: Place your feet together and stand without holding on.

- 4 able to place feet together independently and stand 1 minute safely
- 3 able to place feet together independently and stand 1 minute with supervision
- 2 able to place feet together independently but unable to hold for 30 seconds
- 1 needs help to attain position but able to stand 15 seconds feet together
- 0 needs help to attain position and unable to hold for 15 seconds

#### REACHING FORWARD WITH OUTSTRETCHED ARM WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Lift arm to 90 degrees. Stretch out your fingers and reach forward as far as you can. (Examiner places a ruler at the end of fingertips when arm is at 90 degrees. Fingers should not touch the ruler while reaching forward. The recorded measure is the distance forward that the fingers reach while the subject is in the most forward lean position. When possible, ask subject to use both arms when reaching to avoid rotation of the trunk.)

- 4 can reach forward confidently 25 cm (10 inches)
- 3 can reach forward 12 cm (5 inches)
- 2 can reach forward 5 cm (2 inches)
- 1 reaches forward but needs supervision
- 0 loses balance while trying/requires external support

#### PICK UP OBJECT FROM THE FLOOR FROM A STANDING POSITION

INSTRUCTIONS: Pick up the shoe/slipper, which is in front of your feet.

- 4 able to pick up slipper safely and easily
- 3 able to pick up slipper but needs supervision
- 2 unable to pick up but reaches 2-5 cm (1-2 inches) from slipper and keeps balance independently
- 1 unable to pick up and needs supervision while trying
- 0 unable to try/needs assist to keep from losing balance or falling

#### TURNING TO LOOK BEHIND OVER LEFT AND RIGHT SHOULDERS WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Turn to look directly behind you over toward the left shoulder. Repeat to the right. (Examiner may pick an object to look at directly behind the subject to encourage a better twist turn.)

- 4 looks behind from both sides and weight shifts well
- 3 looks behind one side only other side shows less weight shift
- 2 turns sideways only but maintains balance
- 1 needs supervision when turning
- 0 needs assist to keep from losing balance or falling

#### TURN 360 DEGREES

INSTRUCTIONS: Turn completely around in a full circle. Pause. Then turn a full circle in the other direction.

- 4 able to turn 360 degrees safely in 4 seconds or less
- 3 able to turn 360 degrees safely one side only 4 seconds or less
- 2 able to turn 360 degrees safely but slowly
- 1 needs close supervision or verbal cuing
- 0 needs assistance while turning

#### PLACE ALTERNATE FOOT ON STEP OR STOOL WHILE STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Place each foot alternately on the step/stool. Continue until each foot has touched the step/stool four times.

- 4 able to stand independently and safely and complete 8 steps in 20 seconds
- 3 able to stand independently and complete 8 steps in > 20 seconds
- 2 able to complete 4 steps without aid with supervision
- 1 able to complete > 2 steps needs minimal assist
- 0 needs assistance to keep from falling/unable to try

#### STANDING UNSUPPORTED ONE FOOT IN FRONT

INSTRUCTIONS: (DEMONSTRATE TO SUBJECT) Place one foot directly in front of the other. If you feel that you cannot place your foot directly in front, try to step far enough ahead that the heel of your forward foot is ahead of the toes of the other foot. (To score 3 points, the length of the step should exceed the length of the other foot and the width of the stance should approximate the subject's normal stride width.)

- 4 able to place foot tandem independently and hold 30 seconds
- 3 able to place foot ahead independently and hold 30 seconds
- 2 able to take small step independently and hold 30 seconds
- 1 needs help to step but can hold 15 seconds
- 0 loses balance while stepping or standing

#### STANDING ON ONE LEG

INSTRUCTIONS: Stand on one leg as long as you can without holding on.

- 4 able to lift leg independently and hold > 10 seconds
- 3 able to lift leg independently and hold 5-10 seconds
- 2 able to lift leg independently and hold  $\geq$  3 seconds
- 1 tries to lift leg unable to hold 3 seconds but remains standing independently.
- 0 unable to try of needs assist to prevent fall

## Příloha 5. Tabulky popisné statistiky

**Tabulka I.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu chůze (WA).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
WA sw	BO	11	18,009	17,350	15,430	21,360	1,911
	MO	12	17,959	17,765	13,400	22,230	2,789
	RO	12	19,722	19,367	15,700	24,933	2,770
WA sl	BO	11	30,614	29,100	18,500	42,260	8,055
	MO	12	33,630	33,842	19,150	48,730	8,770
	RO	12	29,165	28,583	15,430	40,633	8,406
WA spd	BO	11	28,433	32,400	11,300	39,460	9,041
	MO	12	28,874	28,083	10,750	44,800	10,008
	RO	12	24,835	24,205	5,560	38,567	9,705
WA sls	BO	11	2,050	4,000	-43,300	40,660	24,837
	MO	12	-7,598	-13,000	-46,000	41,330	24,251
	RO	12	-1,058	-13,080	-61,000	76,300	39,471

**Legenda:** WA – test chůze (Walk Across), sw – parametr šířka kroku, sl – parametr délka kroku, spd – parametr rychlost, sls – parametr symetrie délky kroku, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

**Tabulka II.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu chůzev tandemu (TW).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
TW sw	BO	11	7,960	7,000	5,200	11,800	2,052
	MO	12	7,481	7,300	4,900	11,400	2,100
	RO	12	8,316	8,250	6,130	15,460	2,443
TW spd	BO	11	16,336	17,160	7,860	21,030	4,300
	MO	12	21,220	22,067	10,100	30,250	6,247
	RO	12	17,819	18,530	8,430	25,150	5,523
TW es	BO	11	3,494	3,500	2,160	4,666	0,781
	MO	12	3,588	3,600	2,050	4,900	1,038
	RO	12	3,697	2,940	1,800	7,660	1,829

**Legenda:** TW – test chůze v tandemu, sw – parametr šířka kroku, spd – parametr rychlost, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, es – parametr titubace na konci testu

**Tabulka III.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu otočka s iniciací hemiparetickou DK (SQT).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
SQ Them tt	BO	11	3,258	2,806	0,790	6,716	2,090
	MO	12	2,439	2,265	0,550	4,950	1,485
	RO	12	2,942	2,477	0,740	8,890	2,222

SQ Them ts	BO	11	31,479	32,300	13,700	48,500	13,270
	MO	12	24,418	23,950	9,500	46,200	10,648
	RO	12	28,682	29,030	12,500	47,800	11,881

**Legenda:** SQT – test otočky, tt – parametr čas otočky, ts – parametr titubace, hem – iniciace hemiparetickou, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

**Tabulka IV.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu otočka s iniciací zdravou DK (SQT).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
SQ Tzdr tt	BO	11	3,164	2,263	0,800	7,420	2,334
	MO	12	2,155	2,025	0,570	4,520	1,211
	RO	12	2,759	2,265	0,570	6,760	1,915
SQ Tzdr ts	BO	11	28,361	25,630	13,000	50,350	12,102
	MO	12	22,921	20,400	15,300	37,100	7,259
	RO	12	25,580	25,055	11,200	39,630	8,223

**Legenda:** SQT – test otočky, tt – parametr čas otočky, ts – parametr titubace, zdr – iniciace zdravou, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

**Tabulka V.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu přechodu přes schod s iniciací hemiparetickou DK (SUO).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
SUO lui hem	BO	10	21,942	23,500	1,830	37,500	11,707
	MO	11	24,605	26,660	4,000	39,500	10,228
	RO	11	23,720	25,000	6,600	35,333	9,034
SUO mt hem	BO	10	6,841	4,185	1,635	32,300	9,112
	MO	11	3,498	3,120	1,510	7,235	1,817
	RO	11	4,545	3,740	1,715	9,250	2,608
SUO ii hem	BO	10	35,666	31,250	10,500	69,000	17,516
	MO	11	38,498	38,000	18,000	67,500	16,280
	RO	11	31,258	30,330	15,300	52,660	12,470

**Legenda:** SUO – test přechodu přes schod, lui - parametr maximální síly DK při výstupu na schod, mt – parametr doba přechodu přes schod, ii – parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu, hem – iniciace hemiparetickou DK, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou



**Tabulka VI.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry testu přechodu přes schod s iniciací zdravou DK (SUO).

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
SUO lui zdr	BO	10	20,390	19,500	1,800	37,000	10,992
	MO	11	21,965	21,330	6,300	43,500	12,690
	RO	11	20,357	20,000	7,600	42,000	10,772
SUO mt zdr	BO	10	5,739	3,285	1,210	28,000	7,915
	MO	11	3,662	3,050	1,440	6,270	1,789
	RO	11	3,883	3,610	1,510	6,200	1,443
SUO ii zdr	BO	10	41,799	37,665	12,660	63,500	17,051
	MO	11	39,068	39,660	14,330	66,000	18,164
	RO	11	32,996	27,666	5,300	65,000	20,777

**Legenda:** SUO – test přechodu přes schod, lui -parametr maximální síly DK při výstupu na schod, mt – parametr doba přechodu přes schod, ii – parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu, zdr – iniciace zdravou DK, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

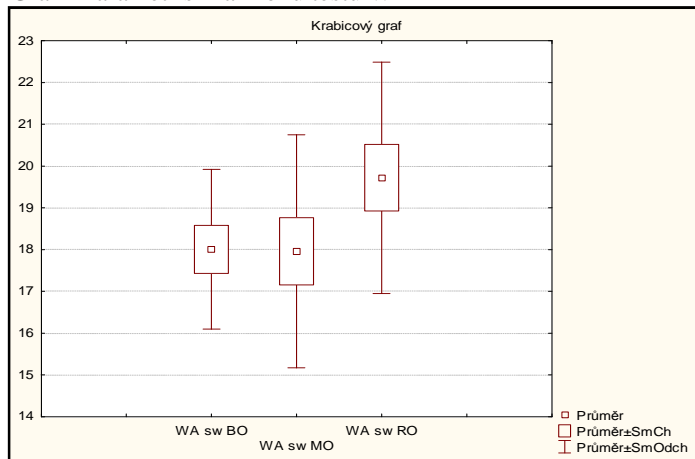
**Tabulka VII.** Popisná statistika pro funkční testy (TUG, BBS)

		N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
TUG	BO	11	20,827	19,500	15,200	30,500	4,548
	MO	12	20,550	19,500	13,200	31,500	5,393
	RO	12	20,850	19,400	15,300	27,700	4,135
BBS	BO	12	49,083	50,500	39,000	54,000	5,143
	MO	12	50,833	52,000	44,000	54,000	3,563
	RO	12	51,250	52,000	40,000	54,000	3,646

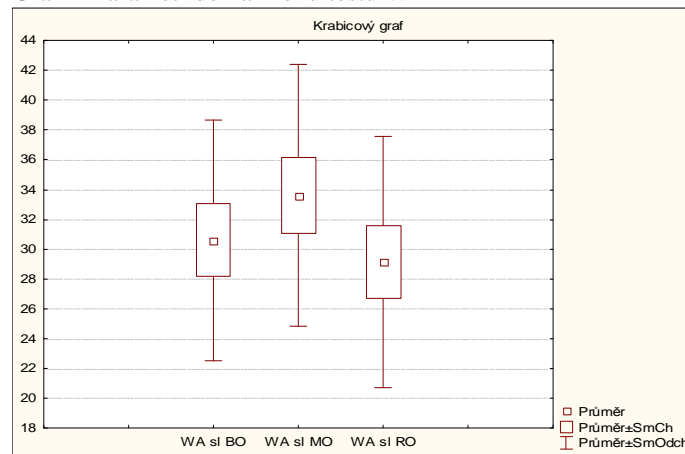
**Legenda:** TUG – test Timed Up and Go, BBS – test Berg Balance Scale, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

## **Příloha 6. Krabicové grafy**

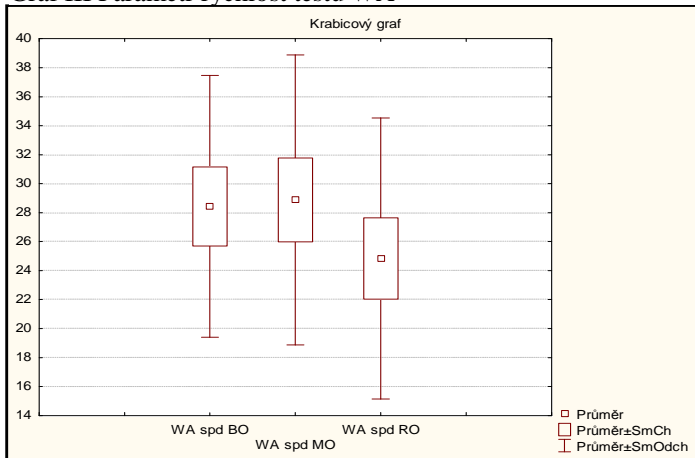
Graf I Parametr šířka kroku testu WA



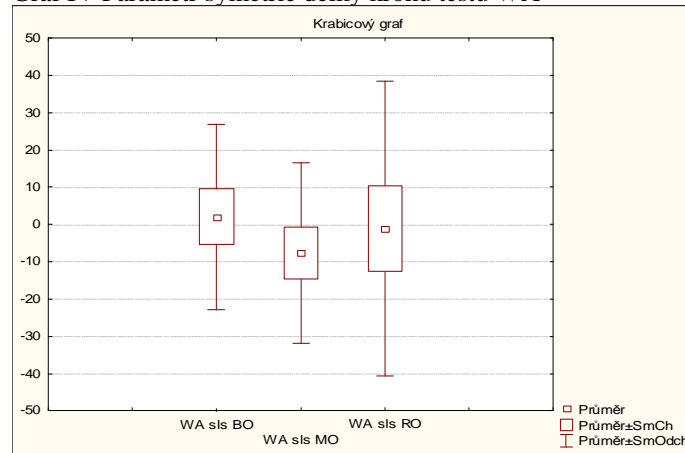
Graf II Parametr délka kroku testu WA



Graf III Parametr rychlost testu WA

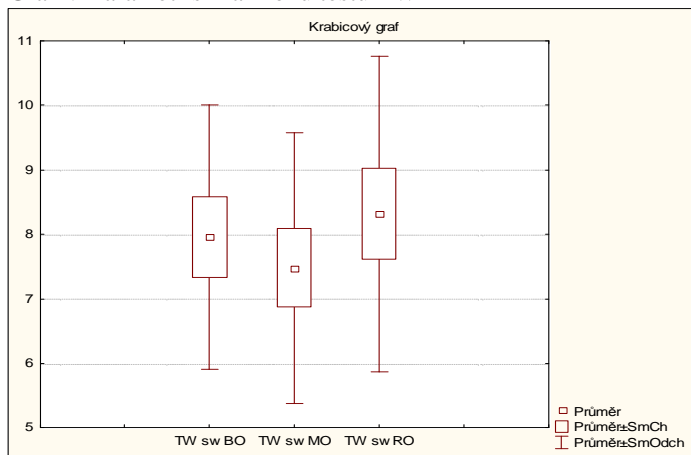


Graf IV Parametr symetrie délky kroku testu WA

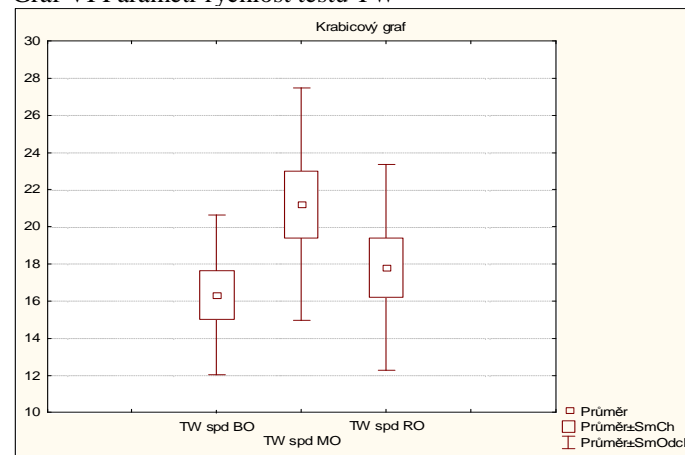


**Legenda:** WA – test chůze (Walk Across), sw – parametr šířka kroku, sl – parametr délka kroku, spd – parametr rychlost, sls – parametr symetrie délky kroku, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

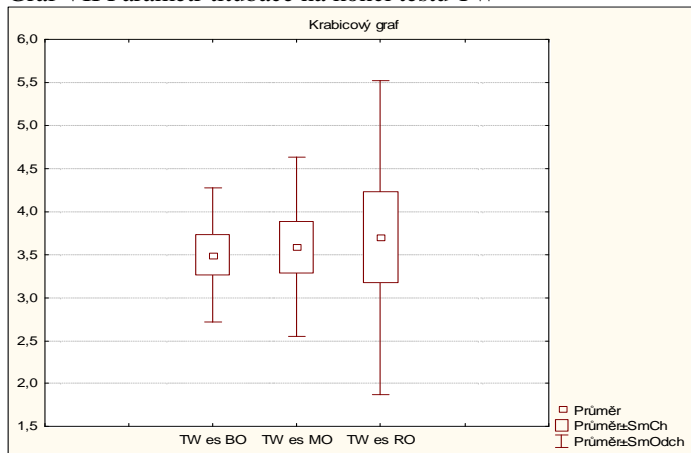
Graf V Parametr šířka kroku testu TW



Graf VI Parametr rychlost testu TW

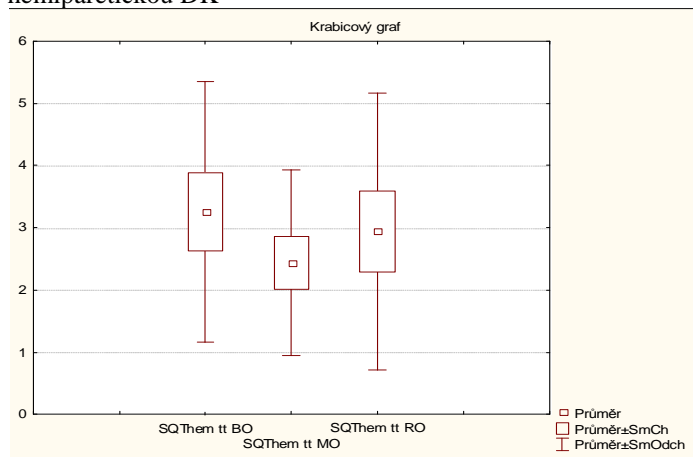


Graf VII Parametr titubace na konci testu TW

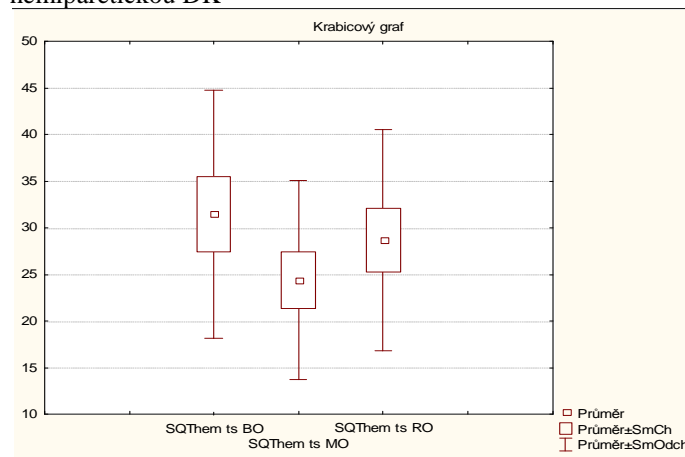


**Legenda:** TW – test chůze v tandemu, sw – parametr šířka kroku, spd – parametr rychlost, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, es – parametr titubace na konci testu

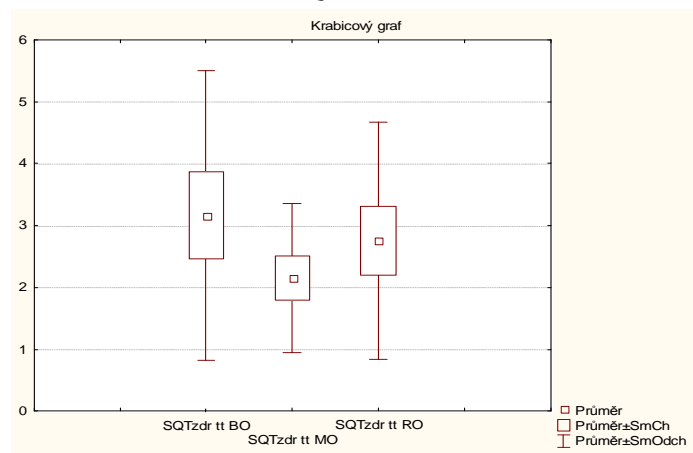
Graf VIII Parametr čas otočky testu SQT s iniciací hemiparetickou DK



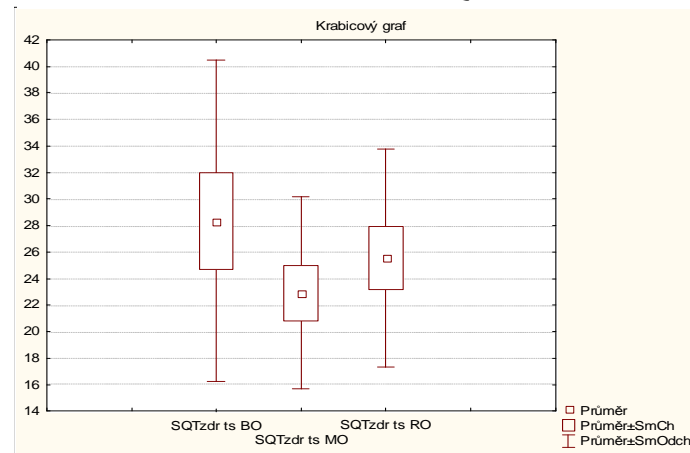
Graf IX Parametr titubace během testu SQT s iniciací hemiparetickou DK



Graf X Parametr čas testu SQT s iniciací zdravou DK

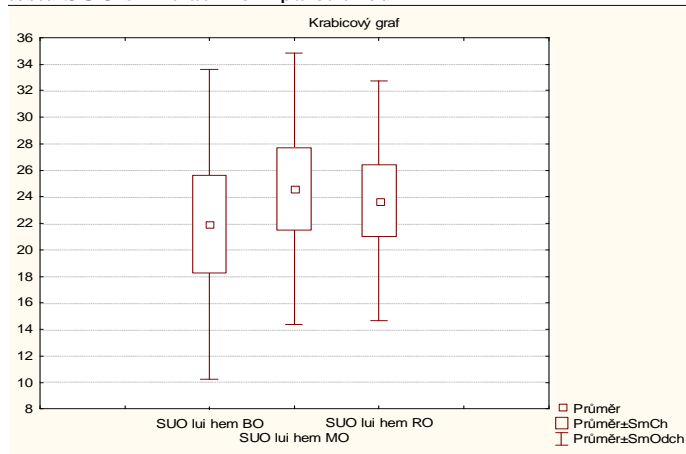


Graf XI Parametr titubace během testu SQT s iniciací zdravou DK

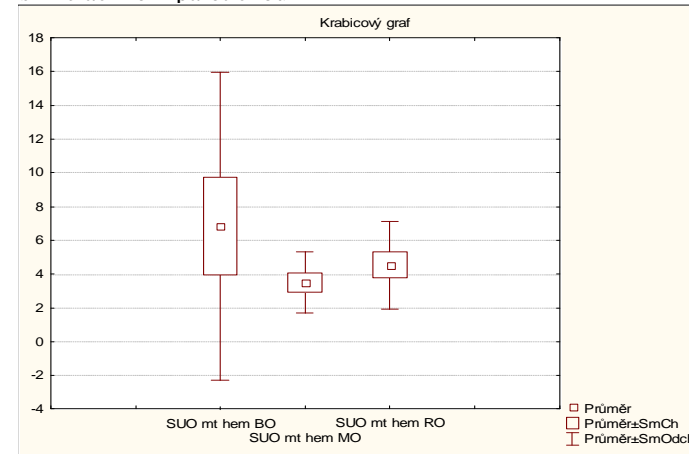


**Legenda:** SQT – test otočky, tt – parametr čas otočky, ts – parametr titubace, hem – iniciace hemiparetickou, zdr – iniciace zdravou, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

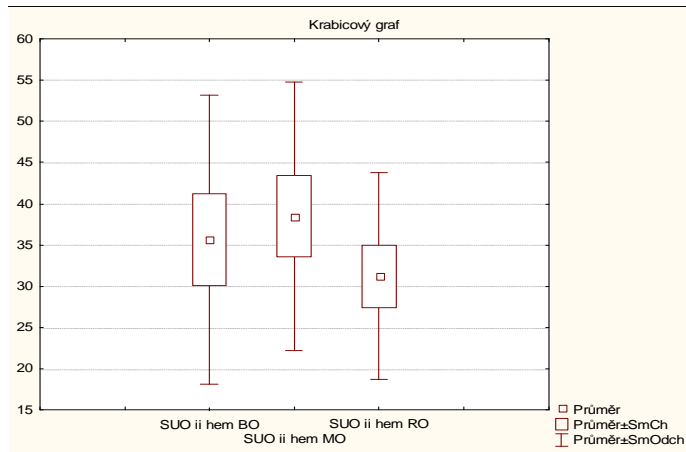
Graf XII Parametr maximální síly DK při výstupu na schod testu SUO s iniciací hemiparetickou DK



Graf XIII Parametr doba přechodu přes schod testu SUO s iniciací hemiparetickou DK

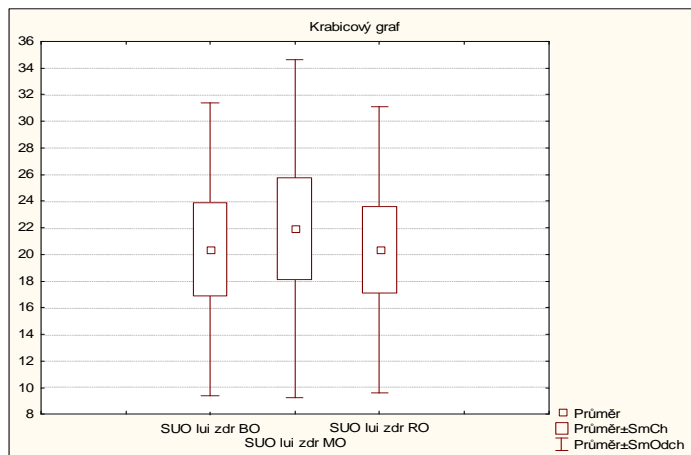


Graf XX Parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu testu SUO s iniciací hemiparetickou DK

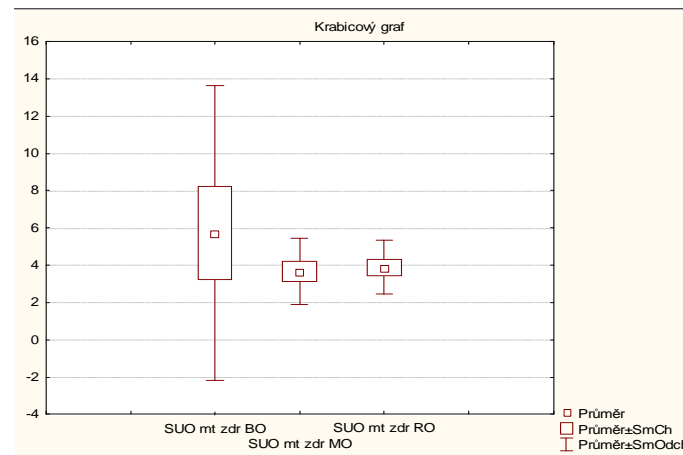


**Legenda:** SUO – test přechodu přes schod, lui - parametr maximální síly DK při výstupu na schod, mt – parametr doba přechodu přes schod, ii – parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu, hem – iniciace hemiparetickou DK, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

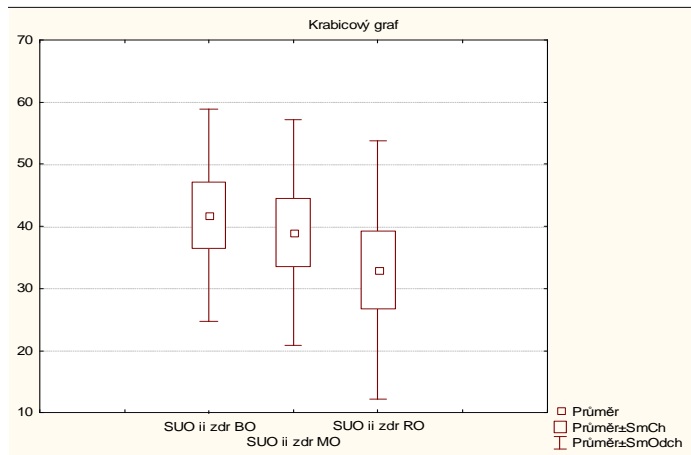
Graf XV Parametr maximální síly DK při výstupu na schod testu SUO s iniciací zdravou DK



Graf XVI Parametr doba přechodu přes schod testu SUO s iniciací zdravou DK



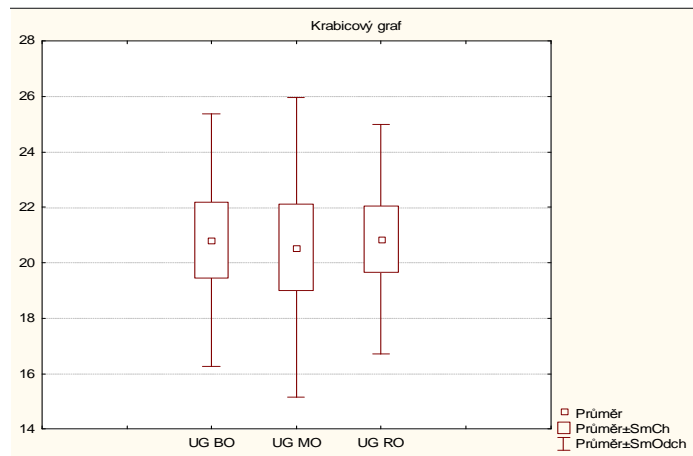
Graf XVII Parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu testu SUO s iniciací zdravou DK



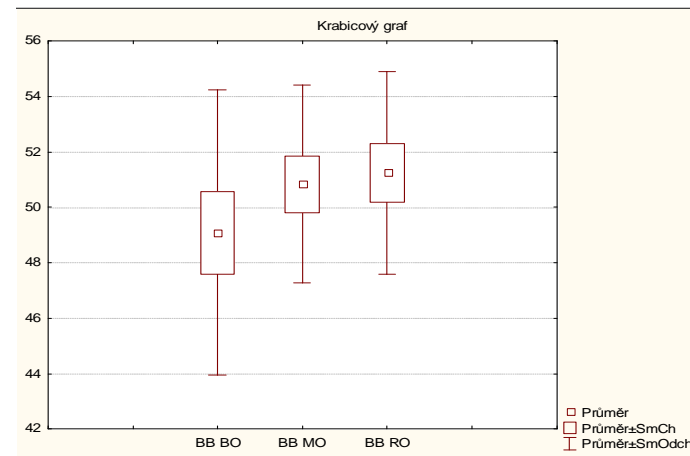
**Legenda:** SUO – test přechodu přes schod, lui -parametr maximální síly DK při výstupu na schod, mt – parametr doba přechodu přes schod, ii – parametr maximální síly v momentě došlapu ze schodu, zdr – iniciace zdravou DK, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou



Graf XVIII Výsledky testu Timed Up and Go



Graf XIX Výsledky testu Berg Balance Scale



**Legenda:** UG – test Timed Up and Go, BB – test Berg Balance Scale, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou

## Příloha 7. Tabulky znaménkových testů

**Tabulka I.** Znaménkový test parametru délka kroku testu chůze

Dvojice proměnných	Znaménkový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodn.
WA sl BO & WA sl MO	11	90,909	2,412	0,016
WA sl RO & WA sl MO	12	83,333	2,021	0,043
WA sl RO & WA sl BO	11	72,727	1,206	0,228

**Legenda:** WA – test chůze, sl – parametr délka kroku, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

**Tabulka II.** Znaménkový test parametru rychlost testu chůze v tandemu

Dvojice proměnných	Znaménkový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodn.
TW spd BO & TW spd MO	11	81,818	1,809	0,070
TW spd BO & TW spd RO	11	63,636	0,603	0,546
TW spd RO & TW spd MO	12	83,333	2,021	0,043

**Legenda:** TW – test chůze v tandemu, spd – parametr rychlost, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

**Tabulka III.** Znaménkový test parametru čas otočky testu SQT s iniciací hemiparetickou DK

Dvojice proměnných	Znaménkový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodn.
SQT hem tt MO & SQT hem tt BO	11	81,818	1,809	0,070
SQT hem tt MO & SQT hem tt RO	12	66,667	0,866	0,386
SQT hem tt RO & SQT hem tt BO	11	63,636	0,603	0,386

**Legenda:** SQT – test otočky, tt – parametr čas otočky, hem – iniciace hemiparetickou, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

**Tabulka IV.** Znaménkový test parametru titubace testu SQT

Dvojice proměnných	Znaménkový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet různých	procent v < V	Z	p-hodn.
SQT hem ts MO & SQT hem ts BO	11	90,909	2,412	0,015
SQT hem ts MO & SQT heme ts RO	12	66,667	0,866	0,386
SQT hem ts RO & SQT hem ts BO	11	54,545	0,000	1,000

Legenda: SQT – test otočky, ts – parametr titubace během otočky, hem – iniciace hemiparetickou, BO – situace bez ortézy, MO – situace s měkkou ortézou, RO – situace s rigidní ortézou, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

## **Příloha 8 Seznam obrázků**

Obr. 1 Evoluce lokomoce suchozemských obratlovců (Kračmar, 2007) .....	11
Obr. 2 Porovnání kinematiky krokového pohybu novorozence a dospělého člověka (Shumway-Cook, 2001).....	14
Obr. 3 Vývoj chůze (Shumway-Cook, 2001) .....	16
Obr. 4 Krokový cyklus (Perry, 1992) .....	19
Obr. 5 Popis stojné fáze krokového cyklu (Perry, 1992).....	20
Obr. 6 Pohyb COP během iniciace chůze dospělého člověka (Shumway-Cook, 2001) .....	21
Obr. 8 Aktivita dorzálních a plantárních flexorů během krokového cyklu .....	23
Obr. 10 Rigidní ortéza plastová - A, rigidní ortéza karbonová – B (Ottobock, 2009) .	28
Obr. 11 Příklady individuálně zhotovených ortéz (NHS, 2009).....	29
Obr. 12 Systém sil zabraňující ekvinoznímu postavení v hlezenním kloubu.....	30
Obr. 13 Systémy sil zabraňující varóznímu a addukčnímu postavení v hlezenním kloubu (NHS, 2009).....	30