

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Technické a praktické vlastnosti peroneálních AFO ortéz

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Pavel Černý, Ph. D.

Vypracovala:

Kateřina Nováková

Praha, duben 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla a použila všechny použité informační zdroje a literaturu, ze kterých jsem čerpala. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 6. 4. 2017

.....

Podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své bakalářské práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto bakalářskou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Pavlu Černému, Ph.D., za odborné, užitečné rady a ochotu vést moji bakalářskou práci. Dále bych chtěla poděkovat školiteli Bc. Janu Šnytovi, školiteli společnosti Ottobock ČR s.r.o., za jeho praktické rady a připomínky. V neposlední řadě bych ráda poděkovala své kolegyni za pročetí práce, své rodině za podporu a veliké trpělivosti při studiu.

Abstrakt

Název: Technické a praktické vlastnosti peroneálních AFO ortéz

Cíle: Hlavním cílem této práce je získání teoretických znalostí o peroneálních AFO ortézách a zjištění nabídky produktů na českém i zahraničním trhu, které mohou pacientům po cévní mozkové příhodě a periferní paréze n. peroneus usnadnit život.

Metody: Ve své práci jsem použila metodu systematické rešerše. Vycházela jsem z dostupné české a zahraniční literatury, z elektronických zdrojů a materiálů získaných v protetických firmách, většinou v podobě osobních konzultací.

Výsledky: Práce poskytuje ucelený přehled o peroneálních AFO ortézách a vybraných onemocněních, které mají u pacientů trvalé následky v podobě ochrnutí dolní končetiny. Práce se zabývá složitou problematikou výběru konkrétních typů ortéz pro dané diagnózy, a to především podle materiálů a použitých komponentů. Práce může být přínosem jak pro studenty oboru Ortotik-protetik, tak i pro všechny odborné pracovníky, zabývajícími se řešením následků foot-drop.

Klíčová slova: kotník, foot-drop, cévní mozková příhoda, nervus peroneus, ortotika, peroneální ortéza

Abstract

Title: Technical and practical characteristics of peroneal AFO braces.

Objectives: The main objective of this thesis is to gain theoretical knowledge about the peroneal AFO braces and to monitor the range of products on Czech as well as foreign market, which can help the patients after stroke and peripheral paresis of nervous peroneus make their lives easier.

Methods: I used the method of systematic research in my thesis. I based my thesis on available Czech and foreign literature, electronic resources and materials obtained in prosthetic companies, mostly in the form of personal consultations.

Results: The thesis provides a comprehensive overview of peroneal AFO braces and selected diseases which have permanent consequences for patients, in the form of lower limb paralysis. The thesis deals with the difficult problem of choosing specific types of braces for given diagnoses, especially according to materials and used components. The thesis can be beneficial both for students majoring in Orthotist-Prosthetist and for all specialists engaged in resolving foot-drop consequences.

Keywords: ankle, foot-drop, stroke, nervous peroneus, orthotics, peroneal brace

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	10
1 ÚVOD	11
2 ONEMOCNĚNÍ	12
2.1 Periferní paréza n. peroneus	12
2.1.1 Anatomie nervů DK	13
2.1.2 Klinický obraz léze n. peroneus	13
2.1.3 Příčiny vzniku	14
2.1.4 Terapie periferní parézy n. peroneus.....	14
2.2 Cévní mozková příhoda	15
2.2.1 Ischemická CMP	15
2.2.2 Hemoragická CMP.....	16
2.2.3 Epidemiologie	16
2.2.4 Následky.....	17
2.2.5 Rehabilitace.....	19
3 KINEZIOLOGIE DOLNÍ KONČETINY	21
3.1 Obecná definice pohybů v kloubech DK	21
3.2 Kineziologie jednotlivých kloubů	21
3.2.1 Kineziologie kyčelního kloubu	21
3.2.2 Kolenní kloub.....	22
3.2.3 Horní hlezenní kloub.....	23
3.2.4 Dolní hlezenní kloub	24
4 CHŮZE	25
4.1 Krokový cyklus	25
4.1.1 Stojná fáze.....	26
4.1.2 Švihová fáze	26
4.2 Kineziologie chůze	27
4.2.1 Centrum tlaku.....	27
4.2.2 Kineziologie talokrurálního kloubu	27

4.2.3	Kineziologie tibiotalárního kloubu	28
4.2.4	Kineziologie dorzálních flexorů hlezna	28
4.2.5	Kineziologie plantárních flexorů hlezna	29
4.3	Foot-drop	29
4.3.1	Patologie foot-drop	29
4.3.2	Léčba foot-drop	30
5	METODOLOGIE A CÍLE PRÁCE	31
5.1	Metodologie práce	31
5.2	Cíl práce	32
6	ORTOTIKA DOLNÍCH KONČETIN	33
6.1	Ortézy dolních končetin	33
6.1.1	Mezinárodní klasifikace ortéz dolní končetiny	33
6.1.2	Funkční požadavky na ortézy	35
6.1.3	Principy působení ortéz	35
6.1.4	Kontraindikace ortézování	36
6.1.5	Specifikace ortéz dolní končetiny	36
6.1.6	Metody pro výroby ortéz	37
6.2	Stanovení správného typu ortézy	37
6.2.1	Terminologie onemocnění	37
6.2.2	Vyšetření pacienta	38
6.2.3	Použití svalového testu	38
6.2.4	Základní příčiny omezení rozsahu pohybu	39
7	ORTÉZY OBECNĚ	40
7.1	Rigidní ortézy	40
7.2	Měkké ortézy	42
7.3	Individuálně zhotovené ortézy	42
7.4	Sériově vyráběné ortézy	43
7.5	Postup získání vhodné ortézy	43
8	VLASTNOSTI JEDNOTLIVÝCH ORTÉZ	45
8.1	AFO kotníková ortéza	45

8.1.1	Biomechanický efekt AFO ortézy.....	46
8.2	TurboMed FS3000.....	47
8.3	Push ortho AFO.....	49
8.4	Peroneální páska.....	50
8.5	Dorsiflekční ponožka.....	51
8.6	Proprio senzomotorické vložky.....	52
8.7	MyGait.....	53
9	ZÁVĚR.....	55
	Seznam literatury.....	56
	Seznam zdrojů obrázků.....	59

Seznam použitých symbolů a zkratek

AFO	Ankle-Foot Orthosis (hlezenní ortéza)
CMP	cévní mozková příhoda
CNC	Computer Numeric Control (číslicové řízení počítačem)
CNS	centrální nervová soustava
COP	Center Of Pressure (centrum tlaku)
DKK	dolní končetiny
DMO	dětská mozková obrna
FO	Foot Orthosis
FES	funkční elektrická stimulace
GRF	Ground Reaction Force (reakční síla podložky)
GRAFO	ground reaction ankle-foot orthosis (druh AFO)
HKAFO	Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis (druh AFO)
K	kontraktura
KK	velká kontraktura
KAFO	Knee-Ankle-Foot Orthosis
KO	Knee Orthosis (kolenní ortéza)
OP	omezený pohyb
PP	polypropylen
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
S	spasmus
SS	silný spasmus
WHO	Wrist-Hand Orthosis (světová zdravotnická organizace)

1 ÚVOD

Ve své bakalářské práci popisuji dostupné informace o peroneálních ortézách (Ankle-Foot Orthosis - AFO), současné nabídce produktů na českém i zahraničním trhu, které jsou indikovány pro pacienty trpící diagnózou jako je *paréza n. peroneus* a cévní mozková příhoda. Obě onemocnění se u pacienta mohou projevit tak, že nedokáže provést optimální flexi v kolenním kloubu a dorzální flexi v hlezenním kloubu, jednak kvůli oslabeným agonistickým svalům a také kvůli spastickým antagonistům. Aby mohl pacient chodit, vyvine si určité typické kompenzační mechanismy pro pohyb postižené končetiny a tím pak vzniká patologická chůze s elevací pánve a cirkumdukci paretické dolní končetiny (dále DK). Stav, kdy pacient z nějakého důvodu není schopen aktivně flektovat v hlezenním kloubu nohu dorzálně, se v anglické literatuře označuje jako „foot-drop”. V české literatuře se pak tento termín překládá jako tzv. syndrom padající či přepadávající špičky. Díky ortotickým pomůckám můžeme ochrnutí do značné míry efektivně kompenzovat.

V dnešní době ortotika nabízí širokou paletu ortéz a to jak v typech a jejich provedení, tak i v oblasti materiálů. Právě díky dnešním moderním technologiím je pacientům umožněno zlepšit celkovou kvalitu života a do určité míry i návrat k dřívějšímu způsobu života. Špatný výběr pomůcky má pak negativní vliv jak na samotnou chůzi, tak i na celkový stav pacienta. Proto je důležité pacientovi dobře navrhnout a vytvořit takovou pomůcku pro dolní končetinu, aby jeho chůze byla efektivnější a mohl žít plnohodnotný život.

2 ONEMOCNĚNÍ

V současnosti se setkáváme s dvěma nejčastějšími onemocněními, které mají za následek neschopnost provést dorsální flexi hlezenního kloubu. V anglické literatuře pro tento syndrom existuje termín „foot-drop“, u nás překládán jako „přepadávající špička“. Dále bývají často spastické plantární flexory hlezna, extenzory kolenního kloubu a adduktory kyčelního kloubu. Mezi hlavní onemocnění způsobující „foot-drop“ patří cévní mozková příhoda (CMP) a periferní *paréza n. peroneus*, které si následně popíšeme.

2.1 *Periferní paréza n. peroneus*

Periferní obrny vznikají při postižení periferních nervů, nervových pletení, kořenů a předních rohů míšních, která ale nebývají tak častá. Nejčastější příčinou periferní parézy je ischemicko-kompresivní nebo úrazové postižení periferních nervů, nervových pletení či kořenů. (Kolář, 2009)

Parézy periferních nervů vznikají z důvodů metabolických, zánětlivých nebo i hereditárních poruch. Nejčastěji k tomu dochází v rámci polyneuropatií. Většina periferních nervů je smíšených a jsou tvořeny motorickými, senzitivními i vegetativními vlákny. Při postižení smíšených periferních nervů nalézáme kromě motorického deficitu většinou i senzitivní poruchy a také vegetativní příznaky. (Kolář, 2009)

Periferní paréza se projevuje poškozením periferních nervů. Jde o poruchu volní hybnosti ve smyslu parézy či plegie vyskytující se v oblasti inervované příslušnými motoneurony. U periferní parézy je snížený svalový tonus (hypotonie). Šlachově – okosticové i exteroceptivní reflexy jsou nižší (hyporeflexie), ale mohou být i vymizelé (areflexie). Svaly inervované postiženými motoneurony jsou v hypotrofii až atrofii. V případě poškození přímo gangliových buněk se mohou v postižených svalových skupinách objevit fascikulární záškuby. (Tyrlíková, 1999)

Porucha citlivosti může vzniknout i při poruše v oblasti kořenů, plexů a periferních nervů a to kvůli poškození senzitivních vláken, které probíhají často v jednom svazku s motorickými vlákny. (Tyrlíková, 1999)

2.1.1 Anatomie nervů DK

N. ischiadicus dostává vlákna z kořenů L4 - S3 a je vydán z *plexus sacralis*. Je to nejsilnější nerv lidského těla. V polovině stehna se dělí na dvě hlavní větve a to v *n. peroneus communis (fibularis communis)* a v *nervus tibialis*. (Janda, 2004)

N. peroneus communis vydává větévky pro kloub kolenní, dále *n. cutaneus surae lateralis* pro fibulární plochu lýtky, r. *communicans peroneus*, který po spojení s *n. cutaneus surae medialis* vytváří *n. suralis* a pak se dělí v konečný *n. peroneus profundus* a *n. peroneus superficialis*. (Janda, 2004)

N. peroneus profundus inervuje *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor digitorum brevis*, *m. extensor hallucis longus* a *m. extensor hallucis brevis*. Čítí obstarává na fibulární ploše palce a tibiální ploše druhého prstu. (Janda, 2004)

N. peroneus superficialis zásobuje nejprve motoricky oba *mm. peronei*, načež se dělí na dvě konečné větve, které zásobují kůži dorza nohy a prstů mimo okrsek *n. peroneus profundus*. (Janda, 2004)

N. peroneus communis se dělí na *n. peroneus superficialis* a *profundus*. *N. peroneus superficialis* inervuje motoricky *m. peroneus longus et brevis* a senzitivně inervuje dolní zevní část lýtky, dorzum nohy a 1. – 4. prst. *N. peroneus profundus* motoricky inervuje extenzory přední strany bérce, drobné svaly dorza nohy a senzitivně malý prostor mezi 1. – 2. prstem. (Kolář, 2009)

2.1.2 Klinický obraz léze n. peroneus

Klinický obraz léze *n. peroneus communis* vyplývá z jeho intervence. Je oslabena či vážne dorzální flexe a everze nohy, kdy nemocný není schopen chůze po patě, špička nohy plantárně přepadává. Chůze pacienta vypadá tak, že při chůzi nenašlapuje nejdříve na patu, ale na špičku nebo na celou plochu nohy. Postižení jednotlivých svalů však nemusí být rovnoměrné. Záleží na tom, zdali je postižena větev povrchová či hluboká. K poruše čítí dochází v senzitivní oblasti. Dále také může docházet k distorzím hlezna při nestabilním kloubu a dále jsou problémy i při odvíjení chodidla od podlahy. (Ambler, 2006)

N. peroneus profundus. Při lézi *n. peroneus profundus* dochází pouze k poruše dorzální flexe bez poruchy everze a čítí. (Ambler, 2006).

Při lézi *n. peroneus superficialis* je zachována dorzální flexe, ale dochází k poruše everze a cití. Tato léze může vzniknout při vzácném *peroneálním compartment* syndromu. (Ambler, 2006)

2.1.3 Příčiny vzniku

K nejčastějšímu poškození dochází u *n. peroneus* za hlavičkou fibuly. Nerv zde probíhá nejen povrchově v podkoží, ale i těsně při kosti, ke které může být přitíštěn a zhmožděn. Poškození tak může vzniknout například při kompresi během celkové anestezie, u nemocných upoutaných na lůžko, komatózních nemocných, tlakem sádrové fixace, těsnou bandáží nebo při dlouhodobé práci v dřepu či dlouhodobém sezení s nohou přes nohu. Poškození může nastat také při luxacích a distorzích kolenních nebo hlezenních kloubů nebo při řezném či sečném poranění. (Ambler, 2006)

2.1.4 Terapie periferní parézy *n. peroneus*

Paréza n. peroneus je nejčastější mononeuropatií, se kterou se můžeme setkat u dolní končetiny. (Michael, A. Mont, 1996) Zprvu se snažíme tuto parézu léčit konzervativně. Její nevýhodou je, že může trvat několik měsíců. Pokud ale nedojde ke zlepšení během 4 až 6 měsíců, pak je pacientům doporučeno operační řešení.

Dalším důvodem pro chirurgické řešení je vznik parézy kvůli přerušení kontinuity nervu. Operativní řešení *parézy n. peroneus* má několik důvodů. Jsou jimi například ischemie, mechanická iritace, trakce a tržná rána. (Michael, A. Mont, 1996)

Polohování u pacientů provádíme zajištěním hlezenního kloubu minimálně v pravém úhlu opřením např. o desku. Při chůzi nosí pacient peroneální pásku. Z tepelných procedur se doporučuje například vířivá koupel nebo horký zábal. Elektrostimulace se provádí bipolárně tak, že anoda je umístěna pod patellou před hlavičku fibuly a katoda těsně nad hlezenním kloubem anterolaterálně. Podle toho, jak se elektrody posunou mediálně či laterálně se více dráždí svaly inervované buď *n. peroneus profundus* nebo *n. peroneus superficialis*. (Hromádková, 1999)

Při cvičení sedí či leží pacient na cvičebním stole. Noha přesahuje přes okraj nebo je dolní končetina podložena pod lýtkem, aby byl hlezenní kloub volný. Při pasivním pohybu se zaměříme na vytažení *m. triceps surae*, který se může při nedostatečném zatěžování postižené končetiny zkracovat. Poté provedeme podle potřeby ruční

stimulaci a reedukaci. Dále vyhledáváme polohy buď na bocích, nebo v sedu na cvičebním stole s DKK od kolenních kloubů přes kraj stolu. Odpor během terapie klademe z pravidla ruční. Při posilování svalů (stupně) 4 dle Jandy (2004) nacvičuje pacient i chůzi po patách. Z techniky propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) použijeme I. diagonálu flekční i extenčního vzorce a II. diagonálu flekčního vzorce. (Hromádková, 1999)

2.2 Cévní mozková příhoda

Podle světové zdravotnické organizace (Wrist-Hand Orthosis – WHO) jsou cévní mozkové příhody (CMP) definovány jako „rychle se rozvíjející ložiskové, občas i celkové příznaky poruchy mozkové funkce trvající déle než 24 hodin nebo končící smrtí nemocného, bez přítomnosti jiné zjevné příčiny než cévního původu“. (Nevšímalová, 2002) Jde tedy o náhle vzniklou poruchu mozku, která je způsobena poruchou cerebrální cirkulace. Cévní mozková příhoda (neboli) iktus, poškozuje oblasti řídící motorické, senzitivní, kognitivní či behaviorální funkce. Cévní mozkové příhody rozlišujeme dle mechanismu vzniku na ischemické a hemoragické. (Ambler, 2011)

2.2.1 Ischemická CMP

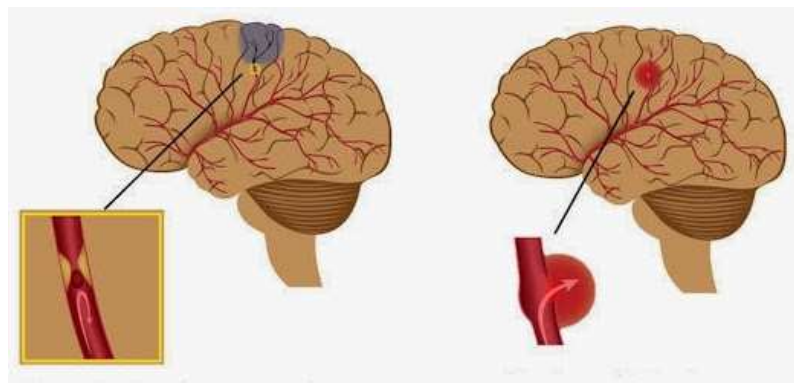
Cévní mozkové příhody ischemického charakteru tvoří 80 % případů. (Ambler, 2011) Ischemie nastává, pokud průtok krve mozkiem poklesne pod 20 ml na 100 g mozkové tkáně. (Nevšímalová, 2002) Při dlouhotrvající nedostatečné mozkové perfuzi vznikají strukturální změny mozkové tkáně a rozvíjí se iktus. (Ambler, 2011) Mechanismem vzniku může být blokáda mozkové cévy trombem, embolem ze srdce (až jedna čtvrtina případů) nebo zúžením cév aterosklerózou (až dvě třetiny případů). Ischemický iktus u mladých lidí je většinou způsoben záněty a infekčními chorobami. Příčiny vzniku ischemické CMP se mohou kombinovat a tím zhoršovat průběh ataky. (Feigin, 2007)

Ischemii mozkové tkáně můžeme také rozdělit podle délky trvání příznaků. Pokud symptomatika kompletně odezní do 24 hodin, a jejíž doba trvání se pohybuje převážně do jedné hodiny, hovoříme o tranzitorní ischemické atace. Pokud příznaky přetrvávají až do dvou týdnů, jedná se o reverzibilní ischemický neurologický deficit. Pouze u trvalých příznaků hovoříme o dokončeném ischemickém iktu. (Ambler, 2011) Ischemické ikty mohou být bezpříznakové nebo mohou způsobovat lehkou poruchu paměti a neobratnost. Velmi záleží na rychlosti vzniku, rozsahu léze a umístění. Ovšem

jestliže jsou ikty opakované nebo mnohočetné, mohou vést k vážné disabilitě a těžkému porušení kognitivních funkcí. (Feigin, 2007)

2.2.2 Hemoragická CMP

Hemoragický iktus tvoří 40 % případů. Jde o krvácení, které je způsobeno krvácením do mozkové tkáně nebo subarachnoidálním krvácením. Krvácení do mozkové tkáně nejčastěji způsobuje ruptura aneurysmatu nebo nemoci, jež způsobují ztenčení, ztvrdnutí a lomivost tepenné stěny. Jedná se například o amyloidové poškození cév či hypertenzi. (Feigin, 2007) Tepenné výdutě jsou nejčastěji lokalizovány v oblasti *a. communicans anterior*, *a. cerebri media*, *a. carotis interna* (při větvení na zadní komunikanty) a *a. basilaris* (u větvení na zadní mozkové tepny). (Ambler, 2011) Bohužel asi (5 - 10 %) pacientů zemře akutně. Jedna třetina pacientů má od počátku těžký neurologický deficit a druhá třetina pacientů trpí sekundárními komplikacemi. Poslední třetina pacientů je po prodělaném subarachnoidálním krvácení bez následků. Někdy se mohou příznaky hemoragického iktu objevit až po delší době, a to z důvodu pomalu vzrůstajícího tlaku na mozkovou tkáň. (Feigin, 2007; Kalina, 2008)



Obr. 1: Vlevo ukázka ischemické CMP, vpravo hemoragické CMP (salud.blogspot.cz)

2.2.3 Epidemiologie

Cévní mozková příhoda je jednou z nejčastějších příčin vzniku centrální parézy a každý rok postihuje celosvětově asi 15 milionů lidí. Je také druhou nejčastější příčinou úmrtí z kardiovaskulární oblasti. Podle mnohých odborníků je velmi významnou příčinou invalidizace. Počet lidí po prodělané cévní mozkové příhodě je v Evropě 7000/100 000 u lidí ve věku nad 75 let. Ohrožení cévní mozkovou příhodou výrazně roste s věkem: prodělá ji 20 % mužů a 25 % žen do 85 let. (Bruthans, 2009) Z celkového počtu lidí postižených cévní mozkovou příhodou přibližně jedna třetina umírá a jedna třetina má

trvalé následky. (Nevšímalová, 2002) Více než polovina lidí postižených cévní mozkovou příhodou, kteří jsou starší 45 let, do 5 let po atace umírá (52 % mužů, 56% žen). V 80 % případů všech CMP se jedná o ischemickou ataku, ve zbylých 20 % se jedná o ataku hemoragickou. Kvůli celkovému stárnutí populace se stále více lidí dostává do této rizikové skupiny. (Nevšímalová, 2002)

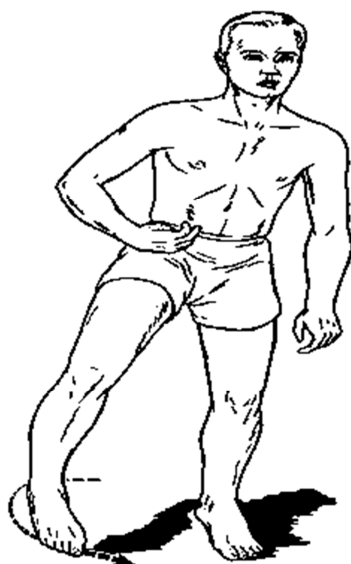
2.2.4 Následky

Po prodělané cévní mozkové příhodě umírá do deseti let od vzniku bohužel až 75 % pacientů, kdy příčinou je buď samotný iktus, nebo následné komplikace. (Feigin, 2007) Mezi tyto komplikace zahrnujeme například aspirační pneumonii, vznik trombu (následně infarkt myokardu či plicní embolie), otok mozku (vede k utlačení mozkového kmene a následnému poškození základních životních funkcí), flebotrombózu, která zvláště ohrožuje na životě pacienty trpící parézou či plegií dolních končetin. Všechny tyto uvedené komplikace se vyskytují převážně do jednoho roku po prodělaném iktu. (Feigin, 2007)

Jako pozdější komplikace je známa paréza až plegie jedné nebo obou stejnostranných končetin a porušení cití ve stejné oblasti. Dále zmatenost a problémy s vnímáním či komunikací s okolím (senzitivní, motorická či smíšená afázie a dysartrie), ataxie (s tím souvisí vysoká pravděpodobnost pádů s následnými frakturami), dysfagie, neglect syndrom, syndrom bolestivého ramene, inkontinence a infekce. (Ambler, 2011; Feigin, 2007)

Pacienti po CMP trpí centrální (spastickou) parézou. Jde o poruchu hybnosti v důsledku porušeného horního motoneuronu. Mohou se objevit takzvané iritační či zánikové příznaky, často i v kombinaci. Zánikové příznaky můžeme vysledovat při výpadku funkce neuronu jako například projevením se snížením citlivosti, snížením svalové síly (zánikové pyramidové jevy) a také jako různě velké parézy. Naopak iritační příznaky vznikají spíše při částečném poškození neuronu. Mezi tyto příznaky patří hyperreflexie, spasticita, iritační pyramidové jevy, spastická dystonie, flexorové spazmy, klonus, bolest. (Ambler, 2011) Ischemickou cévní mozkovou příhodu od hemoragické příhody podle symptomů je téměř nemožné rozeznat.

Časté je tzv. Wernicke-Mannovo držení (Obr. 2), které nastává zvláště po hemoragických iktech a po uzávěrech *a. cerebri media*. Typickým klinickým obrazem tohoto držení na horní končetině je flexe prstů, zápěstí a ruky, pronační a flekční držení předloktí s addukcí a vnitřní rotací ramenního kloubu. Na dolní končetině můžeme popsat vnitřně rotační držení kyčelního kloubu, který je zároveň v extenzi, dále extenzi kolenního kloubu a plantární flexi s inverzí hlezna. Subarachnoidální krvácení se může projevat náhle vzniklou silnou bolestí hlavy, kterou může doprovázet zvracení, ztuhnutí šíje i ztráta vědomí. U 75 % pacientů se vyskytují meningeální příznaky. Dále je taktéž provázeno ložiskovými neurologickými příznaky (hemiparéza, hemihyestezie, paréza hlavových nervů, poruchy vědomí). (Kolář, 2009)



Obr. 2: Wernické-Mannovo držení (slideplayer.cz)

U ischemických příhod záleží na tom, která tepna byla postižena:

- *a. cerebri anterior*: kontralaterální hemiparéza, která je výraznější na dolní končetině, může se připojit centrální paréza kontralaterálního *n. facialis*,
- *a. cerebri media*: kontralaterální hemiparéza, která je více vyjádřena na horní končetině, centrální paréza *n. facialis*, poškození fatických funkcí, poškození senzitivních funkcí. Časté je Wernicke-Mannovo držení,
- *a. cerebri posterior*: poruchy zraku i komplexních zrakových funkcí,
- *a. basilaris*: kontralaterální hemiparéza končetin a ipsilaterální paréza hlavových nervů,
- *mozečkové cévy*: poruchy rovnováhy a koordinace ipsilaterálních končetin. (Ambler, 2011)

2.2.5 Rehabilitace

Po cévní mozkové příhodě je velmi důležitá rychlá rehabilitace. Je třeba ji přizpůsobit stádiu, ve kterém se pacient nachází (akutní, subakutní, chronické). Důležitá je multidisciplinární spolupráce lékařů, zdravotních sester, fyzioterapeutů, ergoterapeutů, ortopedů, neurologů, pečovatelského personálu i samotných pacientů. (Nevšímalová, 2002) Každý pacient by měl mít přes den co nejvíce fyzické aktivity a minimalizovat čas strávený vsedě. Pacientům, kteří mají omezenou mobilitu nebo poruchu rovnováhy by měla být poskytnuta vhodná pomůcka k chůzi. Opakovaný trénink pohybových stereotypů pomáhá tvořit a stabilizovat nové funkční spojení neuronů a omezit ta nefunkční. Je zde však důležité rozpoznat, zda se jedná o obnovení původního pohybového vzoru nebo o kompenzaci pomocí náhradního stereotypu. (Feigin, 2007)

V akutním stádiu je samozřejmě důležitá prevence dekubitů, vzniku kontraktur a jiných deformit. Dále je velice důležité předcházet tromboembolické nemoci. V této fázi nastává tzv. pseudochabá paréza, ta trvá i několik týdnů. Projevuje se sníženým svalovým tonem a ztrátou svalové síly. Po ní se postupně objevují typické příznaky spastické parézy. Pro tuto fázi je zcela zásadní správné polohování do antispastických vzorců, které také zvyšují aferentaci. Polohu je nutné měnit každé 2-3 hodiny (v noci je to 5 hodin). Polohování se dá zařadit také do skupiny protahování svalů, kterým se snižuje excitabilita neuronů a zlepšují se tak elastické vlastnosti svalu. Protahování můžeme rozdělit na pasivní a aktivní. To bývá většinou kombinováno s dlahováním a ortézováním. Dále se provádějí pasivní pohyby, těmi udržujeme kloubní rozsah a předcházíme vzniku kontraktur a spasticity. Mezi aktivní pohyby patří hlavně nácvik mobility na lůžku neboli přetáčení na bok, na zdravou i postiženou stranu. (Kolář, 2009)

V subakutním stádiu hlavně ovlivňujeme spasticitu, vertikalizujeme a snažíme se o zlepšení stability stoje a chůze. Mezi hlavní metody užívané v ČR jsou metody dle Kabata, Bobath koncept a Vojtova metoda. (Kolář, 2009; Papoušek, 2010)

Chronické stadium nastává, pokud se zafixuje patologické držení či pohybový stereotyp. Nadále se snažíme tyto patologie ovlivnit. (Kolář, 2009, Papoušek, 2010)

Rehabilitace chůze by měla být jedna z hlavních cílů rehabilitace po cévní mozkové příhodě. Schopnost chodit je totiž jedním z nejdůležitějších aspektů společensko-sociální nezávislosti. Proto se rehabilitaci chůze věnuje velké množství času. Snažíme se dosáhnout fyziologických pohybů hrudníku, pánve, dolních končetin, zlepšit symetrii

chůze a snížit její energetickou náročnost. Pro každého pacienta je vhodný jiný přístup, či kombinace více z nich, dokud má pacient z terapie prospěch a je schopen se jí účastnit. (Khattar, 2012)

3 KINEZIOLOGIE DOLNÍ KONČETINY

3.1 *Obecná definice pohybů v kloubech DK*

Jde o pohyby v kloubech v rovině frontální (např. abdukce a addukce), sagitální (např. flexe či extenze), transversální (např. horizontální addukce) a dále o rotační pohyby do zevní a vnitřní rotace či supinace a pronace, které jsou pro daný kloub typické.

Při popisu pohybu v kloubu se vychází ze **základní polohy**, kterou je stoj s horními končetinami visícími podél těla a s dlaněmi obrácenými vpřed. V základu se jedná o tyto hlavní pohyby:

flexe = ohnutí (dopředu), je prováděna flexory (ohybači) / **extenze** = natažení (dozadu), prováděna extenzory (natahovači). V případě hlezna se namísto termínů flexe/extenze používají termíny dorzální flexe / plantární flexe,

abdukce = otažení (stranou), je prováděna abduktory (odtahovači) / **addukce** = přitažení (ke střední rovině) je prováděna adduktory (přitahovači),

rotace = otáčení (pohyb kolem osy jdoucí podélně tělem otáčející se kosti). Rotace může být **vnitřní** (provádí vnitřní rotátory) a **zevní** (provádí zevní rotátory). Rotaci v oblasti hlezna pak nazýváme **supinace** a **pronace**.

Ostatní pohyby víceosého kloubu vznikají spojením všech výše zmíněných pohybů jako např. supinace s dorzální flexí apod. (Bartoníček, 2004)

3.2 *Kineziologie jednotlivých kloubů*

3.2.1 **Kineziologie kyčelního kloubu**

Je v lidském těle druhý největší kloub. Jedná se o kloub kulový, který je složen ze dvou částí a to z hlavice kosti stehenní a jamky v oblasti pánve, jehož střední postavení je v mírné flexi s mírnou abdukci a zevní rotací. Vlastní pohyby kyčelních kloubů jsou otáčivé pohyby hlavice femuru v jamce kyčelního kloubu.

V kyčelním kloubu je možné provádět tyto pohyby:

- **abduce** (34° - 40°, zvětšuje se při současné flexi) – *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus minimus*,

- **addukce** (15° - 20°) – *m. adductor longus, magnus, brevis, m. pectineus, m. gracilis*,
- **flexe** (asi do 120°, zvětšuje se při současné abdukci) – *m. iliopsoas* + pomocné svaly,
- **extenze** (jen asi do 13°) – *m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus*,
- **vnitřní rotace** (30°) – *m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae*,
- **zevní rotace** (45°) – *m. quadratus femoris, m. piriformis, m. gluteus maximus, m. gemellus superior, inferior, m. obturatorius externus, internus*.

(Rotace oběma směry se zvětšuje při současné flexi v kyčelním kloubu)

Středem všech tří os pohybu střed hlavičky kosti stehenní, který lze lokalizovat:

- **v sagitálním pohledu** – ve výšce patrného výběžku trochanteru major,
- **ve frontálním pohledu** – 10 mm laterálně, 10 mm kraniálně od místa výstupu *arterie femoralis* ze svalové tkáně a fascie. (Čihák, 2001)



Obr. 3: Kyčelní kloub (surgalclinic.cz)

3.2.2 Kolenní kloub

Jedná se o nejsložitější kloub v lidském těle. Je složen ze tří kostí a dvou menisků. Kolenní kloub je složen z femuru, tibie a patelly, mezi něž je vložen laterální a mediální meniscus. V základním postavení kloubu je koleno v plné extenzi tzv. „uzamknuté koleno“. Základní pohyby jsou flexe a zpětná extenze. Pohyb z flexe do extenze se dělí na počáteční rotaci při níž se tibia točí dovnitř, což se označuje jako „odemknutí

kolena“, poté se uplatňuje valivý pohyb, který začíná flexi po počáteční rotaci a posuvný pohyb dokončuje celou flexi.

Kolenní kloub umožňuje tyto pohyby:

- **flexe** (120° - 140°) – *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*,
- **extenze** (0°) – *m. quadriceps femoris*,
- **vnitřní a vnější rotace kolem podélné osy** – minimální a pouze ve flekční poloze (20° - 30°).

Kompromisní bod otáčení kolenního kloubu se nachází:

- **v sagitálním pohledu** - mírně (10%) za středem kolenního kloubu ve výšce středu patelly,
- **ve frontálním pohledu** – středem patelly.



Obr. 4: Kolenní kloub (revmatoidni-artritida.nazory.cz)

3.2.3 Horní hlezenní kloub

Je složený kloub, ve kterém se spojují obě bércevé kosti tvořící jamku kloubu s hlavicí reprezentovanou kladkovou hlezenní kostí (talem). Jelikož se jedná o kladkový kloub, nejsou umožněny pohyby do stran. Kloubní pouzdro se upíná po okraji kloubních ploch. Vpředu a vzadu je pouzdro slabé a volné, aby byl umožněn pohyb v kloubu.

Zesílení pouzdra zajišťují postranní vazy:

- *ligamentum collaterale mediale neboli ligamentum deltoideum*,
- *ligamentum collaterale laterale*.

Umožňuje tyto pohyby:

- **plantární flexe** (40° - 45°) – *m. triceps surae* (*m. gastrocnemius*, *m. soleus*),
- **dorsální flexe** (20° - 25°) – *m. extensor digitorum longus*, *m. tibialis ant.*, *mm. peronei*.

3.2.4 Dolní hlezenní kloub

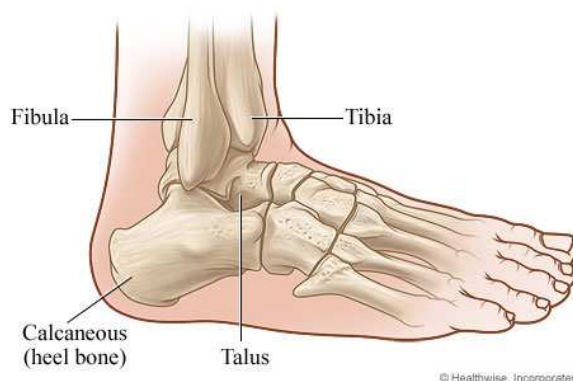
Je funkční jednotka tvořená spodní stranou hlezenní kosti (tibie) a na horní plochou patní kosti. Skládá se ze zadního a předního oddílu, který má mediální a laterální část.

Umožňuje tyto pohyby:

- **supinace s dorsální flexí** – *m. tibialis anterior*,
- **supinace v plantární flexi** – *m. tibialis posterior*,
- **plantární pronace** – *m. peroneus brevis*, *m. peroneus longus*.

Umožňuje mediolaterální posun těžiště těla, při čemž chodidlo a pata zůstávají v kontaktu s podložkou, čímž dále umožňuje přizpůsobení chodidla nerovnostem plochy. Pomáhá kompenzovat různé vyrovnání os kolenního a hlezenného kloubu. (Čihák, 2001)

Ostatní klouby na noze jako klouby prstů jsou důležité nejen pro stoj na špičkách, ale i pro udržování rovnováhy, chůzi, běhu atd. Metatarzofalangové a mezičláňkové klouby umožňují pouze flexi, extenzi, abdukci a addukci. Tyto pohyby jsou ve velmi malém rozsahu. (Janda, 2004)



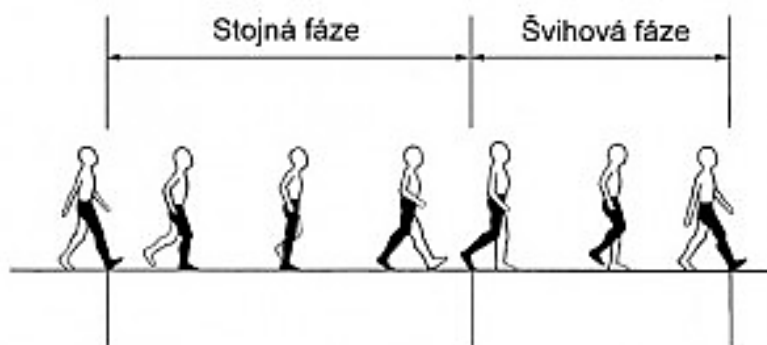
Obr. 5: Hlezenní kloub (dentimedshop.cz)

4 CHŮZE

Hlavním a nejdůležitějším rysem nezávislosti člověka je jeho schopnost mobility. Definujeme ji 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. Krok se skládá ze dvou základních částí a těmi jsou stojná a švihová fáze. Dolní končetina se tedy během kroku nachází v těchto fázích, které se pravidelně střídají. Stojná fáze trvá přibližně 60 % cyklu a švihová pouze 40 %. (Craik, 1995) Chůze je jedním z mnoha způsobů lokomoce a má procesuální ontogenetický charakter a k její realizaci se v průběhu ontogeneze formuje lokomoční aparát, který velmi úzce souvisí s činností specializovaných částí nervového a sensorického systému.

4.1 Krokový cyklus

Pro zjednodušení popisu mechanismu chůze je definován krokový cyklus (obr. 6). Ten začíná úderem paty jedné dolní končetiny a končí opět úderem paty stejné dolní končetiny (tzv. dvojkrok). Krokový cyklus můžeme jednoduše rozdělit podle toho, zda je chodidlo v kontaktu s podložkou, na fázi stojnou a fázi švihovou. V té naopak chodidlo už není v kontaktu s podložkou. Stojnou fázi dále rozdělujeme na fázi první dvojí opory, jedno-oporovou fázi a fázi druhé dvojí opory. V podrobném popisu stojné fáze rozlišujeme fázi počátečního kontaktu, fázi zatížení, střední fázi stoje, dále konečný stoj a předšvihovou fázi. (Perry, 1992)



Obr. 6: Fáze krokového cyklu (mojeproteza.cz)

4.1.1 Stojná fáze

Ve fázi počátečního kontaktu 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 reakce na zatížení pokračuje decelerace pohybu a dochází postupně k přenosu zatížení hmotnosti. 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 střední fáze stoje 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 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. (Perry, 1992)

4.1.2 Švihová fáze

Švihovou fázi dělíme na počáteční švih, na střed švihové fáze a konečný švih.

V první fázi (fáze počátečního švihu) 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 brzděním flexe kyčelního kloubu a brzděním hyperextenze kolenního kloubu. Aktivní jsou i opět dorzální flexory hlezenního kloubu. (Shumway-Cook, 2001)

4.2 Kineziologie chůze

Jak již bylo řečeno, krokový cyklus začíná úderem paty. Chůze z klidného stoje začíná jako prostý volný pád vpřed a balance je znovu získána pomocí vykonání kroku. Před vlastním „pádem“ však musí dojít k iniciaci chůze z klidného stoje. Ta je umožněná 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 vpřed při přípravě na odlepení palce.

4.2.1 Centrum tlaku

Při sledování centra tlaku (center of pressure - COP) během iniciace chůze dospělého člověka byl prokázán následující sled událostí. Před samotným začátkem pohybu je COP umístěno v oblasti kotníku, a to 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.

Pohyb centra tlaku směrem ke stojné dolní končetině je spojen s přípravou švihové dolní končetiny na fázi odlepení špičky nohy od podložky, kde dochází k flexi kyčelního a kolenního kloubu a dorzální flexi hlezenního kloubu. K odlepení špičky nohy švihové dolní končetiny dojde v momentě, kdy centrum tlaku mění směr z laterálního na dopředný v oblasti chodidla stojné dolní končetiny. Jakmile se centrum tlaku přesune posteriorně a směrem ke 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 pak za úkol zabránit flexi kolene, aby se dopředný pohyb bérce promítnul do celé dolní končetiny. Je zde nutná aktivace abduktorů kyčle, které mají za úkol působit proti laterálnímu posunu pánve a zajistit stabilizaci hlezenního kloubu peroneálními svaly. (Shumway-Cook, 2001)

4.2.2 Kineziologie talokrurálního kloubu

Zásadní roli při chůzi hraje spojení tibie a chodidla. V této oblasti dochází k přenosu vertikálních sil zatížení na horizontální podpurný systém. Můžeme tak zjistit, že podstatná část se odehrává v subtalárním kloubu. Talus je uložen ve vertikální ose

zatížení dolní končetiny mezi tibií a calcaneem, zatímco chodidlo je vymezeno calcaneem a prsty. Talus, který je v kontaktu s podložkou je důležitým článkem v přenosu zatížení z tibie na calcaneus prostřednictvím dvou jednoosých kloubů (tibiotalárního, subtalárního) a zajišťuje trojrozměrný pohyb chodidla. (Perry, 1992)

4.2.3 Kineziologie tibiotalárního kloubu

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

4.2.4 Kineziologie dorzálních flexorů hlezna

Rozlišujeme tři velké svaly ležící anteriorně od tibiotalárního kloubu. Jsou to svaly *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*. *M. peroneus tertius* je sval připojený k *m. extensor hallucis longus* a anatomicky jej lze jen těžko rozdělit.

Všechny dorsální flexory mají stejně dlouhé rameno páky, liší se jen svou velikostí. Největší příčný průřez svalu má *m. 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.

Během fáze počáteční kontakt, síla kontrakce *m. tibialis anterior* okamžitě stoupá. Ve středu stojné fáze je svalová akce minimální. Naopak v konečném švihu se intenzita postupně zvětšuje tak, aby postavení nohy bylo připraveno pro stojnou fázi. (Perry, 1992)

4.2.5 Kineziologie plantárních flexorů hlezna

Posteriorně od tibiotalárního kloubu probíhá sedm svalů. Těchto sedm svalů: *m. triceps surae* (*m. soleus*, *m. gastrocnemius*), *m. tibialis posterior*, *m. flexor hallucis longus*, *m. flexor digitorum longus*, *m. fibularis longus* a *m. fibularis brevis* může přispět k plantární flexi hlezna. Nicméně se však jejich výkonnost výrazně liší. Z 93 % se plantární flexe účastní *m. soleus* spolu s *m. gastrocnemius*. Zbývajících 7 % provádí ostatní plantární flexory. (Perry, 1992)

4.3 Foot-drop

V českém jazyce je tento pojem přeložen jako syndrom padající špičky, který je způsoben sníženou svalovou silou dorziflektorů hlezenního kloubu, spasticitou plantárních flexorů nebo i kombinací těchto problémů.

Často bývá přidružena i spasticita supinátorů plosky a ochablost pronátorů. Pacienti nejsou schopni aktivně provést dorziflexi nutnou při švihové fázi chůzového cyklu, a tento deficit musí být poté nějakým způsobem patologicky kompenzován. (Khattar, 2012)



Obr. 7: Foot-drop (msviews.org)

4.3.1 Patologie foot-drop

Klasickým patologickým stereotypem je tzv. kohoutí chůze (foot-drop). Foot-drop je charakterizována abnormální flexí v kyčelním kloubu a v kolenním kloubu. Dalším patologickým stereotypem, který můžeme u pacientů vidět, je snaha přenést dolní končetinu dopředu opsáním půlkruhu (cirkumdukcí). Současně s touto technikou chůze dochází během švihové fáze k elevaci pánve na postižené straně. Náhradní stereotypy poté vedou ke zhoršení kvality chůze a k jejímu zpomalení. Chůze se stane energeticky náročnou, pomalou a nestabilní. (Wilkenfeld, 2013; Kolář, 2009)

Foot-drop je nejčastější příčinou pádů pacientů a limituje pacienty při běžných denních činnostech. Trpí jím až 30 % postižených iktem. (Khattar, 2012) Vzhledem k tomu, že problémy s chůzí má až 90 % pacientů po CMP, je zlepšení chůzového stereotypu nejlepší cestou ke snížení závislosti těchto lidí na okolí. (Khattar, 2012) Důsledkem neléčené foot-drop mohou být, kromě pádů, bolestivé tlakové body na plosce nohy. Ty bohužel mohou vést až ke vzniku dekubitů, poškození kloubu i jeho pouzdra a ke zkrácení svalových vláken. (Wilkenfeld, 2013)

4.3.2 Léčba foot-drop

V dnešní době existuje mnoho forem léčby foot-drop. Mezi často používané přístupy patří ortotické řešení, fyzioterapie, fyzikální terapie nebo chirurgický výkon. Chirurgickým řešením je dvojitý přenos šlach skrz interosseální membránu. (Vigasio, 2008)

Nejčastějším řešením foot-dropu jsou ale peroneální ortézy AFO (Ankle-Foot Orthosis). V poslední době je také často využívána aplikace botulotoxinových injekcí do spastických svalů a funkční elektrická stimulace svalů paretických. Kombinace těchto zmíněných metod se nevyklučuje. (Alam, 2014; Kluding, 2013)

5 METODOLOGIE A CÍLE PRÁCE

5.1 Metodologie práce

Ve své práci jsem použila metodu systematické rešerše. Vycházela jsem z dostupné české i zahraniční literatury, osobních konzultací a materiálů získaných v proteticko-ortotických společnostech, většinou v podobě elektronických zdrojů.

Elektronické zdroje v českém i anglickém jazyce byly použity převážně pro získání technických informací o jednotlivých typech peroneálních AFO ortéz. Jednalo se, jak o klasické ortézy, na trhu již běžně dostupné a používané, tak o nejnovější a moderní modely AFO. Dále jsem elektronický zdroj použila pro výběr obrázků k celkovému doplnění práce.

Co se týče metodologie uceleného přístupu v oblasti ortotiky, pomoci při výběru kompenzačních pomůcek či zkušeností s užíváním a předepisováním ortéz po periferní paréze *n. peroneus* a po CMP, byly hlavním zdrojem informací konzultace s odborníky z oblasti ortotiky dolních končetin z firmy Ottobock ČR s.r.o. (dále Ottobock), Ortotika s.r.o. v Praze a ze společnosti G.P.S.

Hlavním kritériem pro zahrnutí odborných textů do této práce byl rok vydání publikace. Nejprve jsem se snažila vyhledávat ve zdrojích z roku 2001 a novějších. Ve většině práce bylo toto kritérium splněno, pouze všeobecné informace o periferní paréze *n. peroneus*, CMP a proces chůze byly čerpány ze zdrojů starších, přesto publikovaných po roce 1992.

Zdrojem první volby při tvorbě této práce byly literární publikace v českém jazyce. Zatímco oblasti neurologie, kineziologie či anatomie jsou v českých publikacích velmi dobře zpracovány, v oblasti ortotiky (a speciálně v oblasti moderních AFO) jsem se o české knižní zdroje mohla opřít minimálně. Proto v této oblasti byly využity především zahraniční elektronické zdroje.

Při zpracovávání rešerše jednotlivých ortéz jsem využila především elektronické katalogy jednotlivých firem, které jsem měla možnost získat od výše zmíněných společností. Z těchto zdrojů bylo možné získat o jednotlivých produktech dostačující technické informace. Bohužel jsem nenašla žádný ucelený a přehledný seznam ortéz pro

pacienty trpícími parézou či plegií dolní končetiny. Veškeré společnosti jsem vyhledala buď samostatně, přes elektronické vyhledávače, nebo na doporučení pracovníků ze společnosti Ortotika s. r. o. v areálu nemocnice Motol, kde jsem absolvovala souvislou praxi.

5.2 Cíl práce

Cílem mé bakalářské práce je v rámci teoretické části vytvořit rešerši dostupné literatury z oboru ortotiky dolních končetin, problematiky periferní parézy *n. peroneus* a cévní mozkové příhody. Tato onemocnění jsem se snažila popsat z pohledu jejich vzniku, klinických příznaků a současných možností léčby.

V další části práce se zabývám kineziologií dolní končetiny a chůze, což má sloužit k lepšímu pochopení principů ortézování. V následující kapitole ještě pro upřesnění problematiky zmiňuji proces chůze, patokineziologii foot-drop a jeho léčbu. Toto vše má vést k lepšímu pochopení principů aplikace různých typů peroneálních AFO, které v dnešní moderní době umějí nahradit samotnou funkci daného kloubu či provést nebo napodobit přirozenou chůzi.

Uvedené praktické a funkční vlastnosti peroneálních AFO jsou zmíněny na konci samotné práce, kde jsem se snažila vytvořit jednoduchý a stručný přehled těchto ortéz doplněný o obrazovou dokumentaci pro lepší představivost čtenáře.

Z celé práce vyplývají ucelené informace o nabídce různých typů peroneálních AFO na českém i v zahraničním trhu a informace o jejich vhodnosti či nevhodnosti pro jednotlivá onemocnění.

Samozřejmostí by vždy měla být snaha zvolit u pacienta vyhovující typ pomůcky, která je vyrobena z vhodného materiálu, aby pacientovi umožnila lepší stereotyp chůze a maximálně tak zlepšila jeho samostatnost, která je pro každého velice důležitá.

Práce může být přínosná jak pro studenty oboru Ortotik-protetik, tak i pro všechny odborné pracovníky, zabývajícími se řešením následků foot-drop.

6 ORTOTIKA DOLNÍCH KONČETIN

Ortotika je součástí ortopedické protetiky. Zabývá se výrobou a využitím zevně aplikovaných pomůcek (ortéz), které ovlivňují funkci pohybového aparátu. Ortézy slouží jako léčebné prostředky k náhradě zhoršené nebo úplně chybějící funkce pohybového aparátu. Zatímco protézy nahrazují některou tělní část, ortézy nahrazují nebo podporují biomechanické funkce.

Pro úspěch ortotické péče je nutné správné načasování aplikace, účelu použití, mechanismu působení i samotné funkce ortézy. Z toho vyplývá důležitost komunikace mezi všemi členy terapeutického týmu, nutnost spolupráce s pacientem a kontrola funkčnosti pomůcky lékařem, fyzioterapeutem případně ergoterapeutem. (Kolář, 2009)

6.1 *Ortézy dolních končetin*

Ortézy dolních končetin se dělí v literatuře dle mnoha hledisek. Lze nalézt různé rozdělení ortéz podle rozdílných kritérií. Nejzákladnějším dělením by mohlo být následující rozdělení dle:

- **způsobu výroby** – sériově a individuálně vyráběné ortézy,
- **materiálu** – textil, kůže, nízkoteplotní a vysokoteplotní plasty, kompozitní materiály, kov apod.,
- **funkce** – fixační, korekční, stabilizační, podpůrné, vyrovnávací a odlehčující,
- **účelu** – léčebné, kompenzační, dočasné,
- **Konstrukce** - ovlivnění jednotlivých segmentů, statické a dynamické ortézy,
- **lokalizace** na těle – trupové a končetinové ortézy.

(Kolář, 2009)

6.1.1 **Mezinárodní klasifikace ortéz dolní končetiny**

Rozdělení lokalizace je specifikováno mezinárodní klasifikací ortéz. Ta určuje daný segment končetiny nebo trupu, který má být ortézou ovlivněn.

Hip Orthosis (HO) je samostatná kyčelní ortéza. Její uplatnění může být při potřebě zpevnění a stabilizace kyčelního kloubu po totální endoprotéze nebo zajištění abdukčního postavení v kyčelním kloubu při vrozených vývojových vadách u dětských

pacientů. Významnou pomůckou je tato ortéza při vertikalizaci pacientů po traumatech proximálního femuru a u některých neurologických onemocnění (např. dětská mozková obrna).

Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis (HKAFO) je ortéza, která působí v oblasti kyčelního a kolenního kloubu, hlezna a chodidla. Tato ortéza se skládá z pevné nebo elastické bederní objímky a kyčelních dlah s limitovaným rozsahem pohybu, které stabilizují kyčelní kloub. Ortéza HKAFO může způsobovat problémy při jejím nasazování a sundávání, jak pro pacienta tak i ošetřující personál.

Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO) je ortéza ovlivňující kolenní kloub, hlezno a nohu, která se využívá především při nutnosti stabilizovat a kontrolovat pohyb kolena a hlezna. KAFO sahá z oblasti stehna přes kolenní kloub až na nohu a umožňuje tak kontrolu ve frontální a sagitální rovině. Funkce KAFO závisí na typu kloubů, které se použijí při její konstrukci.

Knee Orthosis (KO) zahrnují elastické pásky, zpevňující ortézy z textilních materiálů a ortézy s kloubovými dlahami. Pokud je postižení vážnější užívají se ortézy s konstantní flexí nebo ortézy s limitovaným pohybem.

Korekce pomocí kolenních ortéz funguje na principu třibodového působení, a to ke korekci varozity, valgozity nebo deformit typu genu recurvatum.

Ankle-Foot Orthosis (AFO) se používají při těžkých vadách v oblasti nohy a hlezna, při nutnosti stabilizace hlezna a k zajištění omezené nosnosti končetiny.

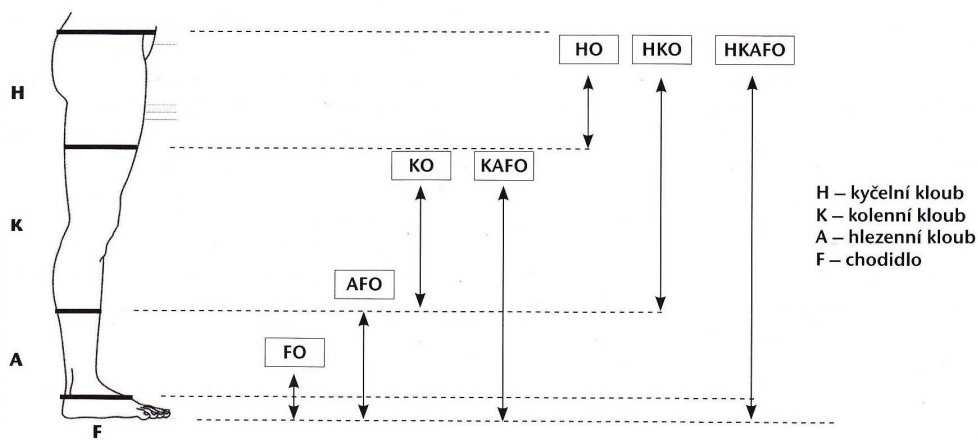
AFO mohou být buď rigidní, nebo pouze s částečným omezením rozsahu pohybu hlezna. Můžeme se zde setkat i s použitím tzv. měkkých ortéz v podobě elastických zpevňujících bandáží či peroneálních tahů.

AFO lze vyrobit v široké škále modifikací. Záleží pouze na tom, jakého efektu chceme použitím AFO dosáhnout. Výsledný efekt pak při použití AFO závisí i na typu obuvi a výšce podpatku.

Foot Orthosis (FO) se používají při korigování chybného postavení chodidla a prstů. Nejčastěji se v tomto případě jedná o odlehčující či korekční pomůcky v podobě ortopedických vložek, které se aplikují při nejrůznějších vadách plosky nohy.

Vložky mohou zahrnovat buď celé chodidlo, nebo pouze jeho část (např. podpatěnky, srdíčka pro příčně plochou nohu apod.). Široké použití je také u vad v oblasti prstů

(např. *hallux valgus*), kdy se používají nejrůznější korektory či dlahy prstů. (NHS, 2009)



Obr. 8: Mezinárodní klasifikace ortéz dolní končetiny (Kolář, 2009, s. 518)

6.1.2 Funkční požadavky na ortézy

- **korekce** – redrese do fyziologického nebo funkčního postavení,
- **retence** – udržení již dosaženého funkčního postavení,
- **podpora** – podpora svalové funkce,
- **vyrovnání** – korekce zkrácení končetiny,
- **odlehčení** – plné nahrazení nebo částečná podpora nosnoti končetiny,
- **imobilizace** – fixování končetiny po úrazech a při zánětech,
- **mobilizace** – zvětšení rozsahu pohybu při kontrakturách,
- **stabilizace** – stabilizace kloubů končetiny,
- **limitace pohybu** – limitace v jednotlivých segmentech.

(Hohmann a Uhlig, 1990)

6.1.3 Principy působení ortéz

- **distrakce** – distrakční působení na daný segment,
- **reklinace** – napřimující, extenční tlak na páteřní sloupec,
- **princip míče** – stlačení dutiny břišní proti bederní páteři u trupových ortéz,
- **analgetická bandáž** – elastická fixace, termobandáž,
- **kontaktní plocha** – fixace v kloubu, mimo kloub, celý rozsah končetiny nebo trupu,

- **tříbodový princip** – u korekčních končetinových i trupových ortéz,
 - **derotace** – u ortopedických vložek a končetinových i trupových ortéz .
- (Hohmann a Uhlig, 1990)

6.1.4 Kontraindikace ortézování

Kontraindikace použití ortéz vychází z pečlivého klinického vyšetření, z anamnézy a zhodnocení terapeutických a technických možností při jejich aplikaci.

Mezi základní kontraindikace patří nevhodná svalová síla končetiny pro aplikaci konkrétních typů ortéz (např. nedostatečně zpevňující ortéza při velké instabilitě kloubu či využití příliš pružných a tenkým materiálů u vysokého stupně spasticity apod.).

Mezi další celkové kontraindikace patří kardiopulmonální nedostatečnost, insuficience venózního systému, nevyhovující stav kožního krytu či nesnášenlivost déletrvajícího konstantního tlaku na kůži.

Velkým problémem při aplikaci ortéz bývá často nestabilní obvod končetiny při pouhazových edémech, poruchách lymfatického systému, fluktuujících edémech dolních končetin apod.

V neposlední řadě bývá kontraindikací aplikace ortézy nespolupráce pacienta, nemožnost samostatné aplikace ortézy pacientem (potřeba asistence druhé osoby) či nemožnost zajištění následných kontrol na ortotickém pracovišti. (Kolář, 2009)

6.1.5 Specifikace ortéz dolní končetiny

Kvůli nosné funkci dolních končetin, která je funkčně důležitá jak pro statickou tak pro dynamickou složku lokomoce člověka, se provádí výběr vhodné ortézy podle následujících kritérií:

- vyhodnocení funkčního stavu končetiny,
- vyhodnocení nosnosti končetiny,
- rozsah pohybu a stabilita jednotlivých segmentů,
- svalová síla,
- posouzení možného zkratu končetiny.

6.1.6 Metody pro výroby ortéz

Nejjednodušší výrobou ortéz je tvorba produktu podle **obkresu nebo výkresu**. Informace pro výrobu ortézy se získávají tak, že se zajistí obkres končetiny. Potřebné korekce lze provést na základě porovnání požadovaného korekčního postavení se špatným postavením končetiny např. podle rentgenových snímků či měrných tabulek.

Nejčastější výrobou ortéz je v současné době výroba podle **sádrového pozitivního modelu** končetiny. Při této metodě se provádí stavba a konstrukce ortézy na sádrovém modelu končetiny, který se získává ze sádrového negativu pacientovy končetiny nebo trupu. Potřebné korekce na končetině či trupu by se měly v ideálním případě provádět během snímání sádrového negativu, popřípadě se musí sádrování provést v patologickém postavení a později korigovat. Konečná úprava a změny se vždy provádí na pozitivním sádrovém modelu. (Ortotika, 2004)

Další možností výroby ortéz je využití **počítačových metod**, kdy je sádrování nahrazeno skenováním části těla a samotná výroba ortézy je také počítačově řízená. Nevýhodou této metody je finanční nákladnost, a proto se zatím používá jen na malém počtu pracovišť.

6.2 Stanovení správného typu ortézy

6.2.1 Terminologie onemocnění

Při stanovení vhodného typu ortézy se musíme řídit typem onemocnění a jeho projevy, které mohou být velmi různorodé. Může se jednat např. o **plegii** (úplnou ztrátu hybnosti, svalová síla 0) či **parézu** (částečná ztráta hybnosti).

Podle typu onemocnění může být přítomna **monoplegie/monoparéza** (postižení jedné končetiny) u *parézy n. peroneus*, **hemiplegie/hemiparéza** (postižení stejnostranné horní i dolní končetiny) u cévních mozkových příhod, **paraplegie/paraparéza** (postižení dolních končetin) např. u nižších míšních lézí či **tetraplegie/tetraparéza** (postižení všech čtyř končetin) u vyšších míšních lézí či dětské mozkové obrny (DMO).

Zatímco **periferní paréza** (např. *paréza n. peroneus*) je charakterizována snížením až vymizením reflexů a z toho vyplývající atrofii svalstva a přítomností fascikulací či fibrilací, **centrální paréza** (např. CMP) je spojena se zvýšením reflexů a ve větší či menší míře s přítomností spasticity. **Spasticita** je patologická reakce hypertonického

svalu na jeho rychlé protažení. Může být cerebrální či míšní, může mít různou intenzitu a často je velkou komplikací při aplikaci ortéz.

6.2.2 Vyšetření pacienta

K indikaci správné ortézy je třeba zjištění:

- anamnézy (osobní, pracovní, sociální),
- statické analýzy (pohledem, za pomoci přístrojů),
- svalového testu (dle Jandy),
- pohyblivosti kloubů a stability vazů (goniometrie),
- stavu končetiny (tvar, muskulatura, obvody),
- čítí (povrchové, hluboké),
- ostatních patologických okolností (stav pokožky, příp. alergie na materiály),
- životního stylu pacienta a prostředí, ve kterém žije (exteriér/interiér, schody). (Janda, 2004)

6.2.3 Použití svalového testu

Svalový test slouží v ortotice k výběru správného typu pomůcky. Tento test byl vytvořen MUDr. Jandou (2004) a podává informace o síle jednotlivých svalů.

Svalový test pomáhá při určování rozsahu a lokalizace léze motorických periferních nervů a stanovení postupu progresu. Pomáhá také při analýze jednoduchých hybných stereotypů. Dále slouží jako podklad analytických terapeutických postupů při reedukaci oslabených svalů a pomáhá tak určit pracovní výkonnost testované části těla.

Princip svalového testu vychází z toho, že pro vykonání pohybu je potřeba určitá síla, kterou lze odstupňovat podle toho, za jakých podmínek se pohyb vykonává. Obecně se rozeznávají tyto stupně svalové síly:

- **Stupeň 0** (nulo)
Úplné ochrnutí, až žádná kontrakce, sval nejeví žádné známky stahu;
- **Stupeň 1** (T-trace, stopa)
Zášklub – vyjadřuje asi 10 % svalové síly, nedokáže pohnout končetinou;
- **Stupeň 2** (P- poor, velmi slabý)

Odpovídá asi 25 % síly zdravého svalu, plný rozsah pohybu v odlehčené poloze (bez působení gravitace);

- **Stupeň 3** (F- fair, slabý)

Odpovídá asi 50 % síly zdravého svalu, plný rozsah pohybu proti vlivu gravitace bez vnějšího odporu;

- **Stupeň 4** (G- good, dobrý)

Odpovídá 75 % síly zdravého svalu. Plný rozsah pohybu proti mírnému vnějšímu odporu;

- **Stupeň 5** (N- normal, normální)

Odpovídá 100 % síly zdravého svalu. Sval s velmi dobrou funkcí a má plný rozsah pohybu proti silnému vnějšímu odporu.

Pro kvalitní vyšetření svalové síly je třeba testovat celý rozsah pohybu končetiny a provádět pohyb pomalou konstantní rychlostí, aby byl vyloučen švih. Dále nesmí být opomenuta dobrá fixace končetiny během testu (nestlačovat šlachy ani bříško vyšetřovaného svalu).

Odpor je nutné klást v celém rozsahu pohybu stále kolmo na směr prováděného pohybu a stále stejnou silou. Odpor se nesmí klást přes dva klouby.

Pro kontrolu je dobré provést vyšetření svalové síly opakovaně.

6.2.4 Základní příčiny omezení rozsahu pohybu

- antagonist je zkrácen (spasmus, tuhost) a agonista nedokáže překonat odpor,
- anatomická skladba měkkých a tvrdých částí kloubu je do té míry změněna, že nedovolí provést pohyb v plném rozsahu,
- bolest při pohybu.

Při zapisování do tiskopisu pak užíváme zkratky: **OP** (omezený pohyb) se stručným popisem míry omezení, **K** (kontraktura), **KK** (velká kontraktura), **S** (spasmus), **SS** (silný spasmus) s určením, kterých svalů se týká.

7 ORTÉZY OBECNĚ

AFO jsou často aplikovány pro správný alignment hlezenního kloubu, ke zvýšení rychlosti chůze, délky kroku, ale i ke snížení spotřeby energie. Tyto ortézy jsou předepisovány především pacientům, kteří mají instabilitu hlezenního kloubu, různé deformity v oblasti nohy, sníženou svalovou sílu či spasticitu svalů bérce a nohy a zhoršení senzomotoriky. Tyto faktory dále vedou k potížím při chůzi a zvyšují riziko pádu. Kromě kompenzace ztráty funkce mohou tyto ortézy dopomoci terapeutům v podpoře učení správného stereotypu chůze.

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 nebo jiném postupu výroby. Ortézy se vyrábějí buď sériově, nebo individuálně a podle tvrdosti použitého materiálu se může jednat o ortézy rigidní (z velmi pevných materiálů) nebo měkké (většinou z textilních elastických materiálů). (Abe, 2009; Ottobock)

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

7.1 *Rigidní ortézy*

První ortézy byly z kovového materiálu a pružin, které byly upevněny do obuvi. Díky pozdějšímu rozvoji plastové technologie byla umožněna výroba individuálních nebo předem zhotovených sériových polypropylenových AFO.

Rigidní AFO mají za úkol kontrolovat postavení a pohyb hlezenního kloubu a chodidla a jsou většinou zhotoveny z různých tvrdých materiálů (karbonová vlákna, plast apod.).

V současné době jsou velmi často rigidní ortézy zhotoveny z karbonového vlákna. Tento materiál nabízí potřebnou tuhost ke stabilizaci hlezenního kloubu, ale i flexibilitu pro zlepšení odrazu přední části nohy a odvíjení chodidla během chůze.

Všeobecně jsou AFO vyráběny nejčastěji z plastu nebo karbonu. Pro méně aktivní pacienty jsou postačující AFO ortézy, které jsou vyráběné z termoplastu. Ty jim zajišťují zdvihnutí přednoží s pasivním omezením plantární flexe, které vede k omezení kompenzačních pohybů jako je nadměrná flexe v kyčelním a kolenním kloubu.

Naopak pro aktivnější pacienty jsou vhodné a doporučené pružné peroneální dlahy z karbonových vláken. Díky flexibilním elementům v oblasti špičky a paty umožňují dynamický odraz při chůzi i po nerovném povrchu. Dostatečně tak podporují dorzální flexi chodidla bez ztráty energie vynaložené při chůzi. Energetický výdej je díky karbonovým AFO výrazně snížen. Pacient je méně vyčerpán a motivován k dalšímu zvyšování pohybové aktivity. (Ottobock)

U složitějších případů je také možné nabídnout individuální zhotovení ortéz, které více hledí na 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.



Obr. 9: Karbonové ortézy (docplayer.cz)



Obr. 10: Ukázka plastové AFO (ortotika-protetika.cz)

7.2 *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 tejповání. Používán 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 hleznem. V přední části je pás textilní gumy, který se jedním koncem připíná k cirkulárnímu pásku a svým druhým koncem se upíná na obuv, čímž je zajištěna požadovaná poloha v hlezenním kloubu. Páska tak zabraňuje přepadávání nohy do plantární flexe.

Poslední měkkou ortézou je osmičková bandáž hlezenního kloubu, která poskytuje pouze malou dopomoc dorzální flexi hlezna u lehkého oslabení svalů.



Obr. 11: Osmičková bandáž (ortika.cz)

7.3 *Individuálně zhotovené ortézy*

Individuálně zhotovené ortézy jsou na základě měrných podkladů sejmutých z těla pacienta vyrobeny podle jeho konkrétních potřeb. Mezi tyto měrné podklady lze zařadit nákresy, obrisy částí těla, šablony nebo plantogramy. Na základě těchto podkladů lze sestavovat ortézy ze stavebnicových částí a polotovarů.

Složitější pomůcky se zhotovují podle sejmutého sádrového otisku. Z těchto podkladů je poté vyroben sádrový pozitiv, který lze upravit podle potřeby a tvoří formu pro výrobu pomůcky.

Volba materiálu a konstrukční řešení se řídí podle požadavku na funkci ortézy, kterou přesně specifikuje lékař podle zdravotního stavu pacienta. Nevýhodou individuální výroby je velká finanční a časová náročnost. Naopak k výhodám patří možnost přesné úpravy pomůcky podle stavu a nálezu u konkrétního pacienta. (Kolář 2009)

7.4 Sériově vyráběné ortézy

Sériově vyráběné ortézy používáme k rychlému řešení převážně po úrazech nebo operacích. Vyráběny jsou ve standardních velikostech a ve větším rozsahu konstrukčních provedení.

Účinek těchto ortéz se projevuje v zajištění správného postavení končetiny, rigidní či elastické fixaci nebo tepelně izolačním působením. Sériová výroba se zaměřuje na širokou škálu výrobků od jednoduchých bandáží z textilních materiálů až po složitější typy, které jsou doplněny výztuhami.

Dále se vyrábí stabilizační ortézy pro klouby s plastovými či kovovými dlahami. Ty mohou být rigidní nebo jsou vybaveny klouby umožňujícími pohyb.

Sériovou výrobu můžeme vidět i v oblasti sportovní, kde jsou ortézy určené pro vysokou zátěž, neboť jsou vyrobené z kompozitních materiálů.

Sériové pomůcky jsou zařazeny do tzv. kategorizačních skupin podle indikace, lokalizace na těle a funkce. Nevýhodou sériových ortéz je velmi malá možnost přizpůsobení se pacientům, kteří mají komplikovanější postižení, avšak jejich výhodou je naopak rychlá dostupnost a někdy dokonce i lepší design. (Kolář, 2009)

7.5 Postup získání vhodné ortézy

Ideální postup získání vhodné ortézy je, když na její indikaci spolupracuje ošetřující lékař s fyzioterapeutem nebo ergoterapeutem a ortotik-protetik.

Individuálně zhotovenou ortotickou pomůcku předepisuje odborný lékař: neurolog, ortoped, rehabilitační lékař. U dětí do 18 let nemusí být pomůcka schválena revizním

lékařem pojišťovny, což je u individuálních pomůcek pro pacienty nad 18 let vždy vyžadováno.

Nárok na preskripci takovéto individuální pomůcky je u dětí do 18 let 1x za 6 měsíců, u dospělého pak 1x ročně. (Ottobock)

8 VLASTNOSTI JEDNOTLIVÝCH ORTÉZ

8.1 AFO kotníková ortéza

Standardním řešením problému přepadávající špičky je kotníková ortéza (Ankle-Foot Orthosis). Kotníkové ortézy mohou být rozděleny do tří skupin: pasivní, semi-aktivní a aktivní.

Pasivní ortézy nezahrnují žádnou aktivní kontrolu či elektroniku. Patří sem pevné ortézy, které pouze drží nohu v neutrálním postavení a nepovolují pohyb. I pasivní ortézy však mohou mít různé mechanické prvky jako pružiny či tlumiče, které pomáhají vést pohyb v hlezenním kloubu při chůzi. Některé mohou být opatřeny kloubovým spojem v oblasti hlezenního kloubu, který umožňuje určitou lehce odporovanou plantární flexi.

Semi-aktivní zařízení využívají počítačové kontroly ke střídání poddajnosti nebo tlumení kloubu. Aktivní ortézy mají připevněné zdroje napětí, regulátory pohybu v kloubu, senzory a kontrolní mechanismy. (NHS, 2009)

Nutno říci, že zdaleka nejpoužívanějším typem jsou ortézy pasivní, nevyužívající žádných elektronických regulačních či kontrolních mechanismů. A proto se při dalším popisu budu věnovat převážně těmto ortézám.

Hlezenní ortézy mohou být, stejně jako všechny ostatní druhy, buď prefabrikované nebo vyrobené na míru dle potřeb pacienta. Prefabrikované se využívají spíše při lehčích poruchách chůze, například pokud jsou jen oslabeny dorzální flexory. Pokud je však současně zvýšený tonus plantárních flexorů či výrazná mediolaterální instabilita hlezna, je vhodné ortézu vyrobit na míru. (NHS, 2009)

Nejběžnějším typem AFO je pevná plastová výztuž, ale ortézy mohou být vyrobeny i z kovu či směsí různých materiálů s nespočtem modifikací, například kloubovým či pantovým spojem v oblasti hlezenního kloubu. Hlezenní ortézy drží nohu v neutrálním postavení a zabezpečují tak dostatečnou dorzální flexi ve švihové fázi chůze a zlepšují tak mediolaterální stabilitu hlezna a kolenního kloubu v časně stojné fázi.

Tyto ortézy mají však několik významných nevýhod. Typická AFO imobilizuje kotník, což může přispívat k rozvoji kontraktur a nedovoluje pacientovi využívat zbytkový

aktivní pohyb v segmentu. Navíc nepřetržité používání ortézy paradoxně prodlužuje závislost na pomůcce a může vést k naučenému nepoužívání svalů hlezenního kloubu, což potenciálně omezuje budoucí znovunabytí svalové síly a funkce kloubu a podporuje atrofii. Dalšími potížemi může být vstávání ze židle, chůze naboso (většinu AFO naboso nosit nelze), potíže s nákupem bot, jelikož většina AFO zabírá v botě určité místo a pacient musí koupit dva páry (jeden větší pro nohu s ortézou). V neposlední řadě může být pomůcka špatně vyrobena, tudíž může pacienta tlačit či naopak klouzat, a její nošení může být nepohodlné. (Kluding *et al.*, 2013; Dunning *et al.*, 2013)

Obtížnost v předepisování AFO spočívá v nalezení rovnováhy mezi zabezpečením maximální stability a asistence několika kloubům a zároveň minimalizací jejich omezení či deviace. Různými typy AFO se může docílit různých pozitivních efektů jako například prodloužení délky kroku a zvýšení rychlosti chůze. Biomechanický efekt ortézy bude záviset na jejích designových vlastnostech (typy spojení, tuhost, umožněný rozsah pohybu). (Kluding *et al.*, 2013)



Obr. 12: AFO ortézy (docplayer.cz)

8.1.1 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 působení tří sil. Jedna působí zezadu na lýtko, druhá zesponu chodidla v úrovni hlaviček metatarzů a třetí na hřbetu nohy blízko hlezenního kloubu.

Supinace je zajištěna subtalárním a tarzometatarzálním skloubením. AFO musí kontrolovat oba klouby současně. Inverze zadní části nohy v subtalárním kloubu je

kontrolována silami působícími na vnitřní stranu calcaneu, oblast nad zevním kotníkem a v oblasti mediální strany proximálního lýtku.

V tarzometatarzálním kloubu je vnitřní rotace kontrolována působením síly na vnitřní stranu calcaneu, z laterální strany v úrovni tarzometatarzálního skloubení a podél osy prvního metatarzu. Plná úprava supinace je důležitá, a když toho nedosáhneme, může takovéto nastavení vést k vytvoření většího varózního momentu síly na kolenní kloub, který může vést k uvolnění postranních vazů kolenního kloubu a po čase ke zvětšení varózní deformity.

Kromě přímého efektu AFO ortéz na hlezenní kloub a chodidlo, mají tyto ortézy nepřímo vliv i na kloub kolenní a kyčelní. Konkrétně použití rigidní ortézy stabilizuje pozici hlezna a chodidla a tím ovlivňuje reaktivní sílu podložky (Ground Reaction Force - GRF), čímž pozitivně ovlivňuje postavení kyčelního a kolenního kloubu.

Pomocí AFO se tibia přesunuje 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 posunuta více posteriorně. Kombinace umístění GRF posteriorně a umístění kolene více anteriorně umožňuje jeho lepší stabilitu a usnadňuje flexi kloubu pro švihovou fázi. V případě, že je přítomna instabilita kolenního kloubu projevující se pohybem do flexe, lze AFO tomuto stavu speciálně přizpůsobit a vzniká tak Ground Reaction Orthosis (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.

8.2 TurboMed FS3000

Hlezenní ortéza TurboMed FS3000 (Obr. 13) je revoluční nová možnost léčby pro pokles nohy. Je to unikátní patentovaná konstrukce, která působí jako exoskeleton k poškozené končetině a poskytuje uživateli nesrovnatelnou úroveň bez nepohodlí nebo tření.

FS3000 je vlastní sestavená modulární kotníková ortéza (AFO) vyrobena z vysoce odolného termoplastu. Na rozdíl od mnoha jiných AFO, FS3000 nebrání plantární ani dorzální flexi hlezna, takže je pro pacienty mnohem jednodušší chůze a běh po svahu, schodech a nerovných površích. Výhodou je, že nedochází k žádnému kontaktu s pokožkou nebo hleznem.

TurboMed FS3000 se indikuje u pacientů po cévní mozkové příhodě nebo fibulárním poranění nervů. Dále při foot-drop, roztroušené skleróze mozkomíšní, dětské mozkové obrně (DMO), motorické neuropatii či dalších nemocech motoneuronu.

Klienti mohou tuto ortézu použít s vycházkovou nebo sportovní obuví, sandálem, pracovní obuví nebo i s obuví na suchý zip.

Další výhodou této AFO ortézy je použitý vysoce odolný termoplast. Díky symetrickému vzhledu se hodí jak pro pravou, tak i levou nohu. Je snadno přenosná z jedné boty do druhé a má energetickou návratnost díky patentované konstrukci. Kontraindikací této ortézy je nevhodná obuv (pantofle...), hrubá fixní deformita v oblasti nohy a hlezna či těžká spasticita.

Ortéza Turbomed FS3000 AFO umožní klientovi běh, chůzi, turistiku v horách bez jakéhokoliv nepohodlí. Tato kotníková ortéza byla testována v mnoha podmínkách, v průběhu mnoha maratonů, triatlonů a vytrvalostních aktivit. Na rozdíl od běžných peroneálních ortéz, může být fixována na obuv pro vysokohorskou turistiku, zimní obuv nebo i bezpečnostní obuv. (Cascade, 2017)



Obr. 13: Hlezenní ortéza TurboMed FS 3000
(cascade-usa.com)



Obr. 14: Aplikace ortézy TurboMed FS 3000 na obuvi
(ortoped.ca)

8.3 *Push ortho AFO*

Push ortho AFO (Obr. 15) nabízí vynikající podporu při problémech se zdvihem nohy při chůzi. Inovativní konstrukce umožňuje přirozený způsob chůze a bezpečnou a efektivní chůzi. Push ortho AFO díky své unikátní kombinaci funkcí zdvihá nohu během fáze švihů, zpomaluje plantární flexi a po došlapu ponechává volnost pro uvolnění nohy. Ortéza zároveň poskytuje boční stabilitu hlezenního kloubu.

Elastické pásky Push ortho AFO jsou nastavitelné. Díky tomu lze nastavit stupeň dynamického zdvihu nohy během fáze švihů dle individuálních potřeb uživatele. Při došlapu nohy zajišťuje zpomalující funkce elastických pásů dobrou kontrolu plantární flexe. Během stání umožňuje ortéza volnost jak plantární, tak i dorzální flexe v hlezenním kloubu a umožňuje tak uvolnění přední části nohy a přirozené zapojení lýtkových svalů. Tím se vytváří efektivní a přirozený způsob chůze.

V místech, kde má obvykle fixaci ortézy kolem nohy na starost obuv, disponuje Push ortho AFO páskovým fixačním systémem. Tato inovativní konstrukce umožňuje nosit AFO s lehkou obuví (např. domácí obuv).

Neelastický páskový systém Dyneema fixuje nohu pevně v ortéze a omezuje tak inverzivní a everzivní pohyb hlezna. Pružná podrážka pak umožňuje přirozený odval přední části nohy a softshellová oblast ortézy zaručuje pohodlí a správné rozložení tlaku.



Obr. 15: Hlezenní ortéza Push ortho (push.eu)



Obr. 16: Ukázka aplikace ortézy Push ortho (gps-ofa.cz)

Kontraindikací této ortézy je těžká paréza po CMP, vysoký stupeň spasticity, těžší formy roztroušené sklerózy mozkomíšní, post-poliomyelitický syndrom, svalová dystrofie či stavy po poranění míchy, extrémní pes quinus a jiné deformace nohy.

Push ortho AFO je k dispozici ve třech velikostech a v levém i pravém provedení. Správnou velikost lze zjistit změřením délky nohy pacienta a změřením obvodu paty a nártu.

Díky inovativní konstrukci a unikátní kombinaci funkcí lze Push ortho AFO použít v různých situacích, jako např. chůze na nerovném terénu, vstávání ze židle, chůze do schodů a chůze do kopce. Přínos tkví v efektivní realizaci pohybu, komfortním použití a pocitu bezpečí.

Push AFO je velice vhodná i jako noční dlaha, aby se zabránilo křečím nebo zátěži nohy. Doporučuje se, aby se nepružný páskový systém neutahoval příliš těsně a elastické pásky se neupínaly do kříže, ale volně na boční straně podél nohy. (Nea Internacional)

8.4 Peroneální páska

Jedná se o zdravotnický prostředek k fixaci hlezna v dorziflexi. Základem je pásek neoprenu šířky 5 cm, který se upíná kolem bérce cirkulárně nad hleznem. Na tuto objímku se v přední části upíná pás textilní gumy 3 cm široké, která se druhým koncem upíná k plastové pelotě. Tuto pelotu si umístí pacient do šněrování boty. Takto peroneální páska (Obr. 17) drží končetinu v požadové poloze v hlezenním kloubu a zabraňuje tak přepadávání nohy do plantiflexe. Velikost peroneální pásky bývá univerzální.



Obr. 17: Peroneální páska, možnost zapínání pod kolenem nebo nad kotníkem (zdravotnickaprodejna.cz)

Peroneální páska je indikována při paréze n. peroneus různé etiologie a různých stupňů, poruchách svalové fixace hlezna a při stavech po operacích hlezna s poruchou dorziflexe. Peroneální páska je funkčně i technicky velmi dobře provedena, bez patrných chyb řemeslného zpracování. Materiál je pevný s dobrou životností, vykazuje pevnost i stabilitu a jednoduchou manipulaci a údržbu.

Konstrukční řešení i materiálové složení je velmi dobré. Komfort pacienta při užití peroneální pásky je dostatečný a jeho použití je velmi jednoduché. Výhodou pásky je především nízká cena při zachování vysoké kvality. Tato ortéza je určena pacientům všech věkových kategorií. (Ortotika, 2011)

8.5 Dorsiflekční ponožka

Lykrová dorsiflekční ortéza podporuje aktivně dorsiflexi hlezna a je efektivní v léčbě u lehkých deficitů při roztroušené skleróze (RS), dětské mozkové obrně (DMO) a po cévní mozkové příhodě (CMP).



Obrázek 18: Dorziflekční ponožka (dmorthotics.com)

Tato ponožka přináší pozitiva v těchto bodech:

- individuálně měřená,
- poskytuje proprioreceptivní zpětnou vazbu,
- podporuje biomechanická nastavení,
- facilituje aktivní dorzální flexi,
- umožňuje dorzální flexi až 20°,
- je lehčí než doposud používané AFO,
- může být použita v kombinaci s funkční elektrickou stimulací. (DM Orthotics)

8.6 *Proprio senzomotorické vložky*

Proprio senzomotorické vložky řeší komplexní problémy v oblasti nohy u pacientů s neurologickým postižením tím, že dokáží významně ovlivnit aktivitu určitých svalů.

Cílem aplikace těchto vložek u neurologických pacientů je přimět svalstvo nohy k odpovídající reakci (zmírnění tonu hypertonických svalů a naopak). Cíleným stimulováním proprioreceptorů ve svalech plosky nohy dochází k reakci CNS a následnému napnutí či uvolnění určitých svalů. V důsledku toho se mění postavení kloubů a chodidla s následným zlepšením stability. Tento účinek byl prokázán ve studii University Saarbrücken. Při opakovaném měření na elektromyelografu bylo prokázáno, že vložky Proprio vedou ke změně aktivačního vzorce *m. peroneus longus*, *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius*.

Reliéf vložek Proprio je pro každého pacienta vyráběn individuálně, protože je třeba zohlednit konkrétní požadavky působení vložky na oblast chodidla. Vložky jsou poté frézovány nejmodernější počítačově řízenou CNC technologií, jejíž výhodou je přesná reprodukovatelnost modelu do nejmenšího detailu. Podle typu obuvi mohou být vložky vyrobeny v různých tloušťkách, tenké vložky do elegantní obuvi nevyjímaje.

Výběr materiálu u tohoto produktu se řídí podle flexibility chodidla a podle dalšího zapracování do bot a ortéz. Nabízejí se tři varianty. Měkká pěna s polypropylenovou (PP) podložkou, měkká pěna bez PP podložky nebo mikrokorek bez podložky.

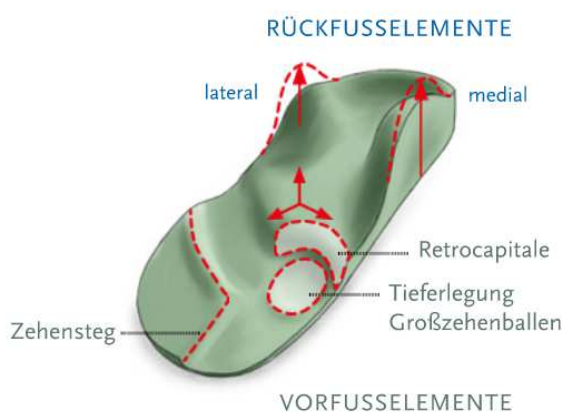
Měkká pěna s PP podložkou je doporučována při indikaci zachování odvalu chodidla a při potřebě tenkého profilu vložky z důvodu úspory místa v obuvi. Kritériem flexibility chodidla je pohyblivost v dolním hlezenním kloubu. Použití měkké pěny se doporučuje u pohyblivé nohy až po nohu s částečnou kontrakturou. Nosná PP podložka je stabilní, avšak ohybově elastická a nelze ji ale tvarovat za využití tepla. Tuto tence vyfrézovanou vložku lze použít do konfekční obuvi, stabilní boty, ale také v kombinaci s bandážemi či ortézami, jejichž je vložka Proprio součástí.

Měkká pěna bez PP podložky se doporučuje pacientům, u kterých chceme ponechat možnost odvalu chodidla, ale místo PP podložky bude samotná vložka vlepena na pevno do ortézy. Doporučení pro pohyblivou nohu či nohu s částečnou kontrakturou je stejné jako u první varianty. Tento typ lze zapracovat podle sádrového otisku do

individuálních AFO, kdy snímání sádrového negativu od pacienta probíhá na končetině s Proprio vložkou.

Mikrokorek bez podložky se vybírá tehdy, pokud chceme maximálně ovlivnit pronaci či supinaci nohy a je ho zapotřebí zapracovat pevně do ortézy. Kritériem flexibility chodidla by měla být pohyblivost v dolním hlezenním kloubu. Použití mikrokorku je vhodné u nohy s kontrakturou nebo se silnou částečnou kontrakturou. Noha je v ortéze uložena se zafixovanou patou, postavenou ve statické stavební linii, která by se kvůli prevenci otlaků neměla pohybovat.

V rámci péče o tyto vložky je doporučováno je prát v ruce při teplotě vody 30 °C nebo je čistit vlhkým hadříkem. Nedoporučuje se jejich sušení na topení, neboť jim hrozí deformace. Proprio senzomotorické vložky nejsou v plné výši hrazeny zdravotní pojišťovnou. (Springer Aktiv, 2014)



Obr. 19: Ukázka vložky do boty Proprio® Neuro (springer-berlin.de)

8.7 MyGait

MyGait je přístroj na bázi funkční elektrické stimulace (FES) sloužící pro podporu dorzální flexe hlezna při tzv. foot-drop. Tento systém se skládá z řídicí jednotky s elektrodami připevněné na bérce a patního senzoru, kdy je k přenosu signálu využívána technologie bluetooth.

Elektrický impuls z řídicí jednotky umožní dorzální flexi hlezna ve správný okamžik, čímž dochází k plynulejšímu, rychlejšímu a efektivnějšímu kroku.

Správný okamžik pro začátek stimulace dorzální flexe zajišťuje patní senzor, který při odlehčení, během švihové fáze kroku, vyšle bezdrátový signál do elektrod situovaných

v oblasti hlavičky fibuly, kde povrchově prochází *n. peroneus* inervující dorziflektory hlezna.

Díky přesnému načasování impulzu a tím i dorzální flexe hlezna je pacientům umožněna nejen plynulá chůze, ale i po schodech a nerovném povrchu. MyGait je speciálně vhodný pro nácvik správného stereotypu chůze v průběhu časně rehabilitace.

Tento systém usnadňuje dorzální flexi hlezna u pacientů s foot-drop v důsledku periferní parézy *n. peroneus* různé etiologie či při centrální parézy (tzv. syndromu horního motoneuronu) následkem CMP, úrazů mozku, roztroušené sklerózy, neurodegenerativních onemocnění nebo inkompletních poranění míchy.

Pro celodenní použití MyGait se doporučuje nabíjet stimulátor každou noc. V případě potřeby lze pro úsporu energie přepnout přístroj do režimu spánku. Systém je také odolný vůči povětrnostním vlivům. (Ottobock, 2017)



Obr. 20: MyGait Ottobock (ottobock.co.uk)



Obr. 21: Detail patního senzoru (ottobock.co.uk)

9 ZÁVĚR

Ve své práci jsem se zabývala vybranými onemocněními, která mají za následek tzv. foot-drop (přepadávající špičku nohy). Při léčbě cévní mozkové příhody a periferní parézy je u pacientů velmi důležité podstoupit dlouhodobou fyzioterapeutickou péči, která je jednou z nejdůležitějších částí rehabilitace. Bohužel regenerace poškozeného nervu může trvat až několik let a proto by měla být fyzioterapeutická péče ucelená a dlouhodobá.

V úvodu své práce jsem se zabývala častou indikací, která způsobuje pokles špičky chodidla, tedy cévní mozkovou příhodu a periferní parézou *n. peroneus*. Dále jsem zde lehce zmínila i kineziologii dolní končetiny a následně i kineziologii chůze.

Zhoršení chůze může mít neblahý dopad jak na fyzický stav pacienta, tak hlavně i na jeho psychiku. U těžších forem onemocnění hrozí bohužel pacientovi omezená soběstačnost při běžných denních aktivitách, což může v důsledku ztěžovat až znemožnit návrat k původnímu zaměstnání a mít na pacienta i nepříznivý sociální dopad. Ortézování se tak, jako forma rehabilitace, jeví jako velmi přínosné pro pacienta, tak i pro celou společnost.

Přínosem mé práce je rešeršní zpracování poznatků z oblasti biomechaniky, výroby a možností výběru hlezenních ortéz (Ankle-Foot Orthosis). Po celou dobu své práce jsem se snažila vycházet z české i zahraniční literatury, která se zabývá efektem těchto pomůcek, zpracováním problematiky foot-dropu a jeho následnou léčbou.

Seznam literatury

ABE, H., et al. Improving Gait Stability in Stroke Hemiplegic Patient with Plastic Ankle-Foot Orthosis. *The Journal of Experimental Medicine*. 2009, 218, s. 193-199.

ALAM, M., I. A. CHOUDHURY a A. Bin MAMAT. Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot. *The Scientific World Journal* [online]. 2014, roč. 2014, s. 1-14 [cit. 2017-03-10]. DOI: 10.1155/2014/867869. ISSN 2356-6140. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/867869/>

AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006, 351 s. ISBN 80-726-2433-4.

AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 7., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2011, 351 s. ISBN 978-80-7262-707-3

BARTONÍČEK, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-7345-017-8.

BRUTHANS, J. *Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod*. *Remedia*. 2009, č. 19, s. 128-131

CASCADE. *More info* [online]. c2017, [cit. 2017-02-01]. Dostupné z: <https://cascade-usa.com/turbomed-fs3000-afo.html>

CRAIK, R. I. a C. A. OATIS. *Gait analysis: theory and application*. 1st ed. St. Louis: Mosby, c1995. ISBN 08-016-6964-2

ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

DM ORTHOTICS. *Dorsiflekční ponožka* [online]. [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: http://www.htc-cz.cz/pdf/03_DMO-dorsiflex-sock_CZ.pdf

DUNNING, K., et al. *The Functional Ambulation: Standard Treatment versus Electrical Stimulation Therapy (FASTEST) trial for stroke*. *Open Access Journal of Clinical Trials*. 2013, č. 5, s. 39-49 [cit. 2017-03-15]. DOI: 10.2147/OAJCT.S40057. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/the-functional-ambulation-standard-treatment-versus-electrical-stimula-peer-reviewed-article-OAJCT>

FEIGIN, V. *Cévní mozková příhoda: prevence a léčba mozkového iktu*. 1. české vyd. Praha: Galén, c2007, 207 s. ISBN 978-80-7262-428-7

HOHMANN, D., UHLIG, R. *Orthopädische Technik*. 8. Aufl. Stuttgart: Enke, 1990. 767 s.

HROMÁDKOVÁ, J. aj. *Fyzioterapie*. Jinočany: H&H Vyšehradská, 1999, 428 s. ISBN 80-86022-45-5

- JANDA, V. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. 328 s. ISBN 80-247-0722-5
- KALINA, M. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2008, 232 s. ISBN 978-80-7387-107-9
- KAPHINGST, W. *Ortotika. Základy ortotiky dolních a horních končetin*. Doporučený učební text pro rekvalifikační kurzy, federace ortopedických protetiků technických oborů, Praha 2004
- KHATTAR, B., et al., Feasibility of Functional Electrical Stimulation-Assisted Neurorehabilitation following Stroke in India: A Case Series. *Case Reports in Neurological Medicine* [online]. 2012, roč. 2012, ID článku 830873, s. 1-7 [cit. 2017-02-10]. DOI: 10.1155/2012/830873. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/crinm/2012/830873/>
- KLUDING, P. M., et al. *Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke: 30-Week Outcomes*. *Stroke*. 2013-05-24, roč. 44, č. 6, s. 1660-1669 [cit. 2017-03-10]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.000334. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.111.000334>
- KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- MICHAEL A., LEE DELLON, A., HUNGERFORD, M., KENNETH, A., KRACKOW: *The Operative Treatment of Peroneal Nerve Palsy. View Disclosures and Other Information*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1996; ISBN 78:863-9
- NEA INTERNATIONAL. *Ortho kotníková ortéza AFO* [online]. [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: [http://www.push.eu/cs/produkty/kotnikove-ortezy/kotníková-ortéza-push-ortho-afo](http://www.push.eu/cs/produkty/kotnikove-ortezy/kotniková-ortéza-push-ortho-afo)
- NEVŠÍMALOVÁ, S., et al., *Neurologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, 367 s. ISBN 80-246-0502-3
- NHS QUALITY IMPROVEMENT SCOTLAND. *Use of ankle-foot orthoses following stroke* [online]. 2009 [cit. 2017-03-19]. Dostupné z: <http://www.healthcareimprovementscotland.org/his/idoc.ashx?docid=c32264fb-fe22-4d11-8872-49a9df0eda2e&version=-1>
- ORTOTIKA. *Peroneální páska* [online], c2011, [cit. 2017-03-18]. Dostupné z <http://www.ortika.cz/ortezy/kotnik-12/or-18-88>

OTTOBOCK. *MyGait: Functional Electrical Stimulation (FES)* [online]. c2013, [cit. 2017-03-01]. Dostupné z: <http://www.ottobock.co.uk/neurorehabilitation/product-solutions/mygait/>

OTTOBOCK. *Ortotický pomocník při ochrnutí* [online], [cit. 2017-03-18]. Dostupné z http://www.ottobock.cz/cps/rde/xbcr/ob_cz_cs/Ortoticky_pomocnik_low.pdf

PAPOUŠEK, J. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*. Kapitoly z kardiologie[online]. 2010, č. 4, s. 145-149 [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20230-rehabilitace-po-cevni-mozkove-prihode>

PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey : Slack, 1992

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore : Lippincott Williams Wilkins, 2001

SPRINGER AKTIV. *PROPRIO® Die sensomotorische Einlage* [online]. c2014, [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <http://www.proprio.info/neuro/>

TYRLÍKOVÁ, I. a kol.: *Neurologie pro sestry*. Vyd. 1. Brno, 1999. 288 s. ISBN: 80-7013-287-6

VIGASIO, A., et al. New Tendon Transfer for Correction of Drop-foot in Common Peroneal Nerve Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*[online]. 2008, roč. 466, č. 6, s. 1454-1466 [cit. 2017-03-15]. DOI: 10.1007/s11999-008-0249-9. ISSN 0009-921x. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-008-0249-9>

WILKENFELD A. J., et al. Review of electrical stimulation, botulinum toxin, and their combination for spastic drop foot. *JRehabil Res Dev* [online]. 2013, roč. 50, č. 3, s. 315–26 [cit. 2017-03-16]. Dostupné z:<http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2012.03.0044>

Seznam zdrojů obrázků

1. <http://web-salud.blogspot.cz/2014/06/accidente-cerebrovascular-riesgo-prevencion.html>
2. <http://slideplayer.cz/slide/3215609/>
3. <http://www.surgalclinic.cz/index.php?pg=spektrum-vykonu--ortopedie--endoproteza-kycelni-kloub>
4. <http://www.revmatoidni-artritida.nazory.cz/index.php?p=69>
5. <https://www.dentimedshop.cz/cs/nestability-hlezenniho-kloubu-podvrtnuti-kotniku.html>
6. <http://mojeproteza.cz/novy-3r106-pro-se-prizpusobi-rychlosti-chuze-8871/>
7. <http://www.msviews.org/msviewsandnews4/index.php/2012-05-28-00-15-54/2012-05-28-00-17-44/46-ms-symptoms/793-learn-about-foot-drop-the-cause-symptoms-and-treatments>
8. Kolář, 2009, s. 518
9. <http://docplayer.cz/15519330-Novinky-v-ortoticke-peci-o-pacienty-s-c-m-t-pavel-wanka-fyzioterapeut-20-9-2014.html>
10. <http://www.ortotika-protetika.cz/?page=katalog-produktu&sekce=ortezy-dolnich&kategorie=1>
11. <http://www.ortika.cz/ortezy/kotnik-12/or-6e-86>
12. <http://docplayer.cz/15519330-Novinky-v-ortoticke-peci-o-pacienty-s-c-m-t-pavel-wanka-fyzioterapeut-20-9-2014.html>
13. <https://cascade-usa.com/turbomed-fs3000-afo.html>
14. <https://www.ortoped.ca/en/turbomed-fs-3000.html>
15. <http://www.push.eu/cs/produkty/kotnikove-ortezy/kotn%C3%ADkov%C3%A1-ort%C3%A9za-push-ortho-afo>
16. <http://www.gps-ofa.cz/zdravotni-bandaze-push>
17. [https://www.zdravotnickaprodejna.cz/paska-peronealni-702-\(id-R-78930\).html](https://www.zdravotnickaprodejna.cz/paska-peronealni-702-(id-R-78930).html)
18. <https://www.dmorthotics.com/sport/products/rep-s-pro-dorsiflex-sock>
19. <http://www.springer-berlin.de/de/katalog/PROPRIO-NEURO.html>
20. <http://www.ottobock.co.uk/neurorehabilitation/product-solutions/mygait/>
21. <http://www.ottobock.co.uk/neurorehabilitation/product-solutions/mygait/>