

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**MOŽNOSTI ORTÉZOVÁNÍ DOLNÍCH KONČETIN U DĚTÍ S DĚTSKOU MOZKOVOU
OBRNOU**

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Jakub Jarolím, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Jakub Jarolím

Název bakalářské práce: Možnosti ortézování dolních končetin u dětí s dětskou mozkovou obrnou

Pracoviště: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Katedra fyzioterapie

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

Rok obhajoby: 2017

Abstrakt: Práce nabízí přehled o možnostech využití aplikace ortéz na dolních končetinách u dětí s dětskou mozkovou obrnou (DMO) a hodnotí efektivitu jejich působení v rámci Evidence Based Medicine (EBM). Je zaměřena hlavně na typ Ankle-foot orthosis (AFO). Úvod práce je věnován problematice DMO, její patogenezi, diagnostice, možnostem rehabilitace a problematice nohou u dětí s DMO. Speciální část práce se věnuje přehledu jednotlivých typů nejčastěji používaných ortéz, principům jejich působení, výhodám, nevýhodám, indikacím a kontraindikacím. Na základě rešerše odborných článků je zhodnocena jejich efektivnost v rámci EBM. Klinická část obsahuje kazuistiky pacientů s DMO, které jsou zaměřeny na aplikaci ortéz a jejich účinku na celkový funkční stav.

Klíčová slova: Dětská mozková obrna, ortézy, chůze, Ankle-foot orthosis, aktivity denního života

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Jakub Jarolím

Title of the thesis: The possibilities of lower limb orthoses in children with cerebral palsy

Site: Palacký University Olomouc, Faculty of Physical Culture, Department of Physiotherapy

Supervisor: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract: This paper provides an overview of possible applications of lower limb orthoses in children with cerebral palsy (CP) and evaluates their efficacy from the Evidence Based Medicine (EBM) perspective, while focusing mainly on the ankle-foot orthosis (AFO). The introduction of the paper covers the topic of cerebral palsy, its pathogenesis, diagnostics, possible rehabilitation therapies and problems related to lower limbs in children with CP. A separate part of the paper offers an overview of the individual types of the most commonly used orthoses, and explains the principles of their effects, advantages, disadvantages, indications and contraindications. Their efficacy from the EBM perspective is evaluated based on the search review of research and academic articles. The clinical research part of the paper contains CP patients' case studies focused on the application of orthoses and their impact on the overall functional condition.

Keywords: Cerebral palsy, orthosis, gait, ankle foot-orthosis, activities of daily living

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením MUDr. Radmila Dvořáka, Ph.D., uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20.4.2017

.....

Děkuji Mgr. Veronice Kristkové a MUDr. Radmilu Dvořákovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování bakalářské práce. Dále děkuji dětské rehabilitaci a fyzioterapii Fyzio Beskyd za umožnění vyšetření pacientů do jednotlivých případových studií. Mgr. Evě Krmáškové za jazykovou korekturu a Mgr. Petře Pencové za anglický překlad.

SEZNAM ZKRATEK

ADL – Activities of daily living

AFO – Ankle-foot orthosis

BOTMP – Bruininks-Oseretsky Test of Motor Proficiency

CKP – Centrální koordinační porucha

CMV – Cytomegalovirus

CNS – Centrální nervová soustava

DAFO – Dynamic ankle-foot orthosis

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DMO – Dětská mozková obrna

EBM – Evidence Based Medicine

EEI – Energy expenditure index

FAQ – Functional Assessment Questionnaire

FMS – Functional Mobility Scale

GDI – Gait deviation index

GMFCS – Gross Motor Function Classification System

GMFM – Gross Motor Function Measure

GMPM – Gross Performance Measure

GMs – General movements

GRAFO – Ground reaction force orthosis

HKK – horní končetiny

KAFO – Knee-ankle-foot orthosis

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

NDT – Neurodevelopmental treatment

PEDI – Pediatric Evaluation of Disability Inventory

PLS – Posterior leaf spring orthosis

ROM – range of movement

SAFO – Solid ankle-foot orthosis

SMO – Supramalleolar orthosis

OBSAH

1	ÚVOD	11
2	CÍLE.....	12
3	TEORETICKÁ ČÁST	13
3.1	Definice DMO	13
3.2	Etiopatogeneze a patofyziologie DMO	13
3.2.1	Prenatální období	13
3.2.2	Perinatální období	14
3.2.3	Postnatální období.....	14
3.3	Formy DMO	14
3.3.1	Spastické formy	14
3.3.2	Cerebelární forma	15
3.3.3	Dyskinetické formy.....	15
3.4	Raná diagnostika	16
3.4.1	Prechtlova metoda.....	16
3.4.2	Vojtova metoda	16
3.5	Funkční klasifikace DMO	17
3.5.1	Gross Motor Function Classification System	18
3.5.2	Functional Mobility Scale a Functional Assessment Questionnaire.....	18
3.6	Rehabilitace u DMO.....	18
3.6.1	Bobath koncept	19
3.6.2	Vojtova metoda reflexní lokomoce.....	19
3.7	Deformity nohou u DMO	19
3.7.1	Pes equinus.....	20
3.7.2	Pes equinovarus	20
3.7.3	Pes planovalgus.....	20
3.7.4	Pes calcaneus	21

3.7.5	Hallux valgus	21
3.8	Chůze u pacientů s DMO	21
4	SPECIÁLNÍ ČÁST	22
4.1	Ortézování dolních končetin u pacientů s DMO	22
4.1.1	Obecná charakteristika ortéz dolních končetin	22
4.1.2	Historie ortézování	22
4.1.3	Volba správného ortézování	23
4.1.4	Princip působení	23
4.1.5	Biomechanický princip působení	23
4.1.6	Neurofyzilogický princip působení	26
4.1.7	Důkazy o působení	26
4.1.8	Kontraindikace ortézování	27
4.2	Dělení ortéz	28
4.2.1	Knee-ankle foot orthosis (KAFO)	28
4.2.2	Ankle-foot orthosis (AFO)	28
4.3	AFO umožňující pohyb v hlezenním kloubu	30
4.3.1	Supramaleolární ortéza (SMO)	30
4.3.2	Hinged AFO (HAFO)	31
4.3.3	Posterior leaf - spring AFO (PLS)	32
4.4	AFO omezující pohyb v hlezenním kloubu	33
4.4.1	Solid ankle - foot orthosis (SAFO)	33
4.4.2	Ground reaction force orthosis (GRAFO)	33
4.5	Vliv ortéz na kinematiku kloubů DKK	35
4.6	Vliv ortéz na chůzi	37
4.6.1	Prostorově - časové parametry chůze	37
4.6.2	Gait deviation index	39
4.6.3	Energetický výdej při chůzi	39

4.7	Vliv ortéz na strukturální deformity	41
4.8	Vliv ortéz na svalovou aktivitu DKK.....	42
4.9	Vliv ortéz na funkční schopnosti.....	43
5	KAZUISTIKY	45
5.1	Kazuistika č. 1	45
5.1.1	Základní informace	45
5.1.2	Anamnéza	45
5.1.3	Vyšetření bez ortéz	45
5.1.4	Vyšetření s ortézami	46
5.1.5	Závěr	47
5.2	Kazuistika č. 2	48
5.2.1	Základní informace	48
5.2.2	Anamnéza	48
5.2.3	Vyšetření bez ortéz	49
5.2.4	Vyšetření s ortézami	49
5.2.5	Závěr	50
6	DISKUZE	53
6.1	Teoretická a speciální část.....	53
6.2	Kazuistiky.....	59
7	ZÁVĚR	61
8	SOUHRN	62
9	SUMMARY	63
10	REFERENČNÍ SEZNAM	64
11	PŘÍLOHY	69

1 ÚVOD

DMO je neprogresivní neurologické onemocnění vznikající na základě poškození vyvíjející se centrální nervové soustavy (CNS) plodu, nebo mozku dítěte, které se manifestuje v průběhu porodu nebo během prvních dvou let života. Mezi nejčastější klinické projevy patří porucha posturálních a motorických funkcí, sekundární poškození muskuloskeletálního systému a poruchu kognitivních funkcí (Marret, Vanhulle, & Laquerriere, 2013).

Ortézy jsou dnes běžnou součástí terapie jedinců s DMO. Mezi hlavní cíle patří především zlepšení kvality chůze, korekce strukturálních deformit nohy a prevence kontraktur. Mezi nejběžněji používané ortézy patří Ankle-foot orthosis (AFO), které fixují chodidlo a omezují pohyb v hlezenním kloubu. Jejich hojné použití je dáno velkým množstvím jednotlivých typů. Ty se dále dělí na pevné a dynamické v závislosti na tom, jak velký rozsah pohybu umožňují v hlezenním kloubu (Ries, Novacheck, & Schwartz, 2014).

K chybějícím důkazům o působení ortéz přispívá velké množství jednotlivých typů, rozdílné doby aplikace, různý klinický obraz DMO a individuální provedení ortéz. Avšak jejich použití je součástí komprehenzivní rehabilitace u klientů s DMO a spolu s dalšími konzervativními přístupy výrazně zlepšuje participaci v aktivitách denního života (Ries, Novacheck, & Schwartz, 2015).

2 CÍLE

Cílem této práce je nabídnout ucelený přehled nejčastěji používaných ortéz dolních končetin (DKK) používaných u dětí s DMO a na základě rešerše vědeckých článků pak zhodnotit efektivitu jejich působení v rámci EBM. Zejména ovlivnění kvality chůze, korekce strukturálních deformit, změnu kinematiky kloubů DKK, ovlivnění svalové aktivity DKK a funkčních schopností klienta.

3 TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Definice DMO

DMO je skupina stálých postižení postihujících vývoj hybnosti a postury, které omezují aktivitu jedince a jsou způsobeny neprogresivním poškozením vyvíjejícího se mozku plodu či čerstvě narozeného dítěte. Porušení motorických funkcí je hojně doprovázeno poruchami čítí, propriocepce, komunikace, kognice a dalšími sekundárními poruchami muskuloskeletálního systému (Rosenbaum et al., 2006).

I když se jedná o onemocnění neprogresivní, neznamená, že je v průběhu života neměnné. Spasticita, která se vyskytuje téměř u všech forem DMO, výrazně omezuje rozsah pohybu, nedovoluje spontánní protažení svalu, což má za následek vynucené držení těla, poruchu růstu svalů, deformity kloubů, kostí a vznik kontraktur. Proti tomuto průběhu se zprvu bojuje vhodně zvolenou kinezioterapií, později je však nutno připojit farmakologickou léčbu nebo chirurgickou intervenci (Kraus, 2005).

3.2 Etiopatogeneze a patofyziologie DMO

Na základě systematických přehledů se celková incidence DMO pohybuje mezi 2 - 3 na 1000 živě narozených dětí. V poslední době přispívá k nárůstu prevalence dětí s DMO vyšší počet zachráněných předčasně narozených novorozenců, či nárůst počtů vícečetných porodů, které mohou vést k prematuritě (Oskoui et al., 2013). Formy a klinický obraz dětí s DMO vyplývají z různých poškození v rámci vyvíjejícího se nervového systému plodu v děloze matky (prenatální období), při porodu (perinatální období) nebo v průběhu prvních dvou let života (postnatální období). Důvodů, které vedou ke vzniku DMO je celá řada a často nepůsobí izolovaně, nýbrž mezi nimi dochází k nejrůznějším interakcím a synergiím (Marret et al., 2013).

3.2.1 Prenatální období

Vrozené vady plodu stojí na prvním místě ve výčtu rizikových faktorů v prenatálním období. Malý vzrůst neodpovídající gestačnímu věku a nízká porodní váha mohou vést ke zvýšenému riziku vzniku DMO (McIntyre et al., 2013).

Mezi onemocnění matky v průběhu těhotenství, která mohou představovat potencionální rozvoj DMO, patří především kardiovaskulární a respirační choroby. Krvácení v průběhu 2. a 3.

trimestru, preeklampsie nebo hypertenzní nemoc v graviditě patří mezi rizikové faktory také (McIntyre et al., 2013).

Virová onemocnění, kterým může být plod při nitroděložním vývoji vystaven, a mezi které se nejčastěji řadí Cytomegalovirus (CMV), mohou způsobit poškození vyvíjející se mozkové tkáně plodu. Bylo prokázáno, že pokud je plod vystaven virovým infekcím v průběhu nitroděložního vývoje, narůstá riziko vzniku hypertenzní nemoci matky, což může vést k předčasnému porodu a tím ke zvýšenému riziku vzniku DMO (Marret et al., 2013).

3.2.2 Perinatální období

Asfyxie plodu v průběhu porodu z nejrůznějších příčin je uváděna jako největší rizikový faktor pro následný vznik DMO obecně. Aspirace mekonia může také ve velké míře vést k rozvoji DMO (McIntyre et al., 2013).

3.2.3 Postnatální období

Infantilní křeče patří v rámci tohoto období mezi nejsilnější rizikové faktory. Mezi další faktory, které mají přibližně stejně velké riziko, se řadí především infekce novorozence, syndrom dechové tísně a hypoglykémie (McIntyre et al., 2013).

3.3 Formy DMO

Dominantním projevem klinického obrazu u pacienta s DMO je obvykle porucha pohybových funkcí. Charakter hybné poruchy závisí na oblasti poškození centrální nervové soustavy (CNS) (Kolář, 2012). DMO pak na základě převládajícího neuromotorického postižení dělíme na tři základní skupiny: spastickou, cerebelární a dyskinetickou formu, přičemž poslední zmíněná se dále rozlišuje na podskupinu dystonickou a choreoatetózní. V mnohých případech se však setkáváme se smíšenou formou. Doporučuje se však, aby byl pacient hodnocen dle dominantního rysu: poruchy tonu či pohybové abnormality (Rosenbaum et al., 2006).

3.3.1 Spastické formy

Spasticita je stavem patologicky zvýšeného svalového napětí. Obvykle se rozvíjí mezi 6. - 18. měsícem života a narušuje standardní kostní anatomii (Morrell, Pearson, & Sauser, 2002). Nejčastěji vyplývá z poškození descendentních inhibičních drah v oblasti motorické dráhy, což vede ke zvýšené dráždivosti alfa - moto neuronů (Damiano, Alter, & Chambers, 2009).

- Spastická diparéza

Spastická diparéza je nejčastější formou DMO, postihující 70 - 80 % všech případů. Jedná se především o symetrické postižení dolních končetin (DKK). Ztížená kontrola pohybu, spasticita, poruchy rovnováhy a poruchy chůze jsou častým problémem doprovázející tento typ DMO (Pauk, Ihnatouski, Daunoraviciene, Uladimir, & Griskevicius, 2016). Často dochází k oslabení aker DKK s planoalgotou nohy, nebo k neurogenní luxaci kyčelního kloubu. Nejčastějšími přidruženými problémy jsou vady zraku, epilepsie, specifické poruchy učení a mentální retardace (Kraus, 2005).

- Spastická hemiparéza

Jedná se o postižení jedné poloviny těla, včetně VII. (n. facialis) a XII. (n. hypoglossus) hlavového nervu. Postižení převažuje na horní končetině (Kolář, 2012). Dochází k charakteristickému držení končetin: paže je v addukci a vnitřní rotaci, předloktí v semiflexi a pronaci, zápěstí ve flexi; na dolní končetině převažuje extenční držení a equinozita nohy (Kraus, 2005).

- Spastická kvadraparéza

Nejtěžší forma DMO, charakterizována oboustrannou spasticitou převážně horních končetin s postižením svalstva bulbárního. Téměř vždy je doprovázena těžkou mentální retardací a mikrocefálií (Kraus, 2005).

3.3.2 Cerebelární forma

Jako samostatná jednotka se téměř nevyskytuje. V klinickém obraze převládá trupová hypotonie a s ní spojené opoždění lokomočního vývoje (Kolář, 2012). Hypotonie, ataxie trupu s porušenou koordinací, intenční tremor, hypermetrie aj. se manifestují zejména mezi prvním a druhým rokem života (Kraus, 2005).

3.3.3 Dyskinetické formy

Dle Koláře (2012) tuto formu dělíme podle toho, jestli je v popředí hyperkineze nebo dystonie.

U hyperkinetických forem rozlišujeme atetózu a choreu. Atetózou se označují hadovitě, nestálé a měnící se pohyby postihující kořenové klouby končetin. Chorea se od atetózy odlišuje

především rychlostí mimovolných pohybů. Končetiny jsou pak postiženy především akrálně. Dystonické formy charakterizují změny svalového tonu (Kolář, 2012).

3.4 Raná diagnostika

Sledování a včasné podchycení dětí, u kterých je riziko a podezření na opoždění psychomotorického vývoje, umožňuje zvolení časné a vhodné terapeutické intervence. Tento postup může předcházet pozdějším komplikacím, zejména pak motorickým a kognitivním (Kolář, 2012).

3.4.1 Prechtlova metoda

Tato metoda slouží ke zhodnocení kvality tzv. general movements (GMs). GMs jsou definovány jako spontánní pohyby celého těla, v měnícím se sledu mezi pažemi, trupem a dolními končetinami v různých rychlostech a amplitudách. Jsou různé v různých věkových obdobích dítěte. V termínu porodu a krátce po něm se hodnotí tzv. writhing movements a od přibližně 9. týdne věku tzv. fidgety movements. Jedná se o kyvadlové, oscilační a sakadické pohyby. Posuzuje se frekvence, amplituda, plynulost, síla, rychlost, nepravidelnost a přerušování pohybů (Spittle et al., 2016; Einspieler & Prechtel 2005; Bernhardt et al., 2011). Na základě posledních systematických přehledů bylo stanoveno, že hodnocení kvality GMs je nejlepším prediktorem vzniku DMO. Souhrnný odhad senzitivity a specifity této metody dosahuje hodnot 98% a 91%. Ultrazvuk dosáhl hodnot senzitivity 74% a specifity 92%. Neurologické vyšetření dosahovalo hodnot 87% pro specifitu a 88% pro senzitivitu (Spittle et al., 2016).

3.4.2 Vojtova metoda

Klinický obraz DMO se vyvíjí v čase a ke svému vývoji potřebuje určitou dobu, jedná se o dynamický a časově náročný proces. Včasná léčebná a rehabilitační péče může předejít rozvoji DMO. Aby byla zahájena co nejdříve, je zapotřebí i co nejčasnější diagnostika. Na základě posturální aktivity, posturální reaktivity, která je testována pomocí polohových reakcí, a primitivní reflexologie prof. Vojta hodnotil míru rizika rozvoje DMO (Vojta, 1993).

Polohové reakce se od svého uvedení do praxe trvale uplatňují ve vývojové diagnostice. Jsou provokovány pasivní změnou polohy těla dítěte. Následná odpověď, polohová reakce, se odlišuje dle vývojového stupně dítěte. Jde o složité posturální mechanismy, mluvíme tedy o polohových reakcích a nikoli o reflexech. Je používáno sedm reakcí (Vojta, 1993).

1. Vojtova reakce
2. Trakční zkouška
3. Reakce podle Peipera a Isberta
4. Vertikální vis podle Collisové
5. Horizontální závěs podle Collisové
6. Landauova reakce
7. Axilární závěs

Těchto sedm typů reakcí probíhá zákonitě od novorozeneckého období až do období vertikalizace dítěte. Při každé polohové reakci CNS zpracovává velké množství aferentních signálů z proprioceptorů a smyslových receptorů. Pokud tyto informace nejsou ideálně zpracovány je posturální reaktivita porušena (Vojta, 1993).

Na základě hodnocení posturální reaktivity, spontánní motoriky a primitivní reflexologie stanovil Vojta klinickou jednotku s názvem centrální koordinační porucha (CKP) a rozdělil ji na čtyři podskupiny (Vojta, 1993).

1. Velmi lehká CKP: 1-3 polohové reakce abnormální.
2. Lehká CKP: 4-5 polohových reakcí abnormálních.
3. Středně těžká CKP: 6-7 polohových reakcí abnormálních.
4. Těžká CKP: Všechny polohové reakce abnormální. Porušena primitivní reflexologie.

Pokud je dítě hodnoceno 3. nebo 4. stupněm CKP, je zapotřebí vyloučit další možné příčiny poruchy motorických funkcí, což je nutné stanovit nejpozději do 9. měsíce věku. Vlastní identifikace centrálního postižení musí být stanovena nejpozději do 2. měsíce života (Kolář, 2012).

3.5 Funkční klasifikace DMO

Na základě velkého množství etiologických faktorů vzniklo mnoho škál a klasifikací, hodnotících závažnost a funkční schopnosti pacienta s DMO. Správné a přehledné hodnocení je nezbytné z mnoha důvodů. Vhodně zvolená klasifikace umožňuje lepší komunikaci mezi odborníky, rodinami, pacienty, stanovovat prognózu a navrhnout nejlepší možnou komplexní léčbu. (Ounpuu, Thomason, Harvey, & Graham, 2009).

3.5.1 Gross Motor Function Classification System

Systém klasifikace hrubé motoriky neboli Gross Motor Function Classification System (GMFCS) je založen na samostatně iniciovaných pohybech dítěte, především pak schopnosti stabilního sedu (kontrola trupu) a chůze. Je rozdělen do pěti úrovní. Rozdíly mezi jednotlivými úrovněmi jsou dané limitací vykonávaných funkcí, potřebou užívání kompenzačních pomůcek (berle, chodítka) a pohyblivostí na invalidním vozíku (Palisano et al., 1997).

- I. úroveň: Chůze bez omezení, limitace při složitějších pohybech.
- II. úroveň: Chůze bez kompenzačních pomůcek, limitace při chůzi v terénu.
- III. úroveň: Chůze s kompenzačními pomůckami, omezení při chůzi v terénu.
- IV. úroveň: Pohyb omezen, transfery si vyžadují asistenci druhé osoby. Chůze na krátké vzdálenosti s fyzickou asistencí, použitím vozíku nebo chodítka.
- V. úroveň: Samostatná mobilita omezena i přes použití pomocných technologií.

Úrovně se nadále dělí dle věku dítěte do následujících skupin: do 2. roku života, 2. – 4. rok, 4. – 6. rok, 6. – 12. rok a 12. – 18. rok života. Cílem je zhodnocení hrubé motoriky, ne posouzení kvality prováděných pohybů, či stanovení prognózy (Palisano et al., 1997).

3.5.2 Functional Mobility Scale a Functional Assessment Questionnaire

Functional Mobility Scale (FMS) a Functional Assessment Questionnaire (FAQ) jsou škály hodnotící mobilitu a funkční schopnosti jedince s DMO. Jsou používány jako doplnění při klasifikaci GMFCS, především pak v zahraničí. Byly navrženy tak, aby co možná nejcitlivěji hodnotily změny týkající se mobility a funkčních schopností, zejména po rehabilitačních intervencích, v průběhu růstu a vývoje jedince s DMO (Ounpuu et al., 2009).

3.6 Rehabilitace u DMO

Základním a rozhodujícím terapeutickým postupem u dětí s DMO je léčebná rehabilitace. Včasné zahájení má obrovský vliv na její efekt, prevenci sekundárních změn, neuroplasticitu mozkové tkáně a zrání CNS (Kolář, 2012). V posledních letech se hlavní cíl rehabilitační péče zaměřuje na funkční aktivitu a participaci v činnostech denního života (z angl. activities of daily living – ADL) jednotlivých pacientů. Participace v ADL je cílem primárním. Mezi další intervence bojující proti vzniku sekundárních změn a deformit se řadí

především ortopedické výkony, medikamentózní léčba, protetická intervence aj. (Damiano et al., 2009).

3.6.1 Bobath koncept

Koncept manželů Bobathových vychází z neurofyziologických poznatků o vývoji motoriky dítěte, proto bývá někdy nazýván jako Neurodevelopmental treatment (NDT). Vychází vždy z podrobného vyšetření dítěte, následně je stanoven hlavní problém a terapeutický postup. Cílem je budovat soběstačnost a samostatnost klienta (Kolář, 2012). NDT je moderní a v čase se vyvíjející terapeutický přístup, který je aplikován zkušenými fyzioterapeuty. I když je velice hojně, především pak v západní Evropě, využívaný, je zde velice málo výzkumů, prokazujících jeho efektivnost (Labaf et al., 2015).

3.6.2 Vojtova metoda reflexní lokomoce

Základním kamenem terapie byly mnohaleté experimentální zkušenosti, které byly objeveny ve vzoru reflexního pohybu vpřed. Rozlišujeme dva koordinační celky dopředného pohybu. První, který je v terapii aktivován v poloze na břiše, a je označován jako reflexní plazení. Druhý, koordinační komplex, který je aktivován v poloze na zádech a na boku, se nazývá reflexní otáčení. Skrz aktivaci těchto reflexních pohybů na základě aferentní stimulace spouštěvých zón dochází k aktivaci svalových souher, které vedou k aktivaci normálního motorického vývoje (Vojta & Peters 1995).

Frekvence a doba terapie musí zohledňovat věk a toleranci pacienta. Začíná se na 3 - 4 cvičeních po dobu maximálně 10 minut, po prvním roce života se snižuje počet cvičebních jednotek a prodlužuje se doba na 10 - 15 minut (Kolář, 2012).

3.7 Deformity nohou u DMO

Deformity nohou u dětí s DMO jsou běžné. Množství typů deformit je celá řada, je velice obtížné určit jejich přesný původ a předpovídat jejich vývoj v průběhu života dítěte. U mladších dětí by měla být léčba nejprve zaměřena na manuální a ortotickou intervenci. Pokud již však dítě není schopno snášet ortotickou terapii je volbou léčby chirurgické řešení. Mezi nejčastější deformity patří pes equinus. Dalšími deformitami jsou pes equinovarus, pes valgus, pes planovalgus, pes equinovalgus, pes equinocavovarus, pes calcaneus, hallux valgus, hallux flexus a deformity prstců (Sees & Miller, 2013; Kristková, 2016).

3.7.1 Pes equinus

Jedná se o nejčastější deformitu u dětí s DMO. Obvykle se začíná objevovat při započetí stoje a chůze (Sees & Miller, 2013). Bývá způsobena zkrácením lýtkového svalu, hlezenní kloub nejde pasivně převést do dorzální flexe. Je zapotřebí odlišovat ji od kompenzačního mechanismu při kontraktuře kolenního a kyčelního kloubu, která se projevuje nadměrnou plantární flexí. V klinickém projevu převažuje porucha odvíjení planty s nášlapem přes špičku a hyperextenze kolenního kloubu. Léčba je do 6. – 8. roku života převážně konzervativní. Kombinuje se vhodné ortotické zajištění, adekvátně zvolená kinezioterapie a aplikace botulotoxinu. K chirurgickému řešení, které spočívá v prodloužení zkrácených struktur, se obvykle přistupuje až po šestém roce věku dítěte (Kristková, 2016; Schejbalová, 2008).

3.7.2 Pes equinovarus

Obvykle se objevuje u dětí se spastickou hemiparézou a equinózní deformitou mezi 3. – 7. rokem života (Dungl et al., 2014). Vzhledem k tomu, že tato deformita vychází z deformity equinózní, měla by léčba být vedena obdobným charakterem. Chirurgický výkon indikovaný dětem mladším osmi let, zvyšuje riziko vzniku pes planovalgus (Sees & Miller, 2013).

3.7.3 Pes planovalgus

Do pátého roku života je velice těžké určit vývoj této deformity. Lze říci, že u dětí s rozvíjející se hemiparézou se často mění na deformitu varózní. V mnohých případech je však velice těžké do 5. – 6. roku života stanovit, zdali se u dítěte vyvine hemiparéza či diparéza. U dětí s oboustranným postižením obvykle dojde do šestého roku k úpravě, v období dospívání však dochází ke zhoršení a mohou se objevovat kruté bolesti. Planovalgózní deformita zahrnuje celou širší deformitu, od mírné až po silnou deformaci, která znemožňuje obouvání bot (Sees & Miller, 2013). Metodou první volby v raném dětství je vhodné ortotické zajištění. Pokud je však noha neustále korigovaná ortézou, může se stát, že svaly v oblasti bérce a nohy přestanou být aktivní a mohou atrofovat. Proto se většinou přistupuje k aplikaci ortéz na polovinu až tři čtvrtě aktivní části dne. K operativnímu řešení dochází, až pokud je deformita natolik závažná, že způsobuje velkou bolest a znemožňuje stabilní chůzi (Sees & Miller, 2013).

3.7.4 Pes calcaneus

Deformita tohoto typu bývá často způsobena nevhodným a neuváženým prodloužením Achillovy šlachy. Sekundárně může vést k tzv. skrčenecké chůzi (crouch gait). Z hlediska léčby se většinou přistupuje k aplikaci ortéz a v nejtěžších případech až k artrodézám hlezenního kloubu (Schejbalová, 2008).

3.7.5 Hallux valgus

Vbočený palec vzniká většinou v důsledku pes planovalgus. Při těžké vadě, která znesnadňuje hygienu a výběr vhodné obuvi či ortézy, se přistupuje ke korekční osteotomii I. metatarsu (Sees & Miller, 2013).

3.8 Chůze u pacientů s DMO

Na základě lokalizace a rozsahu poškození CNS se určuje míra zvýšeného svalového napětí, rozsah motorického poškození a narušení rovnovážných reakcí. Tyto abnormality jsou primární, vzniklé z důvodu poškození CNS. Po určité době se mohou začít objevovat muskuloskeletální deformity, které se vyvíjejí společně s věkem a růstem dítěte. Jedná se o deformity sekundární a na rozdíl od primárních je možná jejich korekce. U dítěte s DMO se všechny tyto abnormality promítají do projevu chůze. Chybí především stabilita při stojné fázi, dostatečné zrychlení při fázi švihové a nedostatečná délka kroku. Dítě je nuceno se těmto změnám přizpůsobit pomocí nejrozličnější kompenzačních mechanismů, která však vedou k dalším abnormalitám – terciálním. Úkolem terapeuta je přijít na to, které z patologických projevů jsou klíčové pro zlepšení stereotypu chůze, a kterým se nemusí věnovat primární pozornost, tj. určit hlavní problém. To vše z toho důvodu, aby bylo dítěti umožněno zlepšit jeho lokomoční schopnosti a participaci v ADL (Novacheck et al., 2009).

4 SPECIÁLNÍ ČÁST

4.1 Ortézování dolních končetin u pacientů s DMO

Mezi hlavní cíle aplikace ortéz patří především prevence a korekce strukturálních deformit, zlepšení funkčních schopností, zmírnění bolesti a dyskomfortu. Nejčastěji používanými typy ortéz v rámci ortézování DKK jsou AFO: ortézy zasahující nohu a hlezenní kloub. A knee-ankle-foot orthosis (KAFO) zasahující i na kolenní kloub (KOK). AFO dále dělíme primárně na pevné, poskytující pouze stabilizaci a DAFO – Dynamic ankle-foot orthosis (DAFO), které spolu se stabilizací umožňují i volní kontrolu pohybu (Novacheck et al., 2009).

AFO mohou být používány přes den, ale také jako polohovací ortézy v noci nebo při odpočinku dítěte (Zhao, Xiao, Hongying, & Senjie, 2013; Kristková, 2016). Korekce patologického postavení a pohybu hlezenního kloubu má za následek sekundární efekt na ostatní klouby celého těla (Novacheck et al., 2009).

4.1.1 Obecná charakteristika ortéz dolních končetin

Ortéza DK je definována jako kompenzační pomůcka umístěná na noze klienta, sloužící k eliminaci nebo redukci patologických vlivů, které mají negativní dopad na nohu nebo jiné části DKK. Mezi patologické vlivy patří především vznik strukturálních deformit, neschopnost absorpce nárazů a střížné síly vznikající kombinací tlaků a tahů měkkých tkání. Ortézy se používají pouze v případě, kdy je prokazatelné, že tyto vlivy přispívají ke vzniku patologie (Davis, Dolan, & Hunter, 1995).

4.1.2 Historie ortézování

V terapii neuromuskulárních onemocnění se první ortézy objevily v polovině 19. století. Americký lékař Lewis A. Sayre začal při podpoře léčby pes equinovarus congenitus používat speciálně upravenou obuv. Na počátku 20. století americký ortoped W. M. Phelps, který se věnoval především terapii dětí s DMO, doporučoval místo operace při kontrole deformit nohou u dětí s DMO ortézy. Byly vyrobeny z kůže a kovu a své uplatnění našly především při epidemii poliomyelitidy. Dnes kůži a kov nahradily především plastové materiály. V poslední době se však čím dál víc začíná prosazovat používání karbonových vláken, které svou pevností a lehkostí splňují hlavní kritéria ortézování (Novacheck et al., 2009).

4.1.3 Volba správného ortézování

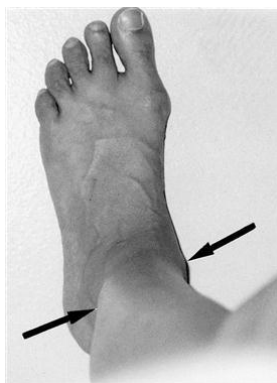
Pro zvolení správného a úspěšného ortézování je nezbytné důkladné vyšetření nohy dítěte. Noha je hodnocena ve statickém držení, ale především pak v dynamice. Dynamické hodnocení je mnohdy klíčové, je potřeba zjistit, jak je noha schopna akceptovat zatížení, a jak se chová při chůzi, pokud je možná (Carmick, 2012; Kristková, 2016). Vzhledem k velkému množství jednotlivých typů ortéz a rozmanitosti používaných materiálů, je nezbytná komunikace mezi fyzioterapeutem dítěte a protetickým technikem. Aby požadovaný efekt byl co možná největší, je potřeba ortézy vždy doplnit vhodně upravenou obuví (Owen, 2005).

4.1.4 Princip působení

Před samotnou první aplikací ortézy je potřeba, aby byla noha připravena, nastimulována terapeutem. Mezi vhodné techniky patří hluboký tlak na plosku nohy, vibrace, kartáčování aj. Se samotnou aplikací ortézy se začíná na zhruba 20 minut, pokud je po sundání vidět otlak na kůži, který do 30 minut zmizí, je zvolená ortéza vhodná a může být nadále používána. Samotný princip působení tedy spočívá v mechanickém tlaku ortézy, a proto ze začátku může dítěti působit dyskomfort i mírnou bolest (Kristková, osobní sdělení, 2016).

4.1.5 Biomechanický princip působení

Biomechanický princip působení AFO ortéz je založen na funkční anatomii hlezenního kloubu a nohy. Vzhledem k tvaru kloubní plochy talokrukrálního skloubení je osa otáčení hlezenního kloubu šikmá (Obrázek 1). Proto je plantární flexe doprovázena supinací a addukcí nohy a dorzální flexe pronací a abdukci. Biomechanický princip působení se na základě jednotlivých typů ortéz liší, a proto bude popsán na dvou základních typech solid ankle-foot orthosis (SAFO) a DAFO (Lusardi, 2013).

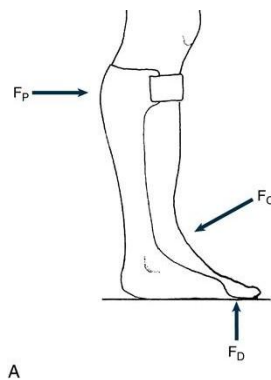


Obrázek 1. Osa otáčení (Lusardi, 2013, 227)

- SAFO

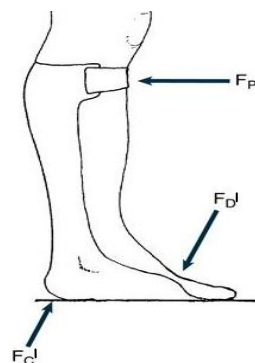
Ortély neumožňující pohyb v hlezenním kloubu (SAFO) zamezují plantární flexi, dorzální flexi a inverzi/everzi nohy. Děje se tak na základě mechanického tlaku částmi ortély na nohu, kotník a bērec klienta. Tím, že je po celou dobu hlezenní kloub plně stabilizován, facilituje tato ortéza extenzi kolene. Díky tomuto mechanismu může tato ortéza nahradit postiženou motorickou funkci extenzorů KOK (Lusardi, 2013).

Plantární flexi nohy je zabráněno pomocí síly směřující ventrálním směrem (F_P) zadní pelotou umístěnou pod kolenní jamkou a síly (F_D) vyvolanou pelotou pod hlavičkami metatarsů směřující směrem kaniálním. Výsledkem je pak stabilizační síla (F_C), která spolu s vhodnou obuví stabilizuje hlezenní kloub (Obrázek 2) (Lusardi, 2013).



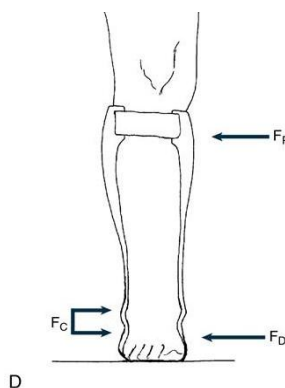
Obrázek 2. Omezení plantární flexe (Lusardi, 2013, 228)

Kontrola dorzální flexe nohy po dobu stojné fáze kroku, tj. zabránění pohybu tibie přes úroveň chodidla, je realizována pomocí síly (F_P'), která směřuje směrem dorzálním a je vyvíjena zpevňujícím páskem v proximální části tibie a silou (F_D') směřující šikmo dolů na hlavičky metatarsů skrz vhodnou obuv (Obrázek 3). Výsledkem obou těchto sil je pak síla opačného směru (F_C'), působící na zadní část paty (Lusardi, 2013).

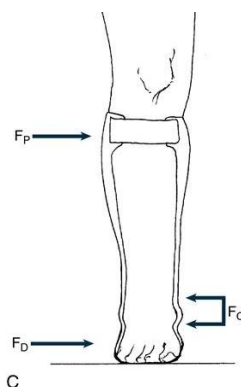


Obrázek 3. Omezení dorzální flexe (Lusardi, 2013, 228)

Kontrola inverze chodidla a varózního postavení nohy je realizována silami (F_C) nad a pod laterálním kotníkem směřujícími směrem laterálním a silami opačného směru v proximální části tibie (F_P) a mediální části chodidla (F_D) (Obrázek 4). Everzi a valgóznímu postavení je bráněno mechanismem opačným (Obrázek 5) (Lusardi, 2013).



Obrázek 4. Zábрана inverze (Lusardi, 2013, 228)



Obrázek 5. Zabránění everze (Lusardi, 2013, 228)

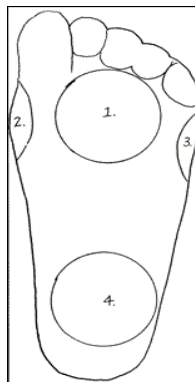
- DAFO

Dynamické ortézy umožňují určité procento pohybu hlezenního kloubu v sagitálním směru. Dorzální flexe v průběhu stojné fáze kroku je omezena méně, tak aby při chůzi mohla tibie rotovat přes hlezenní kloub. Tibie se vůči hlezennímu kloubu pohybuje ventrálně, což je dáno zatížením nohy při stojné fázi kroku a vytvořením uzavřeného kinematického řetězce. Takto fixovaná noha vytváří punktum fixum a tibie se tak vůči ní pohybuje vpřed. Flexi plantární v průběhu švihové fáze kroku je naopak bráněno co nejvíc z důvodu facilitace pohybu švihové končetiny. DAFO je navržena tak, aby přerozdělovala tlaky z přední strany nohy způsobené spasticitou a strukturální deformitou k zadní části nohy, a tím zmírnila hypertonus extenzorů prstců. Pokud DAFO obsahuje mechanický kloub, musí osa jeho otáčení mít stejný směr jako osa otáčení klientova kotníku

a hlavičky mechanického kloubu musí být umístěna co nejbližší vnějšímu a vnitřnímu kotníku (Lusardi, 2013).

4.1.6 Neurofyziologický princip působení

Základním kamenem úvah o neurofyziologickém působení ortéz byl v roce 1960 článek publikovaný Williamem Duncanem o tonických reflexech nohy. Duncan si všiml, že u poškození CNS reflexy, které by měly v průběhu vývojové kineziologie vymizet, přetrvávají. Jednou možností jak tyto patologické reflexy, které způsobují patologický vývoj nohy a celkové postury dítěte, tlumit, je skrz stimulaci reflexů antagonistických. Duncan na noze popsal reflexní plochy a zjistil, že jejich stimulace má vliv na proximální svalové skupiny. Oblast číslo 2 a 3 facilituje inverzi respektive everzi, oblast číslo 1 úchopovou funkci prstů a oblast číslo 4 dorzální flexi nohy (Obrázek 6) (Lima, 1989). Právě vývoj DAFO byl inspirován tímto objevem. Peloty umístěné pod ploskou nohy facilitují příčnou a podélnou klenbu a tím redukuje tlak v úrovni hlaviček metatarsů a patní kosti. Hlavním smyslem je potom redistribuovat tonus na plantární straně nohy, a tím redukovat celkový tonus DK. SAFO pak především poskytuje biomechanický princip působení, který je popsán výše (Lam, Leong, Li, Hu, & Lu, 2005).



Obrázek 6. Reflexní plochy nohy (Lima, 1989, 34)

4.1.7 Důkazy o působení

Klinický obraz dítěte s DMO je velice individuální, kombinace jednotlivých strukturálních deformit a následný funkční projev utváří obrovskou heterogenní skupinu probandů, kteří jsou z hlediska působení ortéz hodnoceni. Také nepřehledné množství jednotlivých typů ortéz, výrobní materiály, individuální provedení i rozdílné doby aplikací přispívají k tomu, že doposud se pouze dvě vědecké práce komplexně zabývaly důkazy o působení ortéz u dětí s DMO (Ries et al., 2015). Důkazy, které by tedy jasně prokazovaly efektivnost ortéz, neexistují. Různé typy mají různý efekt na ovlivnění strukturálních deformit, parametrů chůze, či zlepšení funkčního stavu klienta. Přestože

důkazy o účinnosti chybí, je na základě empirických zkušeností a klinické praxe zřejmé, že aplikace ortéz v rámci terapie dětí s DMO je hojně rozšířená a má nezanedbatelný přínos v komplexním rehabilitačním plánu (Autti-Rämö, Suoranta, Anttila, Malmivaara, & Mäkelä, 2006; Kristková, 2016).

4.1.8 Kontraindikace ortézování

Kontraindikující faktory zamezující aplikaci ortéz je potřeba rozdělit dle typu zvoleného ortézování. U ortéz dovolující volní kontrolu pohybu tj. DAFO se mezi hlavní faktory řadí: nekorigovatelná equinózní/equinovarózní deformita, neschopnost aktivní dorzální flexe nohy z důvodu svalové slabosti či kontraktury m. triceps surae, těžká kontraktura hamstringů, ztráta aktivity extenzorů kyčelního kloubu (KYK) a KOK a v neposlední řadě také těžká kontraktura a ztráta funkce plantárních flexorů. U ortéz sloužících pouze ke stabilizaci tj. SAFO, je kontraindikací nekorigovatelná deformita nohy a jakýkoliv pohyb v hlezenním kloubu, který by vedl ke zlepšení funkce a participace v rámci ADL (Meadows & Condie, 1994).

4.2 Dělení ortéz

Ortézy DKK používané převážně u dětí s DMO se rozdělují na dva základní typy – AFO a KAFO. Mezi hlavní cíle jejich aplikace patří především korekce strukturálních deformit a zlepšení funkčních aktivit jako je chůze, stabilita a celkové držení těla. (Novacheck et al., 2009).

4.2.1 Knee-ankle foot orthosis (KAFO)

KAFO (Obrázek č. 7) ortézy jsou používány především pro korekci či prevenci flekční kontraktury v KOK. Konec ortézy zasahuje nad KOK (Novacheck et al., 2009). Dle některých autorů ovlivňuje KAFO napětí m. gastrocnemius výrazněji, než ortéza končící pod kolenem, což může přispět k zlepšení projevu chůze (Maas et al., 2014).

Dle Novachecka et al. (2009) je však užití této ortézy na zváženou. Jedná se sice o ortézu dynamickou, ovlivňující také pohyb v KOK, ale také o ortézu poměrně těžkopádnou, a proto by měla být používána spíše u paralytické, než u spastické poruchy, kde by mohlo jejím použitím docházet k nárůstu spasticity (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 7. KAFO (Krawczyk, 2012, 523)

4.2.2 Ankle-foot orthosis (AFO)

Jedná se o nejčastěji předepisované ortézy v rámci terapie dětí s DMO. Jsou vyráběny především z polypropylenových nebo karbonových vláken. Mezi hlavní cíle jejich aplikace patří především zlepšení kvality chůze, snížení energetické náročnosti při pohybu dítěte, korekce strukturálních deformit skrz ovlivnění správného postavení v hlezenním kloubu a prevence kontraktur pomalým protahováním spastických svalů. AFO se dále dělí na ortézy umožňující pohyb

v hlezenním kloubu tzv. dynamické AFO a ortézy pohyb neumožňující tzv. solid AFO (Ries et al., 2015).

Na druhou stranu může přemíra užívání ortéz mít i negativní dopad, který převáží veškeré pozitivní účinky terapie. Mezi časté komplikace patří především otlaky na kůži, sociální stigmata a možné riziko atrofie svalů. Znalost a volba správného typu ortézy sníží riziko jakýchkoliv nežádoucích účinků (Ries et al., 2015).

4.3 AFO umožňující pohyb v hlezenním kloubu

Cílem vývoje dynamických kotníkových ortéz (DAFO) byla stabilizace kotníku a chodidla a spolu s tím dostatečná flexibilita, která by pohyb v hlezenním kloubu dovolila. Aplikace DAFO ortézy (Obrázek 8), která umožňuje pohyb v hlezenním kloubu je vhodná především pro klienty, kteří nejsou schopni aktivního stoje na špičkách a opření se o hlavičky metatarsů. Je mnoho forem dynamických ortéz jednotně nazývané jako DAFO, v literatuře však panuje nejednotná charakteristika jednotlivých typů těchto ortéz (Näslund, Tamm, Ericsson, & Wendt, 2003).



Obrázek 8. DAFO (Novacheck et al., 2009, 336)

4.3.1 Supramaleolární ortéza (SMO)

Používá se především pro kontrolu valgózního či varózního postavení patní kosti. Ortéza zasahuje nad hlezenní kloub a končí v oblasti distální části tibie (Obrázek 9). To umožňuje větší pákové působení a tím lepší korekci valgózní či varózní deformity paty a předonoží. Příležitostně může SMO zlepšovat přepádávání nohy v průběhu letové fáze kroku, nemá však vliv na korekci postavení hlezenního kloubu (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 9. SMO (Novacheck et al., 2009, 331)

4.3.2 Hinged AFO (HAFO)

Jedná se o ortézu ze dvou kusů spojenou mechanickým kloubem umožňující pohyb v kloubu hlezenním (Obrázek 10). Flexibilita hlezenního kloubu umožňuje snazší zvládání funkčních aktivit, jako je vstávání, přemístění z jedné pozice do druhé a chůze do schodů. Pohyb v kloubu může být neomezený, nebo omezující plantární či dorzální flexi nohy. Omezení plantární flexe může mít vliv na přepadávání nohy při letové fázi kroku (Novacheck et al., 2009).

Tím, jak dítě roste a stárne, může HAFO s omezením plantární flexe vést ke vzniku skrčenecké chůze. Proto je doporučováno tento typ ortézy používat raději u hemiparetických dětí, které tendenci k této patologii nemají tak výraznou jako děti s diparetickou formou DMO (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 10. HAFO (Novacheck et al., 2009, 332)

4.3.3 Posterior leaf - spring AFO (PLS)

Ortýza Posterior leaf - spring (PLS) (Obrázek 11) je konstruována z jednoho kusu a skládá se z vysoké tibiální komponenty, která se zužuje za kotníkem a poté se opět rozšiřuje a obklopuje patu a extenduje prstce. Užší pruh v oblasti m. gastrocnemius působí jako pružina, která klade odpor vůči dorzální i plantární flexi. Míra odporu je dána šířkou posteriorního pruhu a pružnými vlastnostmi materiálu. Indikací této ortýzy je především prevence přepadávání chodidla v průběhu švihové fáze kroku a nastavení chodila pro iniciální kontakt patou. Dále se užívá pro kontrolu střední fáze stojné fáze kroku a pro eliminaci předčasného odvíjení paty a plosky (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 11. PLS (Novacheck et al., 2009, 335)

4.4 AFO omezující pohyb v hlezenním kloubu

Indikací pro ortézy znemožňující pohyb v hlezenním kloubu je zhoršující se spasticita a slabost doprovázená špatnou motorickou kontrolou. Mezi hlavní zástupce patří SAFO a Ground reaction - foot orthosis (GRAFO) (Novacheck et al., 2009).

4.4.1 Solid ankle - foot orthosis (SAFO)

Tato ortéza (Obrázek 12) je indikována u pacientů s velkou mírou spasticity, špatnou kontrolou pohybu a zvýšenou slabostí svalů DKK (Liu et al., 2014). Cílem je zlepšení postavení hlezenního kloubu, korekce strukturální deformity, především pak equinózní, zabránění přepadávání nohy v průběhu švihové fáze kroku, prevence hyperextenze KOK a zabránění skrčeneckého postoje (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 12. SAFO (Novacheck et al., 2009, 337)

4.4.2 Ground reaction force orthosis (GRAFO)

Ground reaction force orthosis (GRAFO), nebo také Floor reaction force orthosis (FRAFO) je ortéza se zadním vstupem (Obrázek 13). Úlohou této ortézy je především podpora obnovení plantární flexe spolu s extenzí KOK. Je indikována především pacientům s těžkou poruchou plantárních flexorů primární patologií, nebo jako následek patologie sekundární. Předpokladem k použití tohoto typu ortézy je schopnost dosažení plné extenze KYK a KOK, absence torze tibie a nekorigovatelné deformity nohou (Novacheck et al., 2009).



Obrázek 13. GRAFO (Novacheck et al., 2009, 338)

4.5 Vliv ortéz na kinematiku kloubů DKK

Primárním účelem AFO je korekce patologického postavení a pohybové patologie hlezenního kloubu a chodidla. Nebyl však jasně prokázán efekt v oblasti KOK, KYK a pánve (Novacheck et al., 2009).

Tato tvrzení podporuje výzkum Buckona et al. (2004), který uvádí, že použitím všech třech typů ortéz (SAFO, HAFO a PLS) v porovnání s chůzí na boso, došlo k normalizaci kinematiky hlezenního kloubu po dobu stojné fáze kroku, avšak změny v oblasti pánve, KYK a KOK nebyly prokázány. Taktéž systematický přehled z roku 2008 hodnotící 17 studií zabývajících se ovlivněním kinematiky chůze uvádí, že aplikací SAFO, HAFO a DAFO došlo ke zlepšení pozice hlezenního kloubu buď snížením plantární flexe, nebo zvýšením flexe dorzální. Opět se však ukázalo, že efekt v rámci kinematiky KOK, KYK a pánve prokázán nebyl (Figueiredo, Ferreira, Moreira, Kirkwood & Fethers, 2008).

Další práce podporující neprůkazné ovlivnění kinematiky KOK, KYK je práce Radtka et al. (2005). V porovnání mezi SAFO, HAFO a bosé chůze, vedla aplikace obou ortéz ke snížení patologické plantární flexe v konečné fázi kroku v porovnání s chůzí bez ortéz. Použitím typu HAFO pak bylo možno dosáhnout většího rozsahu dorzální flexe hlezenního kloubu po dobu konečné, stojné fáze kroku než u použití SAFO (Radtka, Skinner, & Johanson, 2005). Přímé důkazy o ovlivnění kinematiky KOK, KYK, pánve při použití AFO nenachází ani Ries et al. (2015) a shoduje se tak s výše uváděnými výsledky. Zároveň však uvádí, že typ SAFO ovlivňuje funkci hlezenního kloubu nejvýrazněji (Ries et al., 2015).

Další studií hodnotící vliv HAFO, SAFO a navíc také SMO na kinematiku hlezenního kloubu a kloubů nohy v průběhu chůze v porovnání s chůzí na boso byla studie Liu et al. (2014). Oproti ostatním studiím byly hodnoceny také změny v calcaneokuboidním kloubu, kloubním spojení I. metatarsu a os naviculare pedis (středonoží) a I. metatarsofalangeální kloub nohy (I. MTP) (Liu et al., 2014).

Pro lepší přehlednost jsou jednotlivé typy ortéz v rámci této studie uváděny zvlášť.

- HAFO

Použití ortézy typu HAFO vedlo k průkaznému zvýšení rozsahu dorzální flexe hlezenního kloubu po dobu celého krokového cyklu – o 5,2 – 7,9°. V oblasti I. MTP skloubení došlo k omezení

ROM v průběhu stojné fáze kroku a především pak podobu fáze švihové – o 7 – 12,9°. Vliv na ostatní klouby (calcaneokuboidní kloub a středonoží) zaznamenány nebyly (Liu et al., 2014).

- SAFO

Použití typu SAFO vedlo k omezení ROM v I. MTP skloubení – o 5,2°. A omezení plantární flexe nohy na začátku stojné fáze kroku a po celou dobu fáze švihové. Žádné signifikantní změny v oblasti středonoží a calcaneokuboidním skloubení zaznamenány nebyly (Liu et al., 2014).

- SMO

Při aplikaci došlo ke zvýšení dorzální flexe – o 5,3° v oblasti středonoží v průběhu stojné fáze kroku a omezení ROM I. MTP skloubení – o 11 – 13,5° v průběhu fáze švihové. Změny kinematiky v oblasti hlezenního kloubu a calcaneokuboidním skloubení zaznamenány nebyly (Liu et al., 2014).

4.6 Vliv ortéz na chůzi

Nejčastěji dochází k patologickému projevu chůze u dětí se spastickou formou DMO a to zejména díky spasticitě a svalové slabosti DKK, omezující klientovu schopnost kvalitního projevu chůze (Kerkum et al., 2015). Efektivní a energeticky nenáročná lokomoce je důležitým terapeutickým cílem u dětí s DMO, protože schopnost samostatné mobility je spojena s funkční nezávislostí a účastí v ADL. Právě AFO byly navrženy tak, aby zlepšily dynamický projev chůze a snížily celkovou energetickou náročnost pohybu. Studie hodnotící efekt ortéz na projev chůze se zabývají především prostorově - časovými parametry (z angl. spatio - temporal parameters) zahrnující délku kroků, délku krokového cyklu (z angl. stride length), počet kroků za jednotku času (kadence), rychlost a dobu stojné fáze na jedné DK (Figueiredo et al., 2008).

Kvalita projevu chůze může být hodnocena také pomocí tzv. Gait Deviation Index (GDI), určující míru odchylky od fyziologické bipedální lokomoce. Chůze je kamerově snímána a počítačem pak porovnávána se vzorky fyziologického projevu chůze. Na tomto základě je pak matematickými výpočty určeno GDI skóre. Skóre 100 a vyšší představuje normální kinematiku chůze, nelišící se od standardního projevu. Každý úbytek o 10 bodů určuje jednu standardní odchylku z normy. Výhoda této metody spočívá v tom, že hodnocení chůze je komplexní, nejedná se pouze o jednotlivé hodnocení parametrů jako je rychlost, kadence, délka kroku aj. a zachycuje tak obraz celkového projevu pohybu. (Schwartz & Rozumalski, 2008).

4.6.1 Prostorově - časové parametry chůze

Novacheck ve své publikaci zabývající se diagnostikou a léčbou chůze u dětí s DMO uvádí, že za posledních 15-20 let bylo v několika studiích objektivně zhodnoceno, že aplikace AFO má významný vliv na rychlost chůze, délku krokového cyklu, délku kroku a oporu stojné končetiny (Novacheck et al., 2009). Délka kroku určuje vzdálenost mezi kontaktem pat jedné a druhé DK. Krokový cyklus je vzdálenost mezi kontaktem pat jedné DK v průběhu kroku. Dále je ve studiích převážně posuzován počet kroků za jednotku času (kadence), rychlost chůze a doba opory na stojné končetině (Figueiredo et al., 2008).

V následujícím textu je uveden výčet studií zabývajících se efektem AFO na jednotlivé prostorově - časové parametry chůze.

Studie Romkese a Brunnera (2002) prokázala prodloužení krokového cyklu i prodloužení kroku při použití HAFO a SAFO vůči chůzi na boso. Ve zkoumaných parametrech mezi jednotlivými ortézy však rozdíl prokázán nebyl.

Taktéž ve studii z roku 2004 došlo k průkaznému prodloužení délky kroku a krokového cyklu při porovnání SAFO, HAFO, PLS a chůzi na boso. Navíc byla hodnocena také rychlost a kadence. Hodnota kadence byla snížena a změna rychlosti byla zaznamenána pouze při porovnání HAFO a PLS, kdy došlo ke snížení rychlosti chůze při použití HAFO (Buckon et al., 2004). Snížení kadence potvrzuje výzkum porovnávací efekt HAFO a bosé chůze u dětí s DMO. U klientů používajících HAFO došlo k prodloužení kroku a snížení již zmiňované kadence. V kontrastu se studií Buckona et al. (2004) však došlo ke zvýšení rychlosti chůze při použití HAFO. Změny z hlediska doby opory na jedné DK prokázány nebyly (Romkes, Hell & Brunner, 2006).

Navzdory většiny studií vystupuje výzkum z roku 2005, porovnávací vliv SAFO, HAFO a chůzi bez ortéz u dětí se spastickou diparézou, jelikož nebyla zjištěna žádná průkazná změna v posouzení rychlosti a kadence chůze. S mnohými se shodoval pouze při posouzení délky krokového cyklu, kdy došlo k prokazatelnému prodloužení tohoto parametru při aplikaci obou typů ortéz (Radtka et al., 2005).

Jednou z mála prací hodnotící také rozdílný efekt ortéz u diparetické a hemiparetické skupiny dětí s DMO byla studie Hayeka et al. (2007). U hemiparetické skupiny došlo k prodloužení kroku na postižené i nepostižené straně, kadence chůze byla snížena, ale rychlost zůstala beze změny. U diparetické skupiny došlo k prodloužení délky kroku, navýšení rychlosti chůze a hodnota kadence zůstala nezměněna (Hayek et al., 2007).

V systematickém přehledu Figueireda et al. (2008) se na základě porovnání výzkumů zabývajících se vlivem AFO uvádí, že použitím ortéz (SAFO, HAFO, DAFO a PLS) u dětí s různou formou DMO dochází k navýšení rychlosti, prodloužení kroku a krokového cyklu a nárůstu doby opory na stojné končetině. Hodnota kadence je při použití těchto ortéz snížena.

Nejrozsáhlejší prací hodnotící efekt ortéz u dětí s DMO je retrospektivní analýza z roku 2015, zkoumající 378 probandů se spastickou diparézou nosících buď SAFO, HAFO nebo PLS v porovnání s chůzí na boso. Tato studie nepotvrzuje výsledky ostatních výzkumů. Pouze změna délky kroku byla klinicky významnou a z hlediska ovlivnění chůze u klientů s AFO, rozhodující (Ries et al., 2015).

V zatím nejaktuálnější studii z roku 2016 jsou hodnoceny děti s DMO dlouhodobě používající ortézy a děti s DMO, které ortézy doposud nepoužily. Studie prezentovala, a shoduje se tak s pracemi většiny autorů, nárůst rychlosti, navýšení délky kroku a krokového cyklu. Navíc však také jako jediná udává navýšení hodnoty kadence (Pauk et al., 2016).

4.6.2 Gait deviation index

Hodnocením tohoto parametru se zabývala pouze průřezová studie z roku 2015 prováděná na vzorku 378 probandů se spastickou diparézou. Klienti, vyžadující kompenzační pomůcku (berle, chodítka) ke svému pohybu, vykazovali po aplikaci ortéz (SAFO, PLS, HAFO) největší zlepšení v rámci GDI, konkrétně + 3,0 bodů. Zatímco klienti bez kompenzačních pomůcek pouze + 0,6 bodů. Na základě takto malého zlepšení nebyl stanoven žádný signifikantní účinek ortéz v rámci EBM na GDI (Ries et al., 2015).

4.6.3 Energetický výdej při chůzi

Spasticita, strukturální deformity, zkrácené svaly a kontraktury, mají za následek zvýšení energetického výdeje v průběhu chůze u dítěte s DMO. Právě posouzení změny energetického výdeje je jednou z možností jak hodnotit efektivnost ortéz při chůzi klienta s DMO. Výdej energie může být měřen několika způsoby. Mezi nejčastější patří rychlost spotřeby kyslíku a Energy Expenditure Index (EEI). EEI hodnotí srdeční frekvenci v porovnání s rychlostí chůze (Uckun, Celik, Ucan, & Gokkaya, 2014).

Právě hodnocením EEI se zabývala studie z roku 2014. Porovnávala jednotlivé typy ortéz (SAFO, HAFO, GRAFO) a jejich vliv na energetický výdej při chůzi. Efekt byl hodnocen na 48 probandech, nejprve byly hodnoty naměřeny bez ortéz a poté s jejich použitím. Při použití všech typů ortéz v porovnání s chůzí na boso došlo ke snížení hodnot EEI. Přičemž nejvýrazněji sejevilo použití ortézy typu SAFO, konkrétně EEI bez ortézy = 0,38 úderů srdce/metr a s použitím ortézy EEI = 0,25 úderů srdce/metr (Uckun et al., 2014).

Studie zabývající se rychlostí spotřeby kyslíku při použití HAFO popisuje snížení příjmu kyslíku a snížení nákladů na ventilaci při aplikaci HAFO po dobu chůze. Konkrétně při rychlosti 3 km/h došlo ke snížení v průměru o 7% VO_2 (Maltais, Bar-Or, Galea, & Pierrynowski, 2001). Toto tvrzení potvrzuje také výzkum Buckon et al. (2004), kdy aplikace všech 3 ortéz (SAFO, HAFO, PLS) vedla ke snížení energetického výdeje při rychlé i libovolné rychlosti chůze. Taktéž dle Figueireda et al. (2008) na základě 4 publikovaných studií došlo ke snížení

energetického výdeje při použití HAFO, SAFO a PLS a potvrzuje tak, že užití ortézy snižuje nároky na výdej energie při chůzi dítěte s DMO.

4.7 Vliv ortéz na strukturální deformity

Nejčastější deformitou nohy popisovanou u dětí s DMO je pes equinus. Proto řada studií hodnotila možnost ovlivnění právě této deformity při použití AFO. Hlavním cílem při korekci pes equinus je prolongované protažení mm. gastrocnemii. A právě tady dochází k častým limitacím a problémům při hodnocení efektu AFO, jelikož lýtkový sval probíhá přes KOK, je korekce účinná pouze v případě je-li KOK možno převést do plné extenze. Ne všechny studie se touto problematikou zabývají a vzhledem k tomu, že často u spastických forem DMO kontraktury způsobují omezený ROM kloubů nohy, KOK a KYK jsou výzkumy nejednotné a nepřinášejí přesné a spolehlivé výsledky (Morris, 2002).

Právě tvrzení o nedostatečných důkazech v rámci EBM přináší práce z roku 2002, která uvádí, že důkazy o prevenci/korekci strukturálních deformit při použití AFO jsou nedostatečné. Je však důležité upozornit, že na základě analýzy chůze je dokázáno, že ortézy omezující pohyb v hlezenním kloubu, zejména pak SAFO, mají vliv na postavení kloubů nohy v průběhu stoje i chůze (Morris, 2002).

Další přehled literatury z roku 2006 taktéž uvádí a shoduje se s prací Morrise, že právě důkazy, které by prokazovaly korekci, či prevenci strukturálních deformit jsou nedostatečné. Avšak ortézy, které omezují pohyb v hlezenním kloubu, především SAFO, měly nejlepší výsledky v rámci hodnocení korekce deformity pes equinus (Autti-Rämö et al., 2006). Taktéž studie hodnotící ovlivnění pes equinus při použití KAFO neprokázala žádný efekt v rámci korekce této patologie (Maas et al., 2014).

I přesto, že důkazy nejsou zcela jasné, jsou ortézy na základě empirických poznatků nedílnou součástí při korekci strukturálních deformit. Je však zapotřebí dalších výzkumů, které v rámci EBM zhodnotí vliv AFO z hlediska této problematiky. Doposud je nedostatečně podloženou teorií, že ortézy omezující plantární flexi (SAFO, PLS) by mohly přispět při korekci pes equinus (Morris, 2002).

4.8 Vliv ortéz na svalovou aktivitu DKK

Díky spasticitě a porušené reciproční inhibici je nábor svalových jednotek při pohybu u dětí s DMO výrazně narušen. Ztráta selektivní kontroly vede k narušené kokontrakci svalových skupin a patologické svalové aktivitě. Právě použití ortéz by mohlo na základě změny vzájemného postavení kloubů nohy vést ke zlepšení aktivity jednotlivých svalových skupin DKK. Tato hypotéza byla podpořena výzkumem, ve kterém je uváděno snížení aktivity m. tibialis anterior v průběhu krokového cyklu při použití HAFO v porovnání s chůzí na bosu. Aktivita svalů byla snímána z paretické končetiny pomocí povrchové elektromyografie (EMG) (Romkes et al., 2006).

Navzdory tomu ale výzkum z roku 2005 neprokázal žádné změny aktivity svalů DKK při aplikaci ortéz. Žádná změna aktivity, při porovnání použití SAFO, HAFO a chůze bez ortéz, m. tibialis anterior, m. biceps femoris (caput longum), m. triceps surae a m. quadriceps femoris při použití ortéz zjištěna nebyla. Měření bylo taktéž prováděno pomocí povrchové (EMG) (Radtka et al., 2005).

V kontrastu s výše zmíněným výzkumem je systematický přehled z roku 2008, uvádějící na základě studie Lama a kolektivu z roku 2005, že použití SAFO a DAFO vedlo k nárůstu aktivity svalových skupin DK (m. triceps surae, m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris) v průběhu celého krokového cyklu (Figueiredo et al., 2008).

4.9 Vliv ortéz na funkční schopnosti

Ovlivněním funkčních schopností pomocí AFO se zabývala studie Buckona et al. (2014). Zabývala se koordinací a funkčností horních končetin (HKK), hodnocenými kritérii byly koordinace, rychlost a obratnost HKK dle testu BOTMP (z angl. Bruininks – Oseretsky Test of Motor Proficiency). Dále kvalitou hrubé motoriky dle měření GMPM (z angl. Gross Motor Performance Measure), hodnotícím stabilitu, koordinaci a přenos váhy. A v neposlední řadě také stojem, skákáním a během v rámci GMFM (z angl. Gross Motor Function Measure). V rámci testu PEDI (z angl. Pediatric Evaluation of Disability Inventory) byla posouzena schopnost funkčních dovedností v rámci ADL – chůze mezi místnostmi, samostatná chůze v délce 45 metrů, chůze po nerovném terénu a chůze do a ze schodů (Buckon et al., 2004).

- BOTMP

Užitím všech zkoumaných variant AFO (SAFO, HAFO, PLS) došlo u dětí se spastickou diparézou ke zlepšení koordinačních a funkčních schopností HKK, jako je například házení, chytání a odrážení míče (Buckon et al., 2004). Tyto výsledky také potvrzuje přehled literatury z roku 2008 (Figueiredo et al., 2008).

- GMPM a GMFM

Spolu se studií Evanse et al. (1994) nenachází studie Buckona et al. (2004) žádné průkazné zlepšení v rámci hodnocení kvality hrubé motoriky dle GMPM u dětí se spastickou diparézou. Avšak při hodnocení stoje, chůze, skákání a běhu dle GMFM došlo k signifikantnímu zlepšení při porovnání všech typů ortéz (SAFO, HAFO, PLS) oproti chůzi na boso. Rozdílné formy DMO hrály v hodnocení těchto parametrů významnou roli. Zatímco u probandů se spastickou diparézou došlo k úpravě pouze v rámci GMFM, u probandů s hemiparetickou formou došlo pouze k úpravě kvality hrubé motoriky – GMPM (stabilita, koordinace, přenos váhy). U hemiparetické formy navíc užití typů ortéz HAFO a PLS mělo na zkvalitnění hodnot kvality hrubé motoriky větší efekt, než použití SAFO (Buckon et al., 2004).

- PEDI

Také zde se na základě jednotlivých forem DMO výsledky lišily. U dětí se spastickou diparézou sice vedlo užití AFO k určitému zlepšení stability a efektivnosti pohybu. Tato úprava však nebyla dostačující pro zlepšení schopnosti zvládat chůzi na delší vzdálenost a chůzi do schodů,

ani zlepšení stability nevedlo k výraznému posunu v rámci chůze na nerovném terénu. Tyto závěry kontrastují s výsledky skupiny dětí se spastickou hemiparézou, kterým užití AFO povětšinou zlepšilo funkční schopnosti jako chůzi na delší vzdálenost, chůzi na nerovném povrchu a chůzi do a ze schodů (Buckon et al., 2004).

5 KAZUISTIKY

5.1 Kazuistika č. 1

5.1.1 Základní informace

Pohlaví: žena

Datum narození: 3/2005

Forma DMO: Kvadruspastická s pravostrannou prevalencí

Používaný typ ortézy: Ground reaction force orthosis (GRAFO) (Obrázek 14), viz. Speciální část - kapitola 4.4.2

Váha: 41kg

Výška: 144cm

5.1.2 Anamnéza

OA: DMO – kvadruspastická forma, 2012 – prolongace Achillovy šlachy bilaterálně, 10/2015 aplikace botulotoxinu – bez efektu, 10/2016 – prolongace hamstringů bilaterálně, 10/2016 artrodéza hlezenního kloubu, používá mechanický a elektrický vozík,

FA: ø

SA: bydlí s rodiči v bezbariérovém rodinném domě, dochází do základní školy s taktéž bezbariérovou úpravou

5.1.3 Vyšetření bez ortéz

Vyšetření bylo provedeno dne 20.3.2017 ve Frýdku-Místku v ambulanci Fyzio Beskyd.

Vleže na zádech schopna sebeobsluhy a mobility. Zvládne přetáčení. Dostane se sama do polohy na čtyřech. Posazení zvládá s dopomocí, v sedu je pak stabilní. Rozsahy pohybu na DKK výrazně omezeny flekčními kontrakturami flexorů KYK. Po prolongaci hamstringů možno dosáhnout plné extenze v KOK, převládá však semiflekční držení. Hlezenní kloub je možno uvést do středního postavení tj. 90° mezi nohou a bérce a z této pozice dosáhnout plantární flexe 20°, dorzální flexe z tohoto postavení není možná, což je způsobeno artrodézou hlezna. Klientka je

schopna přemístit se z lehátka do stoje, kde je však nutná opora o HKK. Ve stoji převládá flekční držení KYK a je patrný tzv. skrčenecký postoj (Obrázek č. 15). Ve stoji si stěžuje na bolest hlezenních kloubů a připadá si nestabilní. Na trupu patrné skoliotické držení a celkový hypotonus. Hlava v předsunutém držení. V neurologickém nálezu převládá spasticita s pravostrannou dominancí, kdy pro PHK a PDK dle Ashwortovy modifikované škály 3 pro LHK a LDK dle Ashwortovy modifikované škály 1+. Na HKK i DKK výrazná hyperreflexie s rozšířenou zónou výbavnosti. Spastické jevy na DKK pozitivní bilaterálně – vyšetřen Babinsky (patrný příznak vějíře), Rossolimo. Spastické jevy na HKK pozitivní bilaterálně – vyšetřen Juster (patrná addukce palce). Na ploskách nohou hypersenzitivita.

Z funkčního hlediska míra spasticity, šlacho - svalové kontraktury a svalová slabost klientce znemožňují samostatnou bipedální lokomoci v sagitální rovině, ke zlepšení nedochází ani při použití opěrných pomůcek. Samostatného stoje je schopna pouze s oporou o HKK a to po dobu přibližně 20 vteřin, poté pro bolest v hlezenních kloubech musí do sedu. Lokomoce ve vertikále je schopna pouze s přidržením se o lehátko, žebřiny, případně druhou osobu a pohybuje se pouze v rovině frontální, pro bolest hlezenních kloubů a instabilitu však neschopna delší vzdálenosti. Chůzi do a ze schodů nezvládne ani s maximální dopomocí. Pro pohyb používá mechanický a elektrický vozík. Z vozíku je schopna přesunů na toaletu, postel, křeslo, při přesunech však uvádí obavu z pádů.

5.1.4 Vyšetření s ortézami

Časově-prostorové parametry chůze nebyly z důvodu neschopnosti samostatné bipedální lokomoce hodnoceny. Ve stoji je patrná úprava celkové postury, již není patrný skrčenecký postoj, bylo dosaženo plné extenze v KOK, došlo ke zmírnění flekčního držení KYK, orientačně o 20° a úpravě opory o DKK (Obrázek 16). Je však nutná neustálá opora o HKK. Klientka je stabilnější, bolest neudává a ve stoji s přidržením o HKK vydrží přes 2 minuty, limitací již není bolest ale slabost DKK. Z hlediska samostatné lokomoce je schopna pohybu ve frontální rovině s přidržením se HKK na vzdálenost, kterou ji dovolí síla DKK. Chůzi do a ze schodů nezvládne ani s maximální dopomocí. Přesuny z a na vozík zvládá podstatně lépe, již nemá strach z pádů a na DKK si připadá stabilní.

5.1.5 Závěr

Užití ortéz vedlo k výraznému zlepšení stoje a zlepšení postavení KYK a KOK, dovolilo klientce stát s přidržením se o HKK bez bolestí hlezenních kloubů a stoj byl subjektivně výrazně stabilnější. Z hlediska participace v ADL je klientka schopna lépe zvládat přesuny z a na vozík, kdy nepotřebuje tak výraznou dopomoc. Užití ortéz však nevedlo k umožnění samostatné bipedální lokomoce v sagitální rovině ani k samostatnému stoji bez opory HKK.



Obrázek 14. Ortéza klient č. 1 (archiv autora)



Obrázek 15. Stoj bez ortéz 1 (archiv autora)



Obrázek 16. Stoj s ortézami 1 (archiv autora)

5.2 Kazuistika č. 2

5.2.1 Základní informace

Pohlaví: žena

Datum narození: 2/2009

Forma DMO: Kvadruspastická

Používaný typ ortézy: DAFO (Obrázek 17)

Váha: 23kg

Výška: 125cm

5.2.2 Anamnéza

OA: DMO – kvadruspastická forma, 2016 – 2x aplikace botulotoxinu – zlepšení stavu po dobu 3 měsíců, 2/2017 provedena fasciotomie metodou Ulzibat (metoda postupné fibrotomie, odstraňuje lokální svalové kontraktury speciálním skalpelem v narkóze nebo lokální anestézii)

FA: na noc Baclofen 10 mg

SA: bydlí s rodiči v rodinném domě, dochází do 1. třídy základní školy

5.2.3 Vyšetření bez ortéz

Vyšetření bylo provedeno dne 20.3.2017 ve Frýdku-Místku v ambulanci Fyzio Beskyd.

Vleže schopna plné mobility, zvládne se přetočit a pomocí plazení se dokáže pohybovat v prostoru. S dopomocí se dostane na čtyři. ROM DKK po fasciotomii dostačující pro aktivity v ADL. Orientačně: KYK – 90° FL, 0° EX. KOK – FL – 110°. Hlezenní kloub – DFL 20°, PFL 10°. Do stoje se dostane s dopomocí, ve stoji nestabilní, patrná hyperextenze levého KOK. Na HKK ve stoji patrné semiflekční držení. Na trupu převládá hypotonus. V neurologickém nálezu patrná spasticita, kdy DKK dle Ashworthovy modifikované škály – 2 bilaterálně a na PHK dle Ashworthovy modifikované škály 2, na LHK dle Ashworthovy modifikované škály 1. Patrná hyperreflexie na DKK s rozšířenou zónou výbavnosti. Na HKK hyperreflexie s rozšířenou zónou výbavnosti. Spastické jevy na DKK – Babinsky pozitivní (příznak vějíře), na HKK Juster (addukce palce).

Posadí se s dopomocí do tureckého sedu a v sedu je stabilní, ale nutná fixace o HKK. V sedu na válci stabilní, ale patrná semiflexe HKK (Obrázek 18). Stoj s oporou o HKK stabilní (Obrázek 20), schopna bipedální lokomoce v sagitální rovině, ale s výraznou dopomocí druhé osoby. Při chůzi patrné zamykání levého KOK, krok PDK výrazně kratší oproti LDK. Pro přesuny používá mechanický vozík. Přesuny na vozík a z vozíku pouze s maximální dopomocí. Chůzi do a ze schodů nezvládá ani s maximální dopomocí.

Orientační hodnocení prostorově-časových parametrů bylo hodnoceno na vzdálenost 5 metrů. Chůze byla nutná s dopomocí druhé osoby.

Délka kroku a krokového cyklu: Z důvodu nepřesného měření, nebyly zjištěny přesné hodnoty. Aspekčním hodnocením však byl patrný delší krok LDK oproti PDK. PDK byla přikládána k LDK a nebylo patrné její přesáhnutí přes špičku levé nohy.

Rychlost: 0,023m/s

Kadence: 55 kroků/ 5 metrů

5.2.4 Vyšetření s ortézami

Sed byl hodnocen na rehabilitačním válci. V sedu stabilní, snížený tonus na HKK, již není patrné semiflekční držení. Stoj s mírnou oporou stabilní. Ve stoji nedochází k zamykání LKOK.

Chůze stabilnější, ale s dopomocí druhé osoby. Nedochází k zamykání LKOK, krok PDK nadále kratší oproti LDK. Přesuny na vozík nadále s dopomocí. Chůzi do a se schodů nezvládá.

Orientační hodnocení prostorově-časových parametrů bylo hodnoceno na vzdálenost 5 metrů. Chůze byla nutná s dopomocí druhé osoby.

Délka kroku a krokového cyklu: Aspekčně došlo k prodloužení parametrů zhruba o polovinu oproti chůzi bez ortéz. PDK již byla schopna přesáhnout špičku levé nohy.

Rychlost: 0,033m/s

Kadence: 40 kroků/ 5 metrů

5.2.5 Závěr

Při použití ortéz došlo k úpravě celkové postury. V sedu na válci došlo k úpravě stability (Obrázek 19). Již nebylo patrné přepadávání ventrálním směrem, vymizelo semiflekční držení HKK. Došlo ke stabilnějšímu stoji (Obrázek 21). Chůze byla zrychlena, došlo k prodloužení kroku, zvýšení rychlosti a snížení hodnoty kadence.



Obrázek 17. Ortéza klient č. 2 (archiv autora)



Obrázek 18. Sed bez ortéz (archiv autora)



Obrázek 19. Sed s ortézami (archiv autora)



Obrázek 20. Stoj bez ortéz (archiv autora)



Obrázek 21. Stoj s ortézami (archiv autora)

6 DISKUZE

6.1 Teoretická a speciální část

DMO je neprogresivní neurologické onemocnění. V dnešní době, bohužel, s neustále vzrůstající prevalencí. Ta může být, paradoxně, dána neustále se zlepšujícími možnostmi medicíny, které dovolují záchranu i velice rizikových novorozenců. V návaznosti na to pak přežívají děti, jejichž CNS byla poškozena nebo nedokonale vyvinuta, což může vyústit k rozvoji DMO. Důležitým a mnohdy stěžejním faktorem v rámci rehabilitace, je schopnost rozpoznat, zdali se u dítěte toto postižení rozvine či nikoli. Velkou měrou se na diagnostice a následné terapii dětí s DMO podílel prof. Vojta. Toto onemocnění je sice neprogresivní, neznámá však, že je v čase neměnné, zhoršování spasticity, následný vznik kontraktur a poškození motorických funkcí mají za následek neustále se zhoršující schopnost samostatné mobility, participace v rámci ADL a následný vznik strukturálních deformit. Zlepšení lokomočních funkcí a předcházení vzniku sekundárních deformit je stěžejním cílem u rehabilitace DMO. Mezi nejčastější intervence patří především Vojtova metoda reflexní lokomoce (Vojta, 1993), Bobath koncept (Labaf, 2015) a chirurgické zákroky, jako je prolongace vazivových struktur a aplikace botulotoxinu. Další podpůrnou terapií, která může pomoci při zlepšení participace v ADL a předcházet vzniku sekundárních změn je právě ortézování. Nejčastějším cílem je zlepšení mobility a prevence rozvoje strukturálních deformit nohou. V dnešní době se hlavně u spastických forem DMO užívá ortézy typu AFO, méně pak typu KAFO. Kolář (2012) také uvádí ortézu Hip knee-ankle-foot orthosis (HKAFO), její užití je však velice řídké, a proto v této práci nebylo zmíněno. Cílem bylo poskytnout ucelený přehled nejčastěji používaných typů ortéz a poskytnutí literárních důkazů o jejich působení, následně by mohla tato práce sloužit jako přehled účinků a typů jednotlivých ortéz DKK, které mohou být dětským fyzioterapeutem využity v praxi a částečně tak pomoci při výběru správné a tím i efektivní ortézy.

Nabízí se však otázka, jak poznat, zdali ortéza přináší kýžený efekt či nikoli. Dle Novachecka (2009) je důležité určit hlavní cíl, kterého má být při aplikaci ortézy u dítěte s DMO dosaženo. Pokud bude primárním cílem ovlivnění strukturálních změn, bude typ a doba aplikace jednoznačně odlišná od ortézy, která primárně vede k ovlivnění chůze a stoje. Ortéza by měla fungovat na principu biomechanickém a neurofyziologickém. Aby tento efekt mohl být uplatněn je nutná individuální a přesná výroba ortézy, což však nebývá často dodrženo a požadovaného vlivu nebývá dosaženo, ortéza pak způsobuje dyskomfort a bolest. Je také velice důležité, aby fyzioterapeut dokázal sdělit své požadavky výrobcům ortézy a mohl tak být splněn základní požadavek její

funkce. Dle Owen (2005) je také důležité, aby ortéza byla doplněna vhodnou obuví, což potvrzují také zkušenosti dětských terapeutů Veroniky Kristkové a Tomáše Zemánka jejichž kurzu „Noha dítěte s DMO“ se autor zúčastnil. Aby tedy ortéza přinesla žádaný efekt, je základem jasné stanovení cíle, kterého má být při aplikaci ortézy dosaženo, individuální a unikátní zhotovení, vhodná doplňující obuv a - nesmírně důležitá - následná kinezioterapie.

Mezi nejčastěji používané a zkoumané ortézy v rámci Evidence Based Medicine (EBM) patří AFO, konkrétně pak SAFO, HAFO, PLS, SMO a DAFO. Častá absence ortéz GRAFO a KAFO napříč všemi uváděnými studiemi je pravděpodobně dána nepříliš hojným využitím těchto typů ortéz. Pro doplnění možného vlivu ortézy GRAFO byl v případě kazuistiky vybrán klient používající tento typ a pro porovnání s výsledky uváděných studií také klient používající typ DAFO. Nejčastěji bývá efekt ortéz posuzován v rámci dětí se spastickou diparézou a hemiparézou. Cerebelární a dyskinetické formy hodnoceny nebyly ani v jednom případě všech zmíněných vědeckých prací.

Rozdílné typy AFO, jiné doby aplikace, nestejný klinický obraz dítěte s DMO, různé druhy způsobu kinezioterapie a v neposlední řadě také nestejně algoritmy výběru správné ortézy vedou k problémům při objektivním hodnocení efektivnosti ortéz dle EBM (Novacheck, 2009). Na základě této práce se při rešerši jednotlivých vědeckých článků ukazuje, že nejvýznamnější vliv mají ortézy na kinematiku kloubů nohy a především pak kloubu hlezenního a dále pak na prostorově - časové parametry chůze. Tato zjištění jsou dána také tím, že tyto dva parametry byly nejčastějším předmětem jednotlivých výzkumů.

Samotné použití jakéhokoliv typu AFO vede ke změně kinematiky kloubů nohy a kloubu hlezenního (Novacheck et al., 2009). Je však otázkou, jestli tyto změny mají pozitivní vliv na projev chůze. Práce Buckona et al. (2004), Radtky et al. (2005) a Figueireda et al. (2008) změny kinematiky potvrzují. Dle Buckona et al. (2004) došlo ke zvýšení dorzální flexe u všech typů zkoumaných ortéz, při užití HAFO o 19°, PLS o 15°. Zároveň uvádí, že ortézy typu HAFO dovolily větší rozsah pohybu hlezenního kloubu do dorzální flexe, než ortézy typu SAFO a tento fakt potvrzuje také studie Radtky et al. (2005) a Liu et al. (2014). Tyto výsledky však byly očekávány, vzhledem k tomu, že ortéza typu HAFO umožňuje pohyby v hlezenním kloubu zatímco SAFO nikoliv. Následným zvýšením rozsahu dorzální flexe, lépe řečeno umožnění posunu tibie ventrálním směrem, vede ke zlepšení opory DK v průběhu stojné fáze kroku. Dle výsledků studie Liu et al. (2014) je dále zřejmé, že použití SAFO, HAFO i SMO vedlo k omezení pohybu v I. MTP kloubu nohy v průběhu konečné, odrazové fáze kroku, nejvýrazněji u HAFO (v průměru o 9,95°) a SMO

(v průměru o 12,25°). Omezený ROM v oblasti I. MTP však vede ke zhoršení odrazu jako takového. Očekávali bychom tedy promítnutí tohoto faktu do celkového projevu chůze, autoři se však tímto jevem nezabývali a není tedy jasné, jestli zjištěný parametr vedl ke zhoršení projevu krokového cyklu, nebo zdali jsou tyto hodnoty zanedbatelné a ke zhoršení odrazu docházet nebude.

Opačný případ nastal u flexe plantární, kdy na základě útlumu plantárních flexorů došlo k jejímu omezení, na čemž se Buckon et al. (2004) i Radtka et al. (2005) shodují. Schopnost plantární flexe je důležitá především při odrazové fázi kroku a tudíž by její omezení mělo vést ke zhoršení projevu chůze. Navzdory tomuto zjištění však hodnoty délky kroku a krokového cyklu byly oproti chůzi na boso zlepšeny – tato tvrzení budou podrobněji rozebrána později. Ukazuje se tedy, že i relativně negativní vliv ortézy, ve smyslu omezení pohybu do plantární flexe, má pozitivní vliv na celý krokový cyklus. To může být vysvětleno samotným charakterem chůze u dětí se spastickou formou DMO, spasticita m. gastrocnemius vede k omezení rozsahu dorzální flexe nohy a znemožnění aktivní plantární flexe užívané hlavně při odrazové fázi kroku. Při samotné chůzi tak často dochází k našlapování přes špičku, není umožněno ventrálnímu posunu tibie a dochází k zamykání kolene. Při aplikaci AFO je pak na základě zmenšeného úhlu v hlezenním kloubu a většího posunu tibie směrem ventrálním vyvolána reakční síla podložky směřující směrem vertikálním, která se uplatní při odrazové fázi kroku. Samotné omezení, už tak omezené aktivní plantární flexe, tedy nevede ke zhoršení odrazu, ale je důležitým efektem při aplikaci AFO.

Problémem však zůstává hodnocení změn kinematiky proximálních kloubů DKK, kdy žádné signifikantní změny zaznamenány nebyly a z tohoto důvodu se v prezentovaných výsledcích setkáváme s tvrzením, že ortézy nemají žádný vliv na proximální klouby DKK. Novacheck (2009), Radtka et al. (2005), Buckon et al. (2004) i Ries et al. (2015) však potvrzují, že KOK, KYK i pánev jsou v průběhu chůze s ortézami ovlivněny a tyto, byť nepatrné změny, Buckon et al. (2004) uvádí statistickou významnost $p \leq (0,008)$, vedou k pozitivnímu vlivu v celkovém projevu chůze. Jedná se však o změny dle EBM neprůkazné. Největší hodnotu tohoto tvrzení má především práce Riese et al. (2015) hodnotící celkem 378 probandů. Proč však nedochází k průkaznému ovlivnění proximálních kloubních spojení, když při změně opory DKK by mělo dojít také k sekundárnímu efektu v proximálních segmentech celého těla? Pokud má ortéza vyvolat změny v oblasti KOK, KYK a pánve, je zapotřebí, aby bylo dítě na ortézu zvyklé, což však v případě Radtky et al. (2005), Buckona et al. (2004) i Riese et al. (2015), dodrženo bylo, doba užití se pohybovala od 3 do 12 měsíců. Také se zde promítají způsoby měření, volní schopnosti dítěte, doba užití ortézy aj. Na druhou stranu je však důležité si připustit, že míra poškození CNS může být změnou tak

významnou, že ani aplikace ortézy nedokáže změnit zažitý motorický program a k ovlivnění proximálních kloubů docházet nebude. Použití ortéz ve všech případech nezasáhne do funkčnosti KOK, KYK a pánve, není tomu tak ale vždy a bylo by nesprávné tyto výsledky vztahovat na všechny klienty.

Prostorově - časové parametry chůze patřily mezi nejčastěji zkoumané parametry v rámci jednotlivých případů. Všechny studie uvedené v této práci se zabývali hodnocením HAFO, SAFO, PLS, jedna (Figueiredo et al., 2008) uváděla také ortézu DAFO. Ukazuje se, že nejvýznamněji byla ovlivněna délka kroku a krokového cyklu, což potvrzují všechny uvedené studie. Tento parametr byl ve všech případech při použití AFO prodloužen. To koreluje se zjištěním zvýšené dorzální flexe v průběhu stojné fáze kroku a potvrzuje, že pokud dojde ke zkrácení opory DK, může být také délka kroku delší, rychlost vyšší a hodnota kadence nižší, což potvrzují výzkumy Buckona et al. (2004), Romkese (2006), Hayeka (2007) a Figueireda et al. (2008). Navíc Riese et al. (2015) uvádí, že pouze změna délky kroku a krokového cyklu je klinicky přínosná a v terapii prakticky využitelná.

Radtko et al. (2005), Riese et al. (2015) a Hayek (2007) nezaznamenali změnu hodnot kadence. Opět se však pouze jedná o statisticky bezvýznamné hodnoty. Například v případě Radtky et al. (2005) došlo ke snížení o 5 kroků za minutu. Obecně však platí, že pokud dojde k prodloužení kroku, musí docházet také ke snížení hodnot kadence. Pouze studie Pauka et al. (2016) uvádí, že navzdory tomu, že došlo k prodloužení kroku i krokového cyklu, byla hodnota kadence zvýšena. V návaznosti na těchto údajích pak ale také došlo k výraznému navýšení rychlosti chůze – o 0,16 m/s. V této studii, bohužel, nebylo definováno, o jaké typy ortéz se jednalo.

Právě hodnocení rychlosti chůze není v rámci jednotlivých, hodnocených studií totožné. U všech případů docházelo k alespoň částečnému navýšení rychlosti, pouze v práci Buckona et al. (2004) je publikováno, že při užití HAFO došlo v porovnání s ostatními typy ortéz (SAFO, PLS) ke snížení rychlosti o 0,10 m/s při porovnání s chůzí na boso, zároveň však došlo při použití tohoto typu také k největšímu snížení hodnoty kadence (- 24 kroků/ min), a proto byla pravděpodobně rychlost snížena. Parametr rychlosti může napomoci při hodnocení efektivnosti chůze. Pokud ortéza dovolí klientovi při stejném úsilí dojít za stejnou dobu delší vzdálenost, je tento efekt přínosný. U diparetického a hemiparetického typu DMO dochází k rozdílným hodnotám rychlosti a je tedy důležité posuzovat tento parametr v rámci jednotlivých typů tohoto onemocnění.

Jednotlivé prostorově - časové parametry a jejich ovlivnění v rámci užití AFO nejsou závislé pouze na typu ortéz, ale také na volních vlastnostech testovaných klientů, míře motorického deficitu a již několikrát zmíněné – formy DMO. Například výzkumy Romkese a Brunnera (2002) a (2006) se zabývaly pouze skupinou dětí s hemiparetickou formou DMO, kdežto Radtka et al. (2005) pouze formou diparetickou. Je tedy velice náročné posuzovat jednotlivé výsledky mezi sebou a hodnotit tak efektivnost AFO. Na základě této rešerše je však průkazné, že hodnota délky kroku a krokového cyklu byla při použití AFO významně ovlivněna u obou typů spastických forem DMO a následně vedla ke zlepšení projevu chůze.

Dalším cílem, kterého by při aplikaci AFO mělo být dosaženo, je snížení energetické náročnosti chůze. Ne všechny děti s DMO jsou však schopny samostatné bipedální lokomoce a bylo by tedy zajímavé hodnotit také změny z hlediska energetické náročnosti stoje, žádná ze zkoumaných studií se však tímto parametrem nezabývala. Výzkum Uckun et al. (2014) hodnotil změnu hodnot výdeje energie při použití ortéz po dobu chůze v porovnání s chůzí na boso. Nevýznamněji byly hodnoty sníženy při použití typu SAFO, v průměru o 0,13 úderů srdce/metr. Tento údaj se zdá být zanedbatelný, ale pokud by byla hodnocena chůze na vzdálenost 100 metrů, došlo by v průměru o snížení 13 úderů srdce/100 metrů, což může vést k podstatnému snížení energetické náročnosti chůze. Dále se dle Uckuna et al. (2014) použití polyetylenových materiálů jeví jako vhodnější oproti užití kovových slitin při výrobě ortéz, což je dáno především snížení celkové váhy ortézy. Bylo by zajímavé hodnotit, jaký vliv by mělo využití karbonových vláken a zdali by jejich užití vedlo k lepším výsledkům z hlediska EEI nežli u polyetylenových materiálů. Zároveň tato studie potvrzuje názory Novachecka et al. (2009), které nepodporují užití KAFO ortézy, Uckun et al. (2014) publikoval, že jejím užitím došlo k nárůstu energetické náročnosti a to v průměru o 1,99 TF/metr. Ostatní studie – Maltais et al. (2001), Buckon et al. (2004) a Figueiredo et al. (2008) se shodovaly, že použitím AFO došlo ke snížení hodnot výdeje energie.

V rámci vlivu na strukturální deformity nebyl efekt jednoznačně prokázán. Důležité a v kontraindikacích zmíněné je, aby noha dítěte šla uvést do neutrálního postavení a aby kontraktura m. gastrocnemiusu neznemožňovala flexi dorzální. Studie Morrise et al. (2002) i Autti-Rämö et al. (2006) se shodují, že ačkoliv není průkazné, že by ortézy mohly zmírnit projev sekundárních změn, je ortéza SAFO nejlepší možnou volbou v rámci řešení této problematiky. Což je dáno především rigidností tohoto typu, kdy žádné pohyby v hlezenním kloubu nejsou dovoleny a v případě pes equinus dochází k neustálému prolongovanému strečinku m. gastrocnemiusu v aktivních i pasivních polohách nohy. Ortézy však fungují především jako

podpůrná metoda při korekci strukturální deformity, první a primární volbou je v dnešní době chirurgické řešení, na které je následně navázáno aplikací ortézy, která výsledky operace násobí.

Výzkum Romkese a Brunnera (2006), hodnotící skupinu dětí se spastickou hemiparézou při použití HAFO, prokázal změnu v míře aktivity jednotlivých svalů postižené DK. Nejvíce pak m. tibialis anterior, kdy se útlum jeho aktivity pohyboval v rozmezí 36,1 – 20,6% v průběhu počáteční, stojné fáze krokového cyklu a útlum o 57,3 – 20,2 % svalové aktivity v průběhu fáze švihové. Také ostatní svaly po dobu celého krokového cyklu (m. quadriceps femoris, m. biceps femoris a m. semitendinosus) vykazovaly menší ale signifikantní útlum své aktivity. Vzhledem k tomu, že hlavní funkcí m. tibialis anterior je dorzální flexe hlezenního kloubu, je na základě útlumu jeho aktivity patrné, že požadavek na aktivní kontrolu dorzální flexe v průběhu stojné i švihové fáze kroku nebyl tak velký a tím aplikace ortézy vedla k usnadnění a zkvalitnění tohoto pohybu, který vede ke zlepšení projevu chůze, usnadnění stojné fáze kroku a zlepšení fáze švihové ve smyslu zabránění zakopávání o špičku (Romkes & Brunner, 2006). V kontrastu s tímto tvrzením vystupují výsledky Radtky et al. (2005), které změny aktivit svalů DKK u dětí se spastickou diparézou nezaznamenaly. V tomto případě se však jednalo o timing jednotlivých svalů a ne o redukci jejich aktivity. Změny z hlediska timingu prokázány nebyly, nelze je však porovnávat se studií Romkese a Brunnera (2006).

Jak je již patrné z výše zmíněných výsledků, aplikace ortézy vede k prodloužení délky kroku, krokového cyklu a zlepšení opory nohy v průběhu chůze a stoje. Tyto závěry potvrzují teorie Gage z roku 1991, který ve své publikaci zveřejnil, že užitím ortéz dojde ke zvětšení opěrné báze stoje a tím ke zlepšení stability. Díky tomuto je dítě poté schopné lépe reagovat a pracovat s HKK, což potvrzují výsledky hodnocení koordinace a práce HKK hodnocené dle BOTMP, kdy došlo ke zlepšení funkčních a koordinačních schopností HKK (Buckon et al., 2004). Hodnocení GMFM a GMPM bylo závislé na typu DMO. U hemiparetické formy došlo ke zlepšení GMPM, avšak u dětí s diparézou parametrů GMFM. Tato zjištění jsou dána klinickým projevem jednotlivých klinických forem DMO. U dětí se spastickou hemiparézou vedla aplikace ortézy ke zlepšení opory DK a na to navazující zlepšení stability, koordinace a přenosu váhy. Tato zlepšení u dětí se spastickou diparézou nepřinesla požadovaný efekt v rámci GMPM, což také potvrzují testy PEDI, kdy zlepšení motorických funkcí nebylo dostačující pro zlepšení chůze do/ze schodů a chůzi po nerovném terénu. Závěry potvrzující rozdílné funkční schopnosti u dětí s diparetickou a hemiparetickou formou DMO jen potvrzují názor mnoha autorů, že při konfiguraci a aplikaci ortéz je zapotřebí důkladně zhodnotit funkční schopnosti dítěte a odlišovat jednotlivé formy DMO.

Nelze tedy říct, že u každého jedince bude ortéza vykazovat stejné zlepšení v rámci funkčních aktivit.

6.2 Kazuistiky

Klientka č. 1 používá ortézy typu GRAFO, které v rámci hodnocení jednotlivých studií nebyly zmíněny. Ortézy byly vyrobeny individuálně za použití sádrových odlitků. Bez ortézy nebyla schopna dlouhodobého a stabilního stoje, což je patrně dáno slabostí DKK, bolestivostí hlezenních kloubů a hypersenzitivitou plosek nohou. Aplikací ortézy došlo k očividné úpravě celkové postury. V rámci hlezenních kloubů nemohlo být zhodnoceno zvýšení, či snížení dorzální flexe, jelikož díky provedené artrodéze hlezenního kloubu byl ROM výrazně omezen a dorzální flexe byla ze středního postavení nedosažitelná. Byl však patrný vliv na postavení KOK a KYK, což potvrzuje názor Novachecka et al. (2009), že při použití ortéz dochází k ovlivnění proximálních kloubů DKK. V případě KOK došlo oproti stoji bez ortéz k dosažení plné extenze a v případě KYK ke zmenšení flekčního postavení orientačně o 20°. Jednotlivé hodnocené studie se nezabývaly změněným ROM v průběhu stoje, a proto je toto zjištění neporovnatelné. Celkově došlo k napřimení trupu, stoj byl stabilní a nevyvolával bolest hlezenních kloubů. Výrazně se také snížila hypersenzitivita plosek nohou, což může vést k názoru, že aplikace ortézy může také výrazně ovlivňovat změnu aferentních signálů z periferie. Vzhledem k tomu, že klientka nebyla schopna samostatné bipedální lokomoce, bylo znemožněno hodnotit prostorově-časové parametry. Nicméně při chůzi ve frontální rovině okolo lehátka došlo k výraznému zlepšení, což bylo dáno zejména zlepšením oporou DKK a potvrzují se tak výsledky Buckona et al. (2004), Radtky et al. (2005) a Novachecka et al. (2009), že použitím ortézy dojde ke zlepšení opory DKK, což vede ke zlepšení celkové stability stoje. V porovnání s jednotlivými výzkumy tedy došlo k potvrzení, že při aplikaci ortézy byla patrná změna postavení KOK a KYK a tím došlo k ovlivnění celkové postury, stoj byl stabilnější a participace v rámci ADL byla zlepšena. Po rozhovoru s rodinou klientky a klientkou samotnou je patrné, že aplikací ortéz došlo k výraznému zlepšení jednotlivých funkčních schopností jako je stoj a přesuny z vozíku a na vozík. Klientka se při použití ortéz cítí jistější a nemá strach z pádů. V nynější době si vertikalizaci bez ortéz nedovede představit.

V rámci hodnocení klientky č. 2 bylo stěžejní hodnocení sedu, stoje a chůze bez a za použití ortéz. Při hodnocení sedu došlo k patrné úpravě držení HKK, což je dáno především zlepšenou oporou o DKK. Tím, že díky ortéze byla umožněna lepší opora, nemusely HKK fixovat postavení trupu, dále neměl trup tendenci přepadávat směrem ventrálním a bylo dovoleno napřimení páteře. Ve stoji došlo k patrné úpravě celkové stability. Při hodnocení prostorově-časových parametrů

nedošlo k přesnému zhodnocení délky kroku a krokového cyklu. Orientačně však došlo k prodloužení obou parametrů, dále došlo ke zvýšení rychlosti o 0,01 m/s a snížení hodnot kadence o 15 kroků/5metrů. Potvrdily se tak závěry studií Buckona et al. (2004), Romkese (2006), Hayeka (2007) a Figueireda et al. (2008), Novachecka et al. (2009), Riese et al. (2015), které uváděly prodloužení délky kroku a krokového cyklu, snížení hodnot kadence a zvýšení rychlosti chůze.

7 ZÁVĚR

I když tato práce neporovnává všechny výzkumy, které se touto problematikou zabývají, je ale patrné, že ortézy typu AFO mají v rámci rehabilitace DMO své opodstatněné místo a jejich aplikace je při terapii přínosná. Což také potvrzují jednotlivé případové studie. Nejvýznamněji dochází k prodloužení délky kroku, krokového cyklu a změnám kinematiky kloubu hlezenního. Vztah k ovlivnění strukturálních deformit nebyl jednoznačně prokázán, ale užití ortézy typu SAFO se jeví jako nejlepší volba v rámci této problematiky. Ovlivnění funkčních schopností se pak lišilo v závislosti na formě DMO. Dále z jednotlivých studií vyplývá, že nejdůležitějším faktorem, který v hlavní míře přispívá k tomu, aby ortézování DKK mělo pozitivní efekt, je důkladné a podrobné vyšetření, stanovení hlavního problému a individuální, přesné provedení ortézy. Je tedy zřejmé, že správnou volbou ortézy můžeme u dítěte zmírnit negativní projevy DMO a zlepšit kvalitu jeho lokomoce, nebo alespoň zmírnit patologické sekundární změny kloubů DKK. Ortézy jako takové však nedokážou zlepšit funkci, či vést k zabránění vzniku sekundárních změn. Nesmírně důležitá je následná a především vhodně zvolená rehabilitace a ortézy v tomto směru mohou její výsledky znásobit a především prodloužit její efekt z časového hlediska.

8 SOUHRN

DMO se řadí mezi trvalé, neprogresivní onemocnění vznikající v období vývoje CNS před, po, nebo během narození dítěte. Je manifestováno poruchou motorických funkcí a rozvojem sekundárních, muskuloskeletálních změn. Mezi nejčastější formy patří spastická diparéza a hemiparéza. V popředí volených rehabilitačních postupů patří především Vojtova metoda reflexní lokomoce a Bobath koncept. Primárním cílem je zlepšení funkčních schopností jako je chůze, stoj, sebeobsluha a bránění vzniku, rozvoji strukturálních deformit.

Jednou z možností, která může pomoci v rámci komplexní rehabilitace klientů s DMO je použití ortéz. Jedná se především o ortézy DKK. Jejich primárním cílem je zlepšení kinematiky hlezenního kloubu, ovlivnění chůze a bránění vzniku muskuloskeletálních změn nohy. Problémem však zůstává hodnocení jejich efektivity v rámci EBM. Důvodem je především nestejný klinický obraz DMO, různé typy používaných ortéz a v neposlední řadě také odlišné druhy následné kinezioterapie. Ortézy DKK se dělí na dva základní typy AFO a KAFO, kdy první z nich končí pod úrovní KOK a druhá nad ním. Dále se ortézy typu AFO dělí na ty, které omezují pohyb v hlezenním kloubu a na ty, které ho do určité míry umožňují. Ortézy jsou poté vybírány podle toho, jaký cíl je u dítěte v rámci dlouhodobého rehabilitačního plánu cílem primárním.

Ukazuje se, že ortézy typu AFO, které umožňují částečný pohyb v hlezenním kloubu, především pak typy HAFO a PLS nejvýrazněji ovlivňují kinematiku kloubů DKK a mají nejvýznamnější efekt při ovlivnění chůze. V rámci chůze dochází k signifikantnímu prodloužení kroku a krokového cyklu, navýšení rychlosti a snížení energetického výdeje. Naopak ortézy typu SAFO, tj. ortéza neumožňující pohyb v hlezenním kloubu, se jeví jako nejlepší v rámci prevence vzniku sekundárních změn, tento efekt však na základě EBM prokázán nebyl. Správně zvolená a vhodně používaná ortéza může přispět k úspěšné rehabilitaci dětí s DMO a zlepšovat tak kvalitu jejich života.

Na základě případových studií došlo ke zlepšení stability v průběhu stoje. Nejvýrazněji však užití ortéz vedlo ke zlepšení v rámci celkové kvality života uváděných klientů. Především pak snížením bolestivosti a zvýšenou schopností samostatné participace v rámci ADL.

9 SUMMARY

Cerebral palsy (CP) is a permanent, non-progressive disorder that occurs during the central nervous system development before, during or after the birth. Symptoms include motor impairments and secondary musculoskeletal changes. The most common forms represent the spastic diparesis and hemiparesis. The Vojta's method and the Bobath concept stand out as the most widely applied rehabilitation therapies. The primary goal is to improve functional skills, like walking, standing and self-care, and prevent the development of structural deformities.

Orthoses, especially lower limb orthoses, represent one of the options that can help clients with CP as a part of the complex rehabilitation treatment. The primary goal of lower limb orthoses is the improvement of ankle joint movement, the positive impact on the gait and the prevention of musculoskeletal changes in the lower limb. The evaluation of their efficacy from the Evidence Based Medicine (EBM) perspective is, however, problematic mainly because of the variable clinical picture of CP, distinct types of applied orthoses, different kinesiotherapy methods etc. Lower limb orthoses can be divided into two basic types: ankle-foot orthoses (AFOs) and knee-ankle-foot orthoses (KAFOs). The former end below the knee joint level while the latter end above the knee joint level. AFOs can be further divided into the ones that block ankle joint motion and the ones that allow ankle joint motion to a certain extent. A suitable orthosis is then chosen based on the primary goal determined for the child in their long-term treatment plan.

The results show that AFOs allowing partial ankle joint motion, mainly hinged ankle-foot orthosis (HAFO) and posterior leaf spring (PLS) types, influence the kinematics of lower limb joints and impact the gait most significantly. The gait parameters improve greatly thanks to an increase in step length, stride length and walking speed and a decrease in energy expenditure. On the other hand, the silicon ankle-foot orthosis (SAFO), i. e. the orthosis blocking ankle joint motion, seems to be the best solution for preventing secondary changes. However, this effect has not been proved from the EBM perspective. A correctly chosen and used orthosis can contribute to a successful treatment outcome in children with CP and improve quality of their life.

The case studies confirmed improved stability in standing. The most relevant impact of orthosis applications, however, represented the improvement in the overall quality of life of the mentioned clients, mainly thanks to reduced soreness and discomfort and increased independency during activities of daily living (ADL).

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie*. Praha: Galén.
- Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M., (2006) Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: An overview of review articles. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, 85(10), 89–103.
- Bernhardt, I., Marbacher, M., Hilfiker, R., & Radlinger, L. (2011). Inter-and intra-observer agreement of Prechtl's method on the qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants. *Early human development*, 87(9), 633–639.
- Buckon, C. E., Thomas, S. S., Jakobson-Huston, S., Moor, M., Sussman, M., & Aiona, M. (2004). Comparison of three ankle – foot orthosis configurations for children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 46(9), 590–598.
- Caliskan Uckun, A., Celik, C., Ucan, H., & Ordu Gokkaya, N. K. (2014). Comparison of effects of lower extremity orthoses on energy expenditure in patients with cerebral palsy. *Developmental neurorehabilitation*, 17(6), 388–392.
- Carmick, J. (2012). Importance of Orthotic Subtalar Alignment for Development and Gait of Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 24(9), 302–307.
- Damiano, D. L., Alter, K. E., & Chambers, H. (2009). New clinical and research trends in lower extremity management for ambulatory children with cerebral palsy. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 20(3), 469–491.
- Dungl, P. (2014). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Einspieler, C., & Prechtl, H. F. (2005). Prechtl's assessment of general movements: A diagnostic tool for the functional assessment of the young nervous system. *Mental retardation and developmental disabilities research reviews*, 11(1), 61–67.
- Figueiredo, E. M., Ferreira, G. B., Moreira, R. C. M., Kirkwood, R. N., & Fethers, L. (2008). Efficacy of ankle-foot orthoses on gait of children with cerebral palsy: systematic review of literature. *Pediatric Physical Therapy*, 20(3), 207–223.
- Hayek, S., Hemo, Y., Chamis, S., Bat, R., Segev, E., Wientroub, S., & Yzhar, Z. (2007). The effect of community-prescribed ankle-foot orthoses on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *Journal of children's orthopaedics*, 1(6), 325–332.

- Hicks, J. L., Delp, S. L., & Schwartz, M. H. (2009). Modeling and simulation of normal and pathological gait. In J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, & T. F. Novacheck (Eds.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (pp. 285–305). London: Mac Keith Press.
- Kerkum, Y. L., Brehm, M. A., van Hutten, K., van den Noort, J. C., Harlaar, J., Becher, J. G., & Buizer, A. I. (2015). Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle–foot orthosis in children with spastic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 30(6), 617–622.
- Kolář, P. (2012) Dětská mozková obrna. In P. Kolář (Ed.), *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 393–409). Praha: Galén.
- Kraus, J. (2005). *Formy DMO*. In J. Kraus (Ed.), *Dětská mozková obrna*. (pp. 67–87). Praha: Grada Publishing.
- Kristková, V. (2016). Noha dítěte s dětskou mozkovou obrnou. *Umění fyzioterapie: rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*, 1(1), 25–31.
- Labaf, S., Shamsoddini, A., Hollisaz, M. T., Sobhani, V., & Shakibae, A. (2015). Effects of Neurodevelopmental Therapy on Gross Motor Function in Children with Cerebral Palsy. *Iranian journal of child neurology*, 9(1), 36–41.
- Lam, W. K., Leong, J. C. Y., Li, Y. H., Hu, Y., & Lu, W. W. (2005). Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait & posture*, 22(3), 189–197.
- Lima, D. (1989). Overview of the Causes, Treatment, and Orthotic Management of Lower Limb Spasticity. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2(1), 33–39.
- Liu, X. C., Embrey, D., Tassone, C., Klingbeil, F., Marquez - Barrientos, C., Brandsma, B., & Thometz, J. (2014). Foot and ankle joint movements inside orthoses for children with spastic CP. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(4), 531–536.
- Lusardi, M. (2013). *Principles of Lower Extremity Orthoses*. In M. M. Lusardi, M. Jorge, & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation* (pp. 219–263). St. Louis, USA: Elsevier Saunders.
- Maas, J. C., Dallmeijer, A. J., Huijing, P. A., Brunstrom-Hernandez, J. E., van Kampen, P. J., Bolster, E. A. M., & Becher, J. G. (2014). A randomized controlled trial studying efficacy and

- tolerance of a knee-ankle-foot orthosis used to prevent equinus in children with spastic cerebral palsy. *Clinical rehabilitation*, 28(10), 1025–1038.
- Maltais, D., Bar-Or, O., Galea, V., & Pierrynowski, M. (2001). Use of orthoses lowers the O(2) cost of walking in children with spastic cerebral palsy. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(2), 320–325.
- Marret, S., Vanhulle, C., & Laquerriere, A. (2013). Pathophysiology of cerebral palsy. *Handbook of Clinical Neurology*, 111(6), 169–176.
- McIntyre, S., Taitz, D., Keogh, J., Goldsmith, S., Badawi, N., & Blair, E. V. E. (2013). A systematic review of risk factors for cerebral palsy in children born at term in developed countries. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(6), 499–508.
- Meadows, C. B., & Condie, D. N. (1994). Report of a Consensus Conference on the Lower Limb Orthotic Management of Cerebral Palsy. *International Society for Prosthetic and Orthotics*, 6(10), 56–68.
- Morrell, D. S., Pearson, J. M., & Sauser, D. D. (2002). Progressive Bone and Joint Abnormalities of the Spine and Lower Extremities in Cerebral Palsy. *Radiographics*, 22(2), 257–268.
- Morris, C. (2002). Orthotic management of children with cerebral palsy. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 14(4), 150–158.
- Näslund, A., Tamm, M., Ericsson, A. K., & Wendt, L. V. (2003). Dynamic ankle-foot orthoses as a part of treatment in children with spastic diplegia—Parents' perceptions. *Physiotherapy Research International*, 8(2), 59–68.
- Novacheck, T. F., Kroll, G. J., Gent, G., Rozumalski, A., Beattie, C., & Schwartz, M. H. (2009). Orthoses. In J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, & T. F. Novacheck (Eds.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (pp. 327–348). London: Mac Keith Press.
- Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(6), 509–519.

- Ounpuu, S., Thomason, P., Harvey, A., & Graham, H. K. (2009). Classification of cerebral palsy and patterns of gait pathology. In J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, & T. F. Novacheck (Eds.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (pp. 147–167). London: Mac Keith Press.
- Owen, E. (2005). A clinical algorithm for the design and tuning of ankle–foot orthosis footwear combinations (AFOFCs) based on shank kinematics. *Gait & Posture*, 22(3), 36–37.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russel, D., Wood, E., & Galluppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(6), 214–223.
- Pauk, J., Ihnatouski, M., Daunoraviciene, K., Uladimir, L., & Griskevicius, J. (2016). Research of the spatial-temporal gait parameters and pressure characteristic in spastic diplegia children. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(2), 122–129.
- Radtko, S. A., Skinner, S. R., & Johanson, M. E. (2005). A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & posture*, 21(3), 303–310.
- Ries, A. J., Novacheck, T. F., & Schwartz, M. H. (2014). A data driven model for optimal orthosis selection in children with cerebral palsy. *Gait & posture*, 40(4), 539–544.
- Ries, A. J., Novacheck, T. F., & Schwartz, M. H. (2015). The efficacy of ankle-foot orthoses on improving the gait of children with diplegic cerebral palsy: A multiple outcome analysis. *PM&R*, 7(9), 922–929.
- Romkes, J., & Brunner, R. (2002). Comparison of a dynamic and a hinged ankle–foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait & posture*, 15(1), 18–24.
- Romkes, J., Hell, A. K., & Brunner, R. (2006). Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle–foot orthoses. *Gait & posture*, 24(4), 467–474.
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., & Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 109, 8–14.

- Sees, J. P., & Miller, F. (2013). Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. *Journal of children's orthopaedics*, 7(5), 373–377.
- Schejbalová, A. (2008). Ortopedické vady nohy a možnosti terapie. *Postgraduální medicína*, 9(8), 875–880.
- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008). The Gait Deviation Index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & posture*, 28(3), 351–357.
- Spittle, A. J., Olsen, J., Kwong, A., Doyle, L. W., Marschik, P. B., Einspieler, C., & Cheong, J. L. Y. (2016). The Baby Moves prospective cohort study protocol: using a smartphone application with the General Movements Assessment to predict neurodevelopmental outcomes at age 2 years for extremely preterm or extremely low birthweight infants. *BMJ open*, 6(10), 1–7.
- Vojta, V. (1993) *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada Avicenum.
- Vojta, V., & Peters, A (1993). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada Avicenum.
- Zhao, X., Xiao, N., Hongying, L., & Senjie, D. (2013). Day vs. Day-Night Use of Ankle-Foot Orthoses in Young Children with Spastic Diplegia: A Randomized Controlled Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(10), 905–911.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1

Informovaný souhlas

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let. Pokud ne, veškerou zodpovědnost na sebe přebírá můj zákonný zástupce.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, беру на vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka, zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum: