

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Eva Mičková

DAFO — vplyv na stereotyp chôdze u detí s DMO

Bakalárska práca

Vedúci práce: Mgr. Veronika Kristková

Olomouc 2015

Prehlasujem, že som túto bakalársku prácu vypracovala samostatne pod vedením Mgr. Veroniky Kristkovej a uviedla som všetky použité bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. apríla 2015

.....
podpis

PodĎakovanie

Rada by som sa poďakovala svojej vedúcej, Mgr. Veronike Kristkovej, za jej odborné rady a pripomienky, vďaka ktorým sa mi podarilo túto bakalársku prácu úspešne dokončiť.

ANOTÁCIA

BAKALÁRSKA PRÁCA

Názov práce v SJ :

DAFO – vplyv na stereotyp chôdze u detí s DMO

Názov práce v AJ:

DAFO – the impact to stereotype of walking in children with cerebral palsy

Dátum zadania: 2015-01-19

Dátum odovzdania: 2015-04-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotníckých vied
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Eva Mičková

Vedúci práce: Mgr. Veronika Kristková

Oponent práce: Mgr. Naděžda Calabová, DiS.

Abstrakt v SJ:

Táto bakalárska práca je zameraná na zhodnotenie vplyvu dynamických členkových ortéz pri rôznych abnormalitách stereotypu chôdze u detí s DMO. Sú tu popisované formy DMO a ich patologické vzory chôdze. Následne sa charakterizujú jednotlivé DAFO a ich pozitívny dopad na pohybové abnormality. Zdôrazňuje sa tiež dôležitosť individuálneho prístupu k pacientovi pri výbere vhodnej ortézy. V závere práce sa porovnáva efektivita jednotlivých foriem týchto ortéz na chôdzu.

Abstrakt v AJ:

The aim of this bachelor thesis is evaluation of the influence of dynamic ankle-foot orthosis at different gait abnormalities of children with cerebral palsy. There are described forms of CP and their pathological gait patterns. Consequently, there are characterised types of DAFO and their positive influence on the abnormalities of movement. The importance

of individual approach to patient is emphasised in choice of an appropriate orthosis. The final discussion compares the efficiency of these different orthosis on gait.

Kľúčové slová v SJ:

DMO, stereotyp chôdze, DAFO, ortéza, plantárna flexia, ploska

Kľúčové slová v AJ:

CP, gait, DAFO, orthosis, plantarflexion, footplate

Rozsah: 49 strán

Obsah

ÚVOD	7
1 DMO	8
1.1 Klinické príznaky	8
1.2 Etiológia vzniku DMO	8
1.3 Formy DMO.....	9
1.3.1 Hemiparetická forma.....	9
1.3.2 Diparetická forma.....	9
1.3.3 Kvadraparetická forma.....	9
1.3.4 Dyskinetická forma	10
1.3.5 Hypotonická forma.....	10
1.4 Klasifikácia detí s DMO.....	11
1.4.1 Gross motor function classification system	11
1.5 Patologické aspekty vzniku vadného stereotypu chôdze u detí s DMO.....	12
1.5.1 Abnormality v členkovom kĺbe.....	13
1.5.2 Abnormality v kolennom kĺbe	14
1.5.3 Abnormality v bedrovom kĺbe	14
1.6 Modifikácie stereotypu chôdze u detí so spastickou hemiparézou	14
1.6.1 Typ 1	14
1.6.2 Typ 2	15
1.6.3 Typ 3	15
1.6.4 Typ 4	15
1.7 Modifikácia stereotypu chôdze u detí so spastickou diparézou a kvadraparézou	16
1.7.1 Typ 1	16
1.7.2 Typ 2	16
1.7.3 Typ 3	17
1.7.4 Typ 4	17
1.7.5 Typ 5	17
1.8 Ortézovanie dolných končatín u detí s DMO.....	17
1.8.1 Význam ortézovania.....	17
1.8.2 Všeobecná charakteristika chodidlových ortéz	18
1.8.3 Charakteristika AFO	18
1.8.4 Ortézy znižujúce tonus	19

2	Dynamic ankle foot orthosis	20
2.1	Charakteristika supramaleolárnej DAFO	20
2.1.1	Ovplyvnenie svalového tonu	21
2.1.2	Vplyv DAFO na balančné schopnosti	22
2.1.3	Vzhľad DAFO a jeho komponenty	23
2.2	Formy DAFO	24
2.2.1	HAFO (hinged AFO)	24
2.2.2	PLS AFO (posterior leaf spring AFO)	25
2.2.3	FRAFO (floor reaction AFO)	26
2.3	Materiál pre výrobu DAFO	26
2.4	Funkčné patológie chôdze a ich terapia pomocou DAFO	27
2.5	Zásady pri výbere vhodnej ortézy	28
2.6	Funkčné patológie chôdze a ich terapia pomocou DAFO	29
2.6.1	Nedostatočná clearance v švihovej fáze	30
2.6.2	Nadmerná plantárna flexia	31
2.6.3	Hyperextenzia v kolene	32
2.6.4	Nadmerná dorzálna flexia v členku	33
3	DISKUSIA	34
	SKRATKY	43
	REFERENČNÝ ZOZNAM	44
	PRÍLOHY	48

ÚVOD

Detská mozgová obrna predstavuje jednu z veľmi častých diagnóz, ktorej prevalencia sa zvyšuje s narastajúcou natalitou predčasne narodených detí. Rôznorodosť etiologických faktorov sa manifestuje aj na klinických príznakoch. Pre všetky deti je však charakteristické centrálné poškodenie motorického systému. Keďže ide o neprogredujúci stav, liečba sa teda zameriava na zlepšenie pohybových a funkčných aktivít.

K zvýšeniu samostatnosti je pre dieťa veľmi dôležitá aj chôdza. U DMO je jej fyziológia značne narušená. Správnym stereotypom sa zlepšuje celková postúra, výsledkom čoho je aj zlepšenie funkčnosti trupu a končatín. Súčasťou komplexnej liečby je využitie konzervatívnej terapie, a to konkrétne ortéz. Pre tieto deti sa najčastejšie využívajú členkové ortézy, ankle-foot orthosis, ktoré pevne fixujú chodidlo a zabráňujú akémukoľvek nadmernému pohybu v talokrurálnom kĺbe. Avšak nehybnosť nohy v ortéze nedovoľuje dieťaťu, aby sa aktívne podieľalo na pohyboch nohy. Preto môže postupne dôjsť ku úplnému zamedzeniu reziduálnych pohybov, čo prispieva ku vzniku kontraktúr. Vzhľadom k tomu sa čoraz častejšie začínajú využívať dynamické AFO. Ich hlavný význam spočíva v umožnení pohyblivosti členku do dorzálnej/plantárnej flexie. Veľkosť rozsahu je vždy závislá odindividuálnych potrieb dieťaťa.

Avšak definícia tohto pojmu nie je vo všetkých literatúrach jednotná. Pôvodný názov DAFO predstavuje supramaleolárna forma ortézy s voľnou plantárnou a dorzálnou flexiou. Iné zdroje však v širšom poňatí zahrňujú pod pojem DAFO všetky ortézy umožňujúce akokoľvek veľkú dynamiku v talokrurálnom kĺbe.

Z tohto dôvodu je teda práca zameraná na zistenie efektivity a vplyvu jednotlivých typov DAFO na patologické stereotypy chôdze u detí s DMO. Cieľom bude zhodnotenie ich benefitov, ktoré kladne ovplyvnia patológie krokového cyklu.

1 DMO

1.1 Klinické príznaky

Detská mozgová obrna alebo taktiež perinatálna encefalopatia patrí medzi neprogredujúci stav, kedy jedinec trpí súborom klinických príznakov vzniknutých na základe lézie nezrelého mozgu. Hlavným prejavom je predovšetkým porucha motorického systému s následným poškodením svalového tonu, koordinácie jemnej motoriky, psychomotorického vývoja dieťaťa a celkovo vadná postúra. Častý symptómom je psychická retardácia, u ktorej až polovicu pacientov tvoria práve deti trpiace DMO. Ďalšími sprevádzajúcimi príznakmi môžu byť senzorické poruchy postihujúce najmä zrak a sluch, ťažkosti pri príjme potravy či epileptické záchvaty (Urbánek, 2000, ss.102-103; Kraus, 2004, s.35).

1.2 Etiológia vzniku DMO

Na vzniku tohto postihnutia sa podieľa viacero faktorov a mnohokrát dochádza aj k ich vzájomnej kombinácii. Jednotným znakom však je, že ku lézii mozgu dochádza medzi 5. mesiacom plodového vývoja a až 10. mesiacov po narodení dieťaťa (Urbánek, 2000, s.102).

Práve podľa obdobia vzniku poškodenia CNS môžeme určiť faktory, ktoré sa na ňom podieľali :

- a) **prenatálne obdobie** - RTG ožiarenie plodu, úrazy, gestózy, preeklampsia, požívanie alkoholu u matky či metabolické poruchy, ktorými trpí (napr. diabetes mellitus), malá novorodenecká hmotnosť, genetická podmienenosť, kongenitálne infekcie či nutričný deficit,
- b) **perinatálne obdobie** - pôrodné traumy, proťahovaný či komplikovaný pôrod s použitím inštrumentov, asfyxia novorodenca, abnormálna poloha plodu alebo krvácanie do mozgu,
- c) **postnatálne obdobie** - rôzne typy infekcií predovšetkým mozgové, kedy ešte nie je vytvorená hematoencefalická bariéra, enteritídy či dyspeptické stavy, úrazy hlavy, bronchopneumónie, nezhodnosť Rh faktorov novorodenca a matky s následným vznikom novorodeneckej žltacky (Ambler, 2001, p. 287).

1.3 Formy DMO

V literatúrach sa delenie foriem DMO rôzni (Kraus, 2004, s. 62 -viz tab.1 v prílohe na str. 48). Podľa Kudláčka sa delí nasledovne:

- a) spastická (hemiparetická, diparetická, kvadraparetická),
- b) nespastická (dyskinetická, hypotonická),

(Kudláček, 2012, ss.33-44).

1.3.1 Hemiparetická forma

Pri hemiparetickej forme dochádza ku postihnutiu ľavej alebo pravej mozgovej hemisféry. U takéhoto jedinca je celkovo zmenené držanie postihnutej končatiny počas celej ontogenézy. Prejavom spasticity je neschopnosť otvoriť ruku, flekčné postavenie či porucha jemnej motoriky veľmi ľahko spozorovateľná najmä pri hre, kedy dieťa danú končatinu nepoužíva. Narušený býva aj stereotyp chôdze s preťažovaním zdravej strany, kedy trpí predovšetkým bedrový kĺb. Častým pridruženým príznakom je aj mentálna retardácia (Kudláček, 2012, ss. 37-38).

1.3.2 Diparetická forma

Pre diparetickú formu je charakteristickým prejavom spasticita postihujúca dolné končatiny avšak značne sa prejavujúca na celej posture. Zvýšené svalové napätie kontrahovaných adduktorov stáča nohy do vnútornej rotácie. Typická je tak nožníčkovitá chôdza s flekčným postavením dolných končatín (Stožický, Pizingerová, 2003, s. 294). Jedinec nie je schopný chôdze po pätách, takže došľapuje iba na špičky a chôdza je preto veľmi neistá. Snaha udržať čo najväčšiu stabilitu tela vedie ku zakláňaniu hlavy dozadu s následným vznikom spasticity, pri ktorom dochádza ku rotácii hlavy na jednu stranu. V ľahu na chrbte dôjde ku ohnutiu jednej končatiny k telu, avšak druhá končatina zostáva v extenčnom postavení a rotuje dovnútra, čím opäť podporuje luxáciu bedrového kĺbu. Vzniká tak prekrižovanie nôh a následná stuhnutosť spôsobená zvýšeným svalovým tonusom. Chôdza je pre postihnutých veľmi náročná na udržanie stability, a preto musia využívať francúzske palice alebo pri ťažších stavoch aj vozík (Kudláček, 2012, ss. 36-37).

1.3.3 Kvadraparetická forma

Kvadraparetická forma je daná poruchou hybnosti všetkých štyroch končatín, pričom dolné končatiny sú postihnuté menej alebo rovnako ako horné končatiny. Pri značne väčších hybných léziách horných končatín dochádza aj ku zhoršeniu očnej koordinácie, dysfáгии a dysartrii. Celkovo sa prejavuje spasticita spojená s atetózou či ataxiou. Klinickým obrazom

je nadmerne extendovaný trup a ramená, čo vyvoláva potiaže pri rotácii trupu. Ďalej sú to addukované, vnútorne rotované dolné končatiny s plantiflexiou v členkovom kĺbe. Dieťa nezodvihne hlavu, ktorá je v stálom záklone a taktiež je narušená jemná motorika rúk, úchopová funkcia a dopomoc rúk pre iniciáciu sedu (Bobath, 1991, pp. 35-45).

1.3.4 Dyskinetická forma

Prejavom tejto formy DMO je málo spontánnych pohybov a naopak vznik abnormálnych pohybov. Podľa Koláre sa ďalej delí na základe prevládajúcich symptómov (Kolář, 2007, s. 397):

Hyperkinetická forma charakteristická predovšetkým abnormálnymi pohybmi sa ďalej delí podľa typu hyperkinetického syndromu:

- **atetóza** – mimovoľné, hadovité, nekludné pohyby zväčša dolných končatín
- **chorea**– nepravidelné pohyby akrálnych častí tela, ktoré sú veľmi krátke, rýchle, krúživé. Prejavom je aj tzv. tanečná chôdza.

Tieto pohyby sa značne zhoršujú snahou o ich vykonanie a stupňujú sa pri emóciách.

U **dystonickej formy** je hlavným znakom zmena svalového tonu a s tým často súvisiaca porucha izometrickej kontrakcie. Taktiež sa objavujú aj mimovoľné pohyby avšak nie v takej miere ako u hyperkinetickej formy (Kolář et al., 2012, s. 397).

Celkovo má jedinec s dyskinetickou formou DMO nadmerné napätie extenzorov trupu alebo svalov v oblasti šije a je viditeľná asymetria v držaní paží. Pri sede je hlavička v stálom extenčnom záklone s rotáciou. S neschopnosťou regulácie svalového tonu tak môže dochádzať ku vzniku skoliózy. Je viditeľná instabilita sedu bez opory dolných končatín, celej postury a chôdze, ktorá má tendenciu k pádom. Časté sú aj poruchy vokalizácie s následnou nezrozumiteľnou rečou a využitím grimás (Kraus, 2004, ss. 81-82 , Kolář, 2012, ss. 397-398, Kudláček, 2012, ss. 38-39).

1.3.5 Hypotonická forma

Taktiež nazývaná atonická diplegia, je ojedinelou formou DMO postihujúca všetky 4 končatiny. Každá z foriem DMO začína ako hypotonická, ale postupne sa zvyšuje tonus až do spasticity. Pri tomto type je znížený svalový tonus perzistentný. Objavuje sa inkoordinácia pohybov, ataxia a narušené je vykonávanie rýchlych pohybov. Šľachové reflexy sú zachované alebo až hyperaktívne. Pridružená je aj mikrocefália a ťažšie stupne mentálnych porúch. Deti sú v prvých mesiacoch života značne apatické, bez prejavu záujmu o matku či okolie (Menkes, Sarnat, Maria, 2006, p. 406, Kolář et al., 2012, s. 398).

1.4 Klasifikácia detí s DMO

Aj napriek širokému spektru klinických príznakov vznikajúcich na základe množstva etiologických faktorov, vzniklo niekoľko druhov klasifikácií, ktoré sú potrebné pre určenie závažnosti postihnutia a funkčných schopností. Správne začlenenie jedinca do funkčných skupín nám umožňuje lepšiu komunikáciu s odborníkmi týkajúcu sa stavu pacienta, odhadovanie prognózy a vhodné stanovenie terapie. Tým napomáha dosiahnuť čo najlepšie výsledky pri komplexnej liečbe (Gage, Schwartz, Koop, 2009, p. 147).

1.4.1 Gross motor function classification system

Gross motor function classification system (GMFCS), čiže klasifikačný systém hrubých motorických schopností, je založený na schopnosti vykonávať pohyby z vlastnej iniciatívy, pričom sa kladie dôraz na možnosť sedu (kontrola trupu) a chodenie. Systém je rozdelený do 5 úrovní, pričom rozdiely medzi jednotlivými úrovňami motorických funkcií je daný limitáciou vykonávania funkcií a potrebou zdravotníckych pomôcok pre zlepšenie mobility (barly, chodítka, palice) vrátane všetkých druhov vozíkov (viz tab. 2 na str. 12). Pri správnom zaradení do jednej z úrovní sa dôraz kladie na schopnosť vykonávať dennodenné aktivity v domácom, školskom a spoločenskom prostredí. Do hodnotenia by sme nemali zahrňovať kvalitu vykonávaného pohybu alebo naše prognózy vyjadrujúce zlepšenie aktuálneho stavu pacienta. Nikdy neposudzujeme podľa ich maximálnych schopností, ktoré by mohli využiť.

Každá z piatich úrovní je ďalej rozčlenená podľa vekového rozsahu nasledovne: deti do 2 rokov, 2. až 4. rok, 4. až 6. rok, 6. až 12. rok a 12. až 18. rok. Rozdiely medzi jednotlivými úrovňami však nie sú rovnocenné. U detí v posledných dvoch úrovniach, čiže v rozmedzí od 6. až 18. roku musia byť zohľadnené faktory prostredia, osobnostné faktory a možnosti transportu. (Palisano et al., 1997, pp. 214-223).

Tabuľka 2. Úrovně Gross motor function classification system (GMFCS) pre deti s DMO:

Úroveň I	chôdza bez obmedzení limitovaná iba pri hrubých motorických aktivitách; znížená rýchlosť, balancia a koordinácia pohybu
Úroveň II	chôdza bez zdravotníckych pomôcok, limitovaná chôdza po vonku a v spoločnosti, na dlhšie vzdialenosti môžu využívať invalidný vozík, využitie zábradlia pri chôdzi po schodoch, znížená schopnosť behu a skákania
Úroveň III	chôdza so zdravotníckymi pomôckami, limitovaná chôdza po vonku a v spoločnosti, schopnosť samostatného sedu s minimálnym využitím externej podpory
Úroveň IV	samostatný transport avšak s obmedzením vo vonkajšom prostredí a v spoločnosti, väčšinu času využívanie mechanického alebo elektrického invalidného vozíku, možnosť stoja pri presune
Úroveň V	samostatný transport je namáhavý, nutnosť fyzickej dopomoci pri pohybe, neschopnosť udržania hlavy, krku a trupu proti gravitácii

(Näslund, 2007, p. 16)

1.5 Patologické aspekty vzniku vadného stereotypu chôdze u detí s DMO

DMO je zapríčinená veľkou škálou vývojových porúch spôsobených poškodením nezrelého mozgu, ktoré sa navzájom môžu aj skombinovať. Léziou určitej oblasti mozgu dochádza ku narušeniu centrálného kontrolného systému, čo sa prejaví iba niektorými alebo všetkými z nasledujúcich črt: strata selektívnej svalovej kontroly, pretrvávajúce primitívnych reflexov, abnormálny svalový tonus, imbalancia agonistických a antagonistických svalov a/alebo strata rovnovážnych reakcií. Tieto abnormality sa považujú za primárne následky priamo vzniknuté na základe poškodenia mozgu jedinca. Vo všeobecnosti sú permanentné a nie je možné ich ovplyvniť. Sekundárna zmena sa prejavuje postupne a vzniká v dôsledku rastu dieťaťa. Začínajú sa objavovať muskuloskeletárne deformity, ktorých príčinou sú práve primárne zmeny. Na rozdiel od primárnych je však možnosť ich korekcie.

U dieťaťa trpiaceho DMO všetky tieto abnormality nepriaznivo vplyvajú na jeho stereotyp chôdze. Chýbajú všetky atribúty charakterizujúce normálnu fyziologickú chôdzu, a tým je: stabilita pri chôdzi, dostatočná clearance počas švihovej fáze, prednastavenie chodidla do správnej pozície pre iniciálny kontakt, adekvátne dĺžka kroku a uchovanie energie. Narušená motorická kontrola spolu s muskuloskeletárnymi odchýlkami ho tak nútia prispôbiť sa týmto zmenám. Snaží sa o to vďaka kompenzačným mechanizmom, ktoré

predstavujú terciálne zmeny. Tie vznikajú spontánne a je možnosť ich napraviť. Je však nutné rozlíšiť primárne odchýlky vzniknuté na základe lézie CNS od tých sekundárnych, ktoré sú spôsobené individuálnou kompenzáciou primárneho problému. Efektívnosť terapie spočíva v korekcii prvotných abnormalít, čím dôjde časom ku spontánnej úprave sekundárnych abnormalít. Možnosť kompenzácie primárnych problémov je viacero, avšak vždy sa prejaví ako jeden z patologických stereotypov chôdze (Gage, Schwartz Koop, 2009, pp. 65, 107-108, Gage, 1991, pp. 101-102).

1.5.1 Abnormality v členkovom kĺbe

Pohyb v talokrurálnom čiže členkovom kĺbe, prebieha iba v sagitálnej rovine. Takže vznik anomálií je limitovaný iba na plantárnu a dorzálnu flexiu. Odchýlky možno rozdeliť do 3 kategórií: abnormálna pozícia alebo rozsah pohybu, kontraktúry a pohybová slabosť. Abnormálna pozícia je daná postavením chodidla a členku pri vstupe do určitej fáze krokového cyklu a je zapríčinená nadmernou svalovou aktivitou v predchádzajúcej fáze. Často bývajú prítomné aj statické či dynamické kontraktúry. Statické kontraktúry sa prejavujú počas celého krokového cyklu, zatiaľ čo dynamické iba v jeho určitých fázach. Kontraktúra m. triceps surae je jedna z najčastejších abnormalít vyskytujúcich sa u detí s DMO. Naopak môže byť v určitých fázach krokového cyklu prítomná aj svalová slabosť veľmi častá u m. tibialis anterior. Táto insuficiencia je najviac viditeľná pri iniciálnom kontakte kompenzačným dopadom celej plosky na zem a nie päty, ako je tomu u fyziologického stereotypu chôdze. Tento stav je podporovaný nadmerným svalovým napätím m. gastrocnemius, ktoré vzniká od fáze stredného stoja v dôsledku simultánnej extenzie v kolene a dorzálny flexie v členku. Náhle natiiahnutie oboch koncov svalu spôsobí vyvolanie spazmu, ktorý pretrváva až do fáze počiatočného kontaktu. Rýchly strečing svalov nie je inhibovaný z vyšších mozgových centier, čím sa pri spätnom uvoľnení svalu môže objaviť aj klonus.

Svalová slabosť m. soleus je preukázateľná instabilitou a poklesom tibie dopredu vo fáze stredného stoja. Tým pádom dochádza ku flekčnému postaveniu nielen v kolennom, ale aj v bedrovom kĺbe kvôli zvýšenej aktivite m. rectus femoris, ktorý zabraňuje kolapsu kolena. Kompenzačne začnú hamstringy zvyšovať svoju aktivitu, aby znížili flekčné postavenie v bedrovom kĺbe. Avšak tým iba podporujú flexiu v kolene. Celkovo sa slabosť m. gastrosoleus odrazí na znížení energie potrebnej pre vykonanie odrazu pätou, čím dochádza ku substitúciám v oblasti kolenného a bedrového kĺbu (Gage, 1991, pp. 102-104).

1.5.2 Abnormality v kolennom kĺbe

U kolenného kĺbu možno rozdeliť abnormality do rovnakých kategórií ako je tomu pri členkovom kĺbe. V stojnej fáze krokového cyklu je zvyčajným problémom patologická pozícia spôsobená statickou alebo dynamickou kontraktúrou. Stabilizácia postury v strednej stojnej fáze nie je zabezpečená kooperáciou plantárnej flexie a extenzie kolena ako je tomu u fyziologického stoja, pretože koleno je vo flekčnom postavení. Tým pádom sa vynakladá viacej energie pre funkčnú stabilizáciu kĺbov a celkovo aj pre chôdzu. V švihovej fáze je najväčšou potiažou znížený rozsah pohybu zapríčinený nedostatočnou akceleráciou flexorov bedrového kĺbu spolu s m. triceps surae a spasticita hamstringov, a m. rectus femoris (Gage, 1991, pp. 104-107).

1.5.3 Abnormality v bedrovom kĺbe

Vzhľadom k tomu, že bedrový kĺb je guľový, abnormality v krokovom cykle sa môžu prejaviť vo všetkých troch rovinách- sagitálnej, frontálnej a v rovine rotácie. Vo všeobecnosti vznikajú viac deformity do flexie, addukcie a vnútornej rotácie. Takéto postavenie kompenzuje flekčné postavenie kolena, a tým prispieva k zvyšovaniu stability. Extenzory, abduktory a vonkajšie rotátory sú znevýhodnené, takže dieťa je nútené kompenzovať svoju instabilitu trupom. Ak toho nie je samo schopné dosiahnuť, je potrebné využitie externej opory (Gage, 1991, p.107).

1.6 Modifikácie stereotypu chôdze u detí so spastickou hemiparézou

Na základe pohybov v sagitálnej rovine členka, kolena a panvy sú klasifikované 4 typy patologickej chôdze zoradené postupne podľa vzrastajúcich potiaží. Pacienti 3. a 4. typu môžu vďaka vhodnej terapii dosiahnuť zlepšenie a priblížiť sa až ku 1. typu (Gage, 1991, p. 143).

1.6.1 Typ 1

Typ chôdze s poklesnutým chodidlom je u detí s DMO vzácny. Najviac viditeľný je v švihovej fáze krokového cyklu, kedy nie je dostatočná dorzálna flexia v chodidle, a to poklesáva do plantárnej flexie. Nemožnosť prevedenia aktívnej dorzálnej flexie je zapríčinená relatívne zvýšenou aktivitou m. triceps surae v porovnaní s m. tibialis anterior, m. common extensor digitis, m. extensor hallucis, u ktorých prevláda znížený svalový tonus. Avšak v stojnej fáze sa neprejavuje žiadne obmedzenie dorzálnej flexie plosky. Iniciálny kontakt sa nezačína prvotným kontaktom päty ako je tomu u fyziologického stereotypu chôdze, ale kontaktom prstov alebo celého chodidla. Pri fáze iniciálneho kontaktu, postupného zaťažovania a v konečnej švihovej dochádza ku kompenzačnej flexii kolena.

Súčasne sa pridružuje aj hyperflexia v bedrovom kĺbe a zvýšená lordóza v lumbálnej chrbtici (Gage, 1991, pp. 135-136, Tugui, Antonescu, 2013, p. 389).

1.6.2 Typ 2

Modifikácia chôdze s ekvinóznou nohou je veľmi častá a prejavuje sa až u 75% detí trpiacich DMO. Hlavnou črtou je stále plantiflekčné postavenie chodidla počas celého krokového cyklu. Na rozdiel od 1. typu, kedy je normálna funkčná dĺžka zadných lýtkových svalov, tu je príčinou statická alebo dynamická kontraktúra m. triceps surae, m. tibialis posterior a/alebo dlhých flexorov prstov. Tým sa spontánne nastavuje chodidlo do ekvinóznej pozície zatiaľ čo koleno je v neutrálnej pozícii a bedrový kĺb v extenzii. K ekvinóznemu postaveniu nohy sa pri iniciálnom kontakte často pridružuje aj tzv. genu recurvatum, čiže prehnuté koleno a v stojnej fáze aj hyperextenzia v bedrovom kĺbe. Celkovo je značne znížená rýchlosť krokového cyklu v porovnaní s 1. typom patologickým stereotypom chôdze (Gage, 1991, pp. 136-138, Tugui, Antonescu, 2013, pp. 389-390).

1.6.3 Typ 3

Tento typ patologického stereotypu chôdze je obdobný ako v druhom prípade avšak ku spasticite m. gastrocnemius sa pridružuje aj spasticita hamstringov a m. rectus femoris. Všetky tri svaly sú biartikulárne čiže modulácia a časovanie ich aktivity musí byť omnoho komplexnejšie, ako je tomu u monoartikulárnych svalov. Aktivita m. rectus femoris je koncentrická aj excentrická, avšak u DMO dochádza pri flexii v bedrovom kĺbe ku synergizmu s m. iliacus a m. sartorius, čím je nadmerná práve koncentrická aktivita. Tá môže pretrvávať aj počas celej švihovej fáze. Obmedzuje sa excentrická kontrakcia svalu, a tým aj flexia kolena. Excentrická aktivita hamstringov tiež pretrváva až do strednej švihovej fáze. Funkčne teda dochádza k limitácii flexie kolena v strednej švihovej fáze krokového cyklu, kedy by nemali byť aktívne hamstringy a ani m. rectus femoris. Následne je táto patológia kompenzovaná úklonom do kontralaterálnej strany alebo cirkumdukciou postihnutej nohy. V sagitálnej rovine navyše dochádza aj ku hyperflexii v bedrovom kĺbe a lumbálnej hyperlordóze, rovnako ako je tomu pri 2. type modifikácie chôdze. Z tohto dôvodu sa deti naučia chodiť značne neskôr- až okolo 18 až 24 mesiaca (Gage, 1991, pp. 138-141, Tugui, Antonescu, 2013, p. 390).

1.6.4 Typ 4

U detí so spastickou hemiplegiou sa vyskytuje zriedkavo, a to iba v 5% prípadov. Je to najťažší typ, pri ktorom dochádza ku spasticite m. triceps surae, hamstringov, m. rectus

femoris, m. psoas major a adduktorov bedrového kĺbu. Prejavuje sa to flekčným, addukčným a vnútorne rotačným postavením bedrového kĺbu; flexiou v kolennom kĺbe a ekvinóznym postavením plosky nohy v stojnej aj v švihovej fáze. Pri konečnej stojnej fáze je nedostatočná extenzia v bedrovom kĺbe a tým pádom zvýšená antevertzia panvy. Deti s týmto stereotypom chôdze sa naučia chodiť až okolo 2.-3. roku s pomocou ortopedických pomôcok recipročným mechanizmom chôdze, ktorý je založený na primitívnych flekčných a extenčných vzoroch. Pri flekčnom vzore dochádza súčasne ku flexii v bedrovom a kolennom kĺbe a dorzálnnej flexii v členku. Pri extenčnom vzore je simultánna aktivita extenzorov bedrového a kolenného kĺbu, a plantiflexia (Gage, 1991, pp. 134, 141-143, Tugui, Antonescu, 2013, p. 390).

1.7 Modifikácia stereotypu chôdze u detí so spastickou diparézou a kvadraparézou

U obidvoch foriem DMO prevažuje spastická forma, avšak u kvadraparetickej sa častejšie prejavujú aj extrapyramidové príznaky, kvôli rozsiahlejšiemu poškodeniu mozgu. Znamky spasticity budú ale vždy dominantné (Gage, 1991, p.152). Aj u týchto detí sú 4 rôzne patologické stereotypy chôdze. Avšak postihnutie nemusí byť na oboch stranách symetrické, takže môže dôjsť aj ku skombinovaniu dvoch modifikácií chôdze (Gage, Schwartz, Koop, 2009, p.157).

1.7.1 Typ 1

Pravá ekvinózna chôdza je prejavom spasticity m. triceps surae, ktorá je vyjadrená chôdzou detí po špičkách prstov. Súčasne je v stojnej fáze v kolenných aj v bedrových kĺboch extenzia. Často býva tento typ chôdze kompenzovaný rekurvovaným kolenom, čím však dieťa môže lepšie preniesť tlak na celé chodidlo a zaťažovať ho (Tugui, Antonescu, 2013, p. 390).

1.7.2 Typ 2

Veľmi častou modifikáciou je chôdza skokom postihujúca nielen lýtkové svalstvo, ale aj proximálnu muskulatúru- flexory kolena a bedrového kĺbu. Prejavom spasticity m. triceps surae je ekvinózne postavenie chodidla, nadmerným napätím m. psoas major zase flekčné postavenie bedrového kĺbu a zväčšená bedrová lordóza. Flekčné postavenie kolena je zase zapríčinené zvýšeným svalovým tonusom hamstringov. Počas švihovej fáze sa môže u niektorých detí prejaviť stuhnuté koleno v dôsledku aktivity m. rectus femoris. Patologická chôdza sa teda javí ako skákanie. Nezbytný je strečink skrátených svalov, bez ktorého

by flekčné postavenie kolena zostalo fixné. Častá je dysplázia bedrového kĺbu postihujúca až 58% detí, ktoré do veku 5-tich rokov nezačnú chodiť (Tugui, Antonescu, 2013, pp. 390-391).

1.7.3 Typ 3

S postupným rastom dieťaťa sa znižuje ekvinózne postavenie chodidla zapríčinené nadmerným napätím m. triceps surae. Viac sa zafixuje flekčné postavenie v bedrovom kĺbe a predovšetkým v kolene, takže chôdza sa zdá byť vďaka tomu ekvinózna. Avšak analýza krokového cyklu preukáže iba zdanlivo ekvinóznou chôdzu po špičkách. V sagitálnej rovine je rozsah členku do dorzálnej flexie normálny, iba pretrváva spastické flekčné držanie bedrového a kolenného kĺbu počas stojnej fáze krokového cyklu (Tugui, Antonescu, 2013, p.391).

1.7.4 Typ 4

Chôdza v podrepe alebo tiež skrčenecká chôdza je veľmi častá a obtiažna pohybová abnormalita. Je charakterizovaná flekčným postavením kolena počas stojnej fáze a sprevádzaná nadmernou flexiou, addukciou a vnútornou rotáciou bedrového kĺbu, čím dochádza ku chronickej bolesti a rýchlej degenerácii kolena. Pridruženým príznakom je aj slabosť plantárnych flexorov, čiže dorziflekčné postavenie chodidla (Tugui, Antonescu, 2013, p.391)

1.7.5 Typ 5

Asymetrický stereotyp chôdze vzniká kombináciou dvoch stereotypov chôdze, napríklad zdanlivo ekvinózneho chôdze a chôdze skokom. (Gage, Schwartz, Koop, 2009, p.157).

1.8 Ortézovanie dolných končatín u detí s DMO

1.8.1 Význam ortézovania

Aktívny pohyb patrí ku základným prejavom života človeka. Je riadený účelovo prostredníctvom nervovej sústavy a zabezpečuje odpoveď na vonkajšie aj vnútorné podnety pôsobiace na jedinca. Pre človeka je typické striedanie fáz pohybu o určitom rytme a prirodzenej frekvencii a má tak vplyv nielen na fyzický, ale aj psychický stav jedinca, na jeho emotívne prežívanie a pocity. Pri opakovanom prevádzaní určitej pohybovej aktivity dochádza k jej zafixovaniu do konfigurácie jednotlivých telesných segmentov, a na základe toho vytvára pre človeka typický výraz postury s charakteristickým držaním tela. Naopak

pri jeho nedostatku dochádza v organizme ku zmenám štrukturálnym ale aj funkčným. Dochádza postupne ku atrofii svalov s následným vznikom kontraktúr nielen svalových, ale aj ligamentárnych a väzivových. Častým prejavom je aj vznik osteoporózy. Negatívne vplýva aj na obehový systém a funkciu brušných orgánov (Véle, 2006, ss. 17-19).

A práve to je dôvodom ku dostatočnej pohybovej aktivite detí trpiacich DMO. Je to stav, ktorý nie je možný vyliečiť. Avšak tým, že je toto ochorenie neprogredujúce, je možné dosiahnuť zlepšenie funkčných schopností, a tak zvýšiť kvalitu života jedinca a jeho začlenenie do spoločnosti (Näslund, 2007, p. 11).

Vhodným terapeutickým prostriedkom, ako toto dosiahnuť je využitie chodidlových ortéz, ktoré sú tak podstatnou súčasťou komplexnej terapeutickej intervencie.

1.8.2 Všeobecná charakteristika chodidlových ortéz

Podľa Davisa, Dolana a Huntera je chodidlová ortéza definovaná ako aparát umiestnený na nohe pacienta slúžiaci na redukciu alebo elimináciu patologických stresov, ktoré nepriaznivo vplyvajú na nohu alebo iné časti dolného kinematického reťazca. Ako patologické stresy možno označiť štrukturálne a pozičné deformity, nedostatočnú schopnosť absorpcie nárazov a nadmerné pôsobenie strižných síl vznikajúcich kombináciou tlaku a trenia. Avšak ortézy sa využívajú iba v prípade, kedy je preukázateľné, že tieto patologické stresy prispievajú ku vzniku patológie. Je však dôležité neopomenúť potrebu komprehenzívneho prístupu, ktorý zahŕňa náležitú lekársku a terapeutickú intervenciu, vrátane terapeutických modifikácií aktivít. Len samotným využívaním ortéz sa úspešnosť a efektívnosť liečby znižuje (Davis, Dolan, Hunter, 1995, pp. 1-2).

1.8.3 Karakteristika AFO

Na úpravu ekvinózneho postavenie dolnej končatiny sa používajú rozličné typy ortéz. Najčastejšie je to však pevná členková ortéza, čiže AFO, ktorá poskytuje oporu pre členkový kĺb a pre chodidlo alebo iba jeho časť. Ortéza siaha od kolena distálne a vytvára oporu pre posteriórnu časť lýtka s jeho mediolaterálnymi hranami a ,samozrejme, pre plosku nohy. Súčasťou sú tiež popruhy- jeden na proximo- anteriórnej strane tibie a druhý na prednej strane členka. Biomechanicky je ich úlohou zabezpečenie kontroly a obmedzenie pohybu v členku, čím sa spätne ovplyvňuje postavenie v proximálnych kĺboch a segmentoch tela (Radtka et al. 1997, p. 396, Näslund, 2007, p. 28).

Tento typ ortézy je skonštruovaný na zákazku z formovaného plastu-polypropylénu-najčastejšie bez mechanického kĺbu, čím sa zabezpečuje stála rigidná pozícia chodidla.

Vďaka neutrálnej pozícii v talokrurálnom a kĺbe zamedzuje plantárnu a dorzálnu flexiu, takže pri švihovej fáze nedochádza ku prepadávaniu špičky a následnému ťahaniu prstov po zemi. Zastabilizovanie subtalárneho kĺbu v AFO zabráni supinačno-pronačným pohybom, ktoré zapríčiňujú vznik valgóznych a varóznych deformít. Svaly zapríčiňujúce inadequate postavenie chodidla zoptimalizujú svoju funkčnosť, takže dochádza ku zlepšeniu stoja a chôdze. Avšak svaly, ktorých doterajšia funkčnosť bola správna, strácajú svojou inaktivitou na sile a dlhodobým použitím môže dôjsť až ku atrofii. Preto sa čoraz častejšie začínajú používať dynamické AFO, ktoré poskytujú podporu iba oslabeným a nesprávne funkčným svalom (www.cascadedafafo.com).

1.8.4 Ortézy znižujúce tonus

Za posledné roky vzrastá počet detí, ktoré využívajú alternatívnu formu AFO, a tým sú inhibičné ortézy, ktoré znižujú tonus. Pokles spasticity je zabezpečený vďaka dlhšie trvajúcemu tlaku a ťahu pôsobiaceho na šľachy musculus triceps surae a flexorov prstov. Inhibičný účinok sa prejavuje aj na patologických spastických reflexoch dolných končatín tým, že chráni nohu pred nadmernými taktilnými podnetmi, ktoré ich vyvolávajú. Okrem toho zamedzuje nadmernej plantárnej flexii v členku, zlepšuje timing svalov dolných končatín a celkovo upravuje pohyby trupu panvy a dolných končatín. Navyše dlhodobým nosením sa pasívna dorziflexia v členku zvyšuje a dochádza aj ku úprave dĺžky krokov (Radtka, 1997, p. 396).

2 Dynamic ankle foot orthosis

V počiatku 80-tych rokoch prišla s myšlienkou vytvorenia dynamickej AFO popredná americká detská fyzioterapeutka Nancy Hylton (Hylton, 1989, pp. 40-53). Pracovala s konceptom neurovývojovej liečby založenej na ucelenej terapeutickej intervencii, ktorej efektívnosť je docielená vďaka stabilnej a plne kontaktnej báze opory. Vďaka tomu sa docieli optimálna prácu trupu, horných končatín, hlavy a môže sa znížiť aj zvýšený svalový tonus. Pre zefektívnenie tohto typu terapie sa využívali ortézy. Avšak pôvodné AFO boli objemné a nebola možnosť ich nosiť aj mimo terapie. Cieľom teda bolo vytvoriť ľahkú, odolnú, trvalú ortézu, ktorá zastabilizuje členok a chodidlo, pričom bude dostatočne flexibilná, aby dovolila prirodzené pohyby chodidla. S uskutočnením tejto myšlienky jej pomohol Don Buethorn, CPO, neskôr zakladateľ firmy Cascade DAFO. Spolu vytvorili tenkú, flexibilne tvarovanú, supramaleolárnu ortézu s neobmedzenou plantárnou a dorzálnou flexiou (www.cascadedrafo.com). Táto charakteristika, ktorá predstavuje originálny koncept DAFO, je uvádzaná v množstve literatúr (Hylton, 1989, pp. 40-41, Radtka, 1997, pp. 396-397, Näslund, 2007, p. 7, www.vigo-ortho.pl).

Avšak aj samotná firma DAFO v širšom pojatí zahŕňa pod tento pojem aj ďalšie druhy ortéz, ktoré sú vo všeobecnosti dynamické a umožňujú vykonávať pohyby v členku, na rozdiel od rigidnej AFO (www.cascadedrafo.com).

Presné definovanie tohto pojmu nie je teda možné, pretože v literatúrach ale aj v samotných ortotických firmách je charakteristika DAFO nejednotná. Keďže prvotný koncept dynamickej členkovej ortézy predstavuje supramaleolárna forma, viac druhov ortéz charakterizovaných ako DAFO budú v tejto práci považované ako formy DAFO.

2.1 Charakteristika supramaleolárnej DAFO

Hlavnou úlohou supramaleolárnej DAFO je spevnenie subtalárneho kĺbu vykonávajúceho inverzný a everzný pohyb nohy, čím sa docieli medio-laterálna stabilita členka. Súčasne však táto ortéza poskytuje členku voľnú pohyblivosť v sagitálnej rovine talokrurálneho kĺbu v zmysle dorzálnej flexie a voľnú alebo omedzenú hybnosť do plantárnej flexie. Práve tým sa odlišuje od klasickej rigidnej členkovej ortézy zamedzujúcej akýkoľvek pohyb v subtalárnom či talokrurálnom kĺbe. Vzhľadom k individuálnym potrebám pacientov vyvinul Don Buthorn, C.P.O., v spolupráci s inými odborníkmi ďalšie nové prevedenia tohto typu ortézy a tým je DAFO blokujúca plantárnu flexiu a krátka floor-reaction DAFO s prednou tibiálnou komponentou (viz. obr. 1 v prílohe na str. 48) , (Hylton, 1989, pp. 40-53).

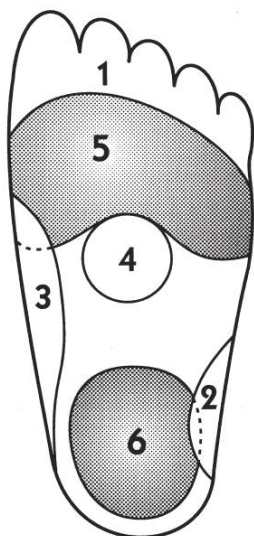
2.1.1 Ovpływienie svalového tonu

Podľa Williama Duncana je spasticita výsledkom dominantnej stimulácie jedného zo 4 primitívnych reflexov spôsobujúcich svalovú imbalanciu prispievajúcu ku vzniku deformity. Tieto patologické reflexy- úchopový, inverzný, everzný a dorziflekčný sú prítomné u dojčiat a práve u detí s DMO (Duncan, 1960, pp.859-874, Lima, 1989, pp. 33-39). Ich vyvolanie je navodené stimuláciou určitej reflexnej zóny, ktorá taktiež ovplyvňuje aj proximálnu muskulatúru nohy. Tieto špecifické miesta sa nachádzajú pod hlavičkami metatarzov a pod pätnou kosťou. Zároveň sú na ortéze v týchto zónach vyhlbené miesta, ktoré zabezpečujú stabilitu a oporu pre tieto nadmerne zaťažované oblasti. Vďaka tomu je tlak pôsobiaci na plochu rovnomerne distribuovaný, čím sa dosiahne správne postavenie chodidla s vyváženou kombináciou supinácie a pronácie (Lima, 1989, pp. 33-39, Hylton, 1989, pp.40-53).

Z mediálnej strany sa stimuluje oblasť okolo hlavičky prvého metatarzu, čím sa podnecuje inverzný reflex a aktivita predných, a zadných tibiálnych svalov, a m. semitendinosus, m. semimembranosus. Peroneálne svaly, m. vastus lateralis a m. tensor fascia latae vykazujú svoju aktivitu pri stimulácii everzného reflexu z laterálnej strany v blízkosti hlavičky piateho metatarzu. Dorziflekčný reflex sa stimuluje na strede päty na plantárnej strane, čím sa facilituje m. tibialis anterior a m. vastus medialis. V strede metatarzálného oblúku sa evokuje plantárny úchopový reflex poklepom na hlavičky metatarzov, čím sa vyvolá flexia prstov. Aktivujú sa nielen flexory prstov, ale aj m. triceps surae.

Supramaleolárna ortéza sa od klasickej rigidnej AFO odlišuje adekvátnou podporou chodidla vďaka vyvýšeným miestam, ktoré napomáhajú nožným klenbám. Pod mediálnou longitudinálnou klenbou a peroneálnym zárezom sú vyvýšené miesta pre podporu zadonožia a subtalárneho kĺbu. Predonožie je tiež zastabilizované pomocou vyvýšeného miesta v oblasti jamky mäkkého tkaniva proximálne od metatarzálnych hlavičiek (viz obr. č. 2 na str. 22). Aby sa predišlo nadmernej podpore, oblasť metatarzálnych hlavičiek musí do jamky na ortéze dokonale zapadnúť. Súčasne sú prsty vďaka vyvýšenému miestu držané v miernej dorzálnej flexii (Radtka, 1997, pp. 395 - 409, Hylton, 1989, pp. 40 – 53, Näslund, 2007, p.29).

Obr. 2 Vyvýšené a znížené miesta na ploske supramaleolárnej DAFO



(Radtko, 1997, p. 397)

Vyvýšené miesta pre prsty (1), peroneálny zárez (2), mediálnu longitudinálnu klenbu (3) a jamku mäkkého tkaniva proximálne od metatarzálnych hlavičiek (4). Znížené miesta v oblasti hlavičiek metatarzov (5) a pod pätnou kosťou (6).

2.1.2 Vplyv DAFO na balančné schopnosti

V dôsledku mozgového poškodenia nedochádza u detí s DMO len ku zmene svalového tonu ale aj ku inadekvátnej svalovej aktivácii a koordinácii, čo má vplyv na balančné schopnosti. Súčasťou fyziologických balančných stratégií bedier, panvy a trupu sú aj mierne synkinézie v členku. S plantárnou flexiou je spojená mierna addukcia a inverzia chodidla, a naopak dorzálna flexia zase s ľahkou abdukciou a everziou chodidla. Extrémna fixácia nie je teda prirodzená, takže spätnoväzbové informácie z proprioreceptorov nie sú dostatočné pre zabezpečenie balančnej a posturálnej kontroly. Tieto minimálne pohyby, ktoré DAFO umožňuje, majú facilitačný efekt na pohyby tela vďaka adekvátnemu dráždeniu a následnému aktivovaniu proprioreceptorov a exteroceptorov (Hylton, 1989, pp. 40-53). Tým sa upraví nervosvalová koordinácia a dochádza ku správne postaveniu chodidla, čím sa zlepšuje postavenie dolných končatín, panvy ale aj celého trupu (Tecklin, 2008, pp. 218-219; Jorge, Lusardi, Nielsen, 2013 p. 232). U pacientov schopných pohybu sa zdokonalí taktiež stoj ale aj chôdza (www.cascadedrafo.com).

2.1.3 Vzhľad DAFO a jeho komponenty

Ortéza sa individuálne vyrába podľa špecifických potrieb každého jedinca. Vždy však musí mať správny tvar a všetky komponenty, ktoré sú kľúčové pre vykonávanie príslušnej funkcie.

Základ DAFO tvorí spodná časť na ploske nohy, kde sa nachádzajú znížené a vyvýšené miesta. Zadná časť zakrýva kosť pätnú a postupne siaha až nad členky, čím ich dostatočne zastabilizuje, ale zároveň dovolí v talokrurálnom kĺbe pohodlný pohyb. Práve vďaka tomu je pri tejto supramaleolárnej ortéze umožnená plná hybnosť v sagitálnej rovine v zmysle plantárnej a dorzálnej flexie v prirodzenej ose. Vďaka zvislému výrezu na posteriornej časti sa zvyšuje medio-laterálna kontrola. Z laterálnych strán je smerom k dorzu chodidla ortéza vytvarovaná do tenších poloblúkov, ktoré je možné roztvoriť. Zdanlivo tak ortéza pôsobí, že nie je schopná poskytnúť chodidlu oporu vzhľadom ku nadmerným silám spôsobeným zvýšeným svalovým tonusom. Ale keďže je DAFO vyrábaná individuálne pre každé dieťa, objem chodidla zaručí dostatočnú stabilitu a zároveň aj menšie pohyby vnútri ortézy. Tým, že dostatočne prilieha ku nohe, sa taktiež redukuje snaha dieťaťa udržať ortézu vlastnou silou, čo znižuje podnecovanie spasticity. Ďalšou výhodou úplného kontaktu chodidla s DAFO, je rovnomerné rozloženie pôsobiaceho tlaku, čím nedochádza k poškodzovaniu kožného krytu, ako tomu často býva u rigidných AFO.

Pre väčšiu stabilizáciu, optimálne rozloženie váhy tela a neutrálne postavenie kĺbov sú súčasťou ortézy sťahovacie popruhy so suchým zipsom. Popruh prechádzajúci cez členky vo vzdialenosti 45° od plosky, svojím ťahom väčšmi upevňuje správne umiestenie päty v ortéze predovšetkým u jedincov s vysokým tonusom. Úlohou druhého popruhu fixujúceho prednú časť chodidla, je poskytovanie dostatočného kontaktu a opory pre celú nohu a prsty (viz obr. 3 na str.24). Takmer každá ortéza má aj samostatný pás pre fixáciu palca a matatarzálno-falangeálneho kĺbu.

Ak je cieľom dosiahnuť optimálnu kontrolu ekvinózneho postavenia chodidla pri aktivitách vykonávaných vo vertikále, je nutné popruhy viac stiahnuť. Naopak ich uvoľnenie je zase vhodnejšie pre presun a pohybové aktivity na zemi (Hylton, 1989, pp. 40-53).

Obr.3 Supramaleolárna DAFO



www.drdaghaghzadeh.blogfa.com

2.2 Formy DAFO

Firma CascadeDAFO zaraďuje medzi dynamické AFO aj nasledujúce typy ortéz, ktoré sa síce odlišujú od pôvodného konceptu DAFO navrhnutého Nancy Hylton, avšak všetky z nich zabezpečujú v subtalárnom kĺbe pohyb, presne tak ako je tomu u originálnej supramaleolárnej formy (www.cascadedrafo.com).

2.2.1 HAFO (hinged AFO)

Táto modifikácia solídnej AFO s pohyblivým kĺbom sa najčastejšie využíva u menších detí, ktoré potrebujú flexibilný členok pri aktivitách spojených so vstávaním zo zeme alebo šplhaním po schodoch. Podľa potrieb dieťaťa je možné v kĺbe nastaviť neobmedzenú voľnosť či úplné obmedzenie PF a/alebo DF (viz obr. 4 na str. 25). Často sa u hemiplegických detí s ekvinóznym stereotypom chôdze využíva HAFO blokujúca plantárnu flexiu, ktorá tak zabezpečuje strečing m. soleus. Avšak s pribúdajúcim vekom môže tento typ ortézy prispievať ku skrčeneckej chôdzi, zapríčinennej skrátením m. gastrocnemius. Z tohto dôvodu je použitie takejto HAFO vhodnejšie pre mladšie deti s hemiplegiou. (Näslund, 2007,p. 28, Gage et al., 2009, pp. 332-333).

Obr. 4 Hinged AFO



<http://www.nbborthotics.com/gallery---lower-limb-bracing>

2.2.2 PLS AFO (posterior leaf spring AFO)

Dynamika tohto typu ortézy spočíva vo vysokej tibiálnej komponente, ktorá obklopuje posteriórnu, laterálnu a mediálnu stranu lýtku. Tá sa postupne distálnym smerom zužuje (viz obr. 5 na str. 25). Práve tento užší zvislý pruh pôsobí ako pružina kladúca odpor proti plantárnej aj dorzálnej flexii. Veľkosť odporu kladeného proti vykonaniu daného pohybu je daná flexibilitou materiálu a hrúbkou posteriórneho pruhu. Naproti tomu sila nahromadená pri natiahnutí pružiny spätne napomáha k vykonaniu opačného pohybu (www.cascadedafafo.com). Indikáciou pre nosenie tohto typu ortézy je prevencia ekvinózneho postavenia chodidla počas švihovej fázy a nastavenie plosky pre iniciálny kontakt päty. Následne kontroluje fázu stredného stoja a eliminuje predčasné odvíjanie päty a plosky (Gage, Schwartz, Koop, 2009, p. 333).

Obr. 5 Posterior leaf spring AFO



<http://www.drdaghaghzadeh.blogfa.com>

2.2.3 FRAFO (floor reaction AFO)

U skrčeneckej chôdze dochádza ku oslabeniu lýtkového svalstva, a to nedokáže udržať váhu tela pacienta. Úlohou tejto ortézy je spevnenie a podpora flektovaného kolena do neutrálnej pozície aj vďaka pevnej tibiálnej komponente prechádzajúcemu cez proximo-anteriórnu časť predkolenia (viz obr. 6 na str. 26). Tým dôjde k lepšiemu rozloženiu váhy tela a efektívnejšej chôdzi. Avšak u tohto typu ortézy nie je natoľko adekvátne kontrolovanie pozície päty a predonožia, ako je tomu u klasických foriem DAFO s posteriórnou tibiálnou komponentou (www.cascadedrafo.com).

Obr.6 Floor reaction AFO



<http://www.bracemasters.com/images/FLOOR%20REACTION.JPG>

2.3 Materiál pre výrobu DAFO

Pre všetky typy dynamických ortéz sú charakteristickými vlastnosťami stabilizácia, podpora a najmä flexibilita, ktorou sa odlišujú od klasickej rigidnej AFO. Tá je zabezpečená vďaka správnej výbere vhodného materiálu pre výrobu skeletu ortézy.

Najčastejšie používaný je polypropylén – pevný, ľahký a teplom dobre formovateľný plast nepriehľadnej farby. Jeho nevýhodou však je citlivosť na UV žiarenie, nízku teplotu a náchylnosť na vznik škrabancov.

Pre ortézy dolných končatín sa využíva high-density polypropylén s vysokou hustotou odolávajúci väčšej záťaži. Dlhá životnosť materiálu je daná schopnosťou odolávať voči silným nárazom aj pri opakovaných ohnutiach. Je to dôležitý atribút, vďaka ktorému patrí polypropylén medzi najčastejšie používaný materiál na výrobu ortéz. Vďaka možnosti prispôsobenia sa tvaruje do rôznych hrúbok od 1 mm do 1 cm. Relatívne hrubší je pod chodidlom, okolo päty a nad členkami, čím zaisťuje

dostatočnú oporu a stabilitu. Väčšia voľnosť pohybu na dorzu nohy a v oblasti pod prstami je docielená postupným ztenšením materiálu. Prirodzenou vlastnosťou tohto plastického polyméru je schopnosť vrátiť sa do pôvodnej pozície po tom, ako došlo ku ohnuti ortézy pri pohybe. Je to praktický spôsob, ako dôsledne pomôcť k vykonávaniu pohybovej aktivity a jej správne usmerneniu do neutrálnej stredovej pozície. Čím sa zväčšuje miera deformácie, o to viac sa akumuluje odrazová energia, ktorá vracia ortézu do pôvodnej východzej postavenia. Vysoko dynamická energia tak koriguje extrémne pozície v kĺboch alebo nadmernú deformáciu ortézy. Kombinácia primeraného tlaku, dokonalého kontaktu a flexibilnej opory značne napomáha pohybovej aktivite a jej správne usmerneniu, čím ovplyvňuje posturálnu kontrolu (www.ayfudad.com).

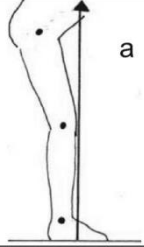
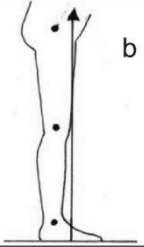
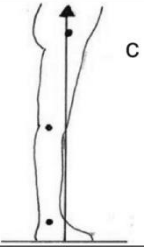
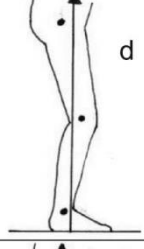
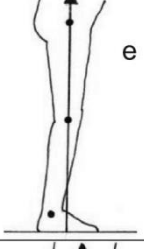
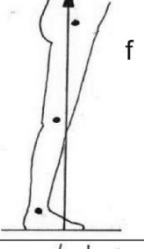
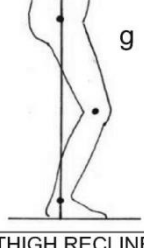
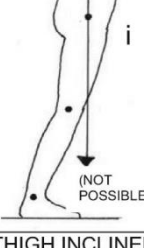
2.4 Funkčné patológie chôdze a ich terapia pomocou DAFO

Efektívne využitie ortéz je podstatnou súčasťou komprehenzívneho prístupu u liečby detí s DMO. Správny výber ortézy nie je podmienený len stereotypom chôdze, ale aj na individuálnymi potrebami jedinca.

V súčasnosti je kategorizácia patologického stereotypu chôdze založená na kinematike v kĺboch. Ak chceme doceliť úspešnú ortotickú intervenciu, je potrebné znormalizovať kinematiku predkolenia, ktorá následne facilituje fyziologickú kinematiku stehna, panvy, trupu a aj kinematiku a kinetiku bedrového a kolenného kĺbu.

V sagitálnej rovine sú 2 základné kategórie abnormálnej kinematiky v predkolení. Buď je táto patológia zapríčinená nadmernou či nedostatočnou inklináciou v predkolení počas určitej fáze krokového cyklu alebo kombináciou oboch týchto abnormalít počas rôznych fáz. Normálna veľkosť inklináčného uhlu, ktorá vo fáze stredného stoja činí v priemere 11°, je potrebná k správne rozloženiu „ground reaction force“ (sila pôsobiaca na telo pri kontakte so zemou) do stredu chodidla a opornej bázy (viz obr. 7 na str. 28). Ak je veľkosť inklináčného uhlu v určitej fáze väčšia alebo menšia, musí nastať kompenzácia v oblasti stehna, panvy alebo trupu. Dosiahnutie normalizácie rozdielných pohybových abnormalít je možné vďaka vhodnej AFO v kombinácii so správne obuvou (Owen, 2010, pp. 256-257).

Obr. 7 Závislosť kinematiky proximálnych segmentov a ground reaction force na kinematike predkolenia

SHANK TO VERTICAL ANGLE	SHANK 0° VERTICAL			
	SHANK 11° INCLINED			
	SHANK 20° INCLINED			
		THIGH RECLINED	THIGH VERTICAL	THIGH INCLINED

(Owen, 2010,p. 257)

- a) predkolenie vo vertikále, reklinácia stehna
- b) predkolenie vo vertikále, stehno vo vertikále
- c) predkolenie vo vertikále, stehno v inklinácii
- d) predkolenie v 11°inklinácii, reklinácia stehna
- e) predkolenie v 11°inklinácii, stehno vo vertikále
- f) predkolenie v 11°inklinácii, stehno v inklinácii
- g) predkolenie v 20°inklinácii, reklinácia stehna
- h) predkolenie v 20°inklinácii, stehno vo vertikále
- i) predkolenie v 20°inklinácii, stehno v inklinácii

2.5 Zásady pri výbere vhodnej ortézy

1. Zhodnotením kinematiky predkolenia v stojnej fáze určíme či je pre pacienta vhodná AFO s fixovaným členkom alebo AFO s kĺbom. Ak pohyb predkolenia nie je v norme, vyberá sa fixný typ AFO, aby sa zabezpečila kontrola členka.

Zlepšením kinematiky predkolenia sa následne zlepši aj možnosť kontroly proximálnych segmentov.

2. Nemenej dôležitá je pre optimálnu funkčnosť chodidla aj veľkosť uhlu v talokrurálnom kĺbe. Často sa chodidlo dáva do pravého uhlu, pričom sa ešte zamedzí pohyb do plantárnej flexie. Avšak aj pohyb do plantiflexie je potrebný pre facilitáciu extenzie kolena počas chôdze. Taktiež sa tým predchádza vzniku kontraktúr či kostných deformít.

Pre stanovenie optimálneho uhlu sa využíva rozlišovací algoritmus (viz schéma. 1 v prílohe na str. 49). Ako prvé sa musí odmerať dĺžka max. natiahnutého m. gastrocnemius pri extendovanom kolene a dorzálnnej flexii v členku. Táto dĺžka sa v pronačnej, supinačnej alebo neutrálnej pozícii môže rôzniť. Vždy si však za začiatočnú mieru vyberieme pozíciu, v ktorej je rozsah najviac obmedzený. Ak noha uchádza do pronácie, vychádzame zo supinácie. Ak je naopak viacej v supinácii, meriame veľkosť z neutrálnej pozície.

3. Nosenie AFO s vhodnou obuvou dokáže ovplyvniť nadmerný inklináčny uhol lýtky, ktorý je u detí s DMO veľmi častý. Správne nastavenie lýtky do 11° inklináčného uhlu vo fáze stredného stoja umožní zníženie uhlovej rýchlosti lýtky, čím sa dosiahne zlepšenie stability distálnych segmentov.
4. Taktiež je možná aj vhodná úprava obuvi, keďže uhol členku v AFO a uhol predkolenia od vertikály sú na sebe nezávislé. Takže výška opätka neovplyvní veľkosť inklináčného uhlu predkolenia (Owen, 2010, pp.262-267).

2.6 Funkčné patológie chôdze a ich terapia pomocou DAFO

Každé dieťa v rámci jedného typu patologického stereotypu chôdze má individuálne abnormality. Preto nie je možné presne určiť, ktoré typy ortéz slúžia na nápravu daných stereotypov. Vzhľadom k tomu firma CascadeDAFO rozčlenila ortézy na základe patologických aspektov a stupňa obmedzenia (www.cascadedrafo.com).

2.6.1 Nedostatočná clearance v švihovej fáze

Ľahká forma

- dopad chodidla pätou
- žiadne viditeľné kompenzácie v kolene
- objaví sa v menej ako 80 % času
- možnosť kontroly pri upozornení

Vhodné ortézy: klasická DAFO- voľnosť do DF a PF

vyššia supramaleolárna DAFO- obmedzenie do PF, možnosť obmedzenia do DF

Stredne ťažká forma

- dopad celým chodidlom sprevádzaný supináciou/pronáciou
- možnosť miernej kompenzácie v kolene/ bedrovom kĺbe
- objaví sa vo viac ako 80% času
- možnosť zlepšenia pri upozornení

Vhodné ortézy: HAFO- zablokovanie PF, voľnosť do DF

PLS AFO- obmedzenie do DF a PF

Ťažká forma

- dopad chodidla predonožím sprevádzaný supináciou/pronáciou
- veľká kompenzácia v kolennom/ bedrovom kĺbe
- objavuje sa stále
- nie je možnosť kontroly

Vhodné ortézy: PLS AFO- čiastočné obmedzenie do DF a PF

PLS AFO- veľké obmedzenie do PF, obmedzenie do DF

2.6.2 Nadmerná plantárna flexia

Ľahká forma

- plantárna flexia 0°
- objaví sa v menej ako 50% času
- možnosť korekcie pri upozornení
- manuálna korekcia s miernym odporom

Vhodné ortézy: klasická DAFO- voľnosť do DF a PF
vyššia supramaleolárna DAFO- obmedzenie do PF, možnosť obmedzenia do DF- popruhy zozadu

Stredne ťažká forma

- plantárna flexia 0-2°
- objaví sa v 50% času
- možnosť zlepšenia pri kontrole
- manuálna korekcia so stredne veľkým odporom

Vhodné ortézy: PLS AFO- obmedzenie do DF a PF
PLS AFO- veľké obmedzenie do PF, obmedzenie do DF

Ťažká forma

- plantárna flexia viac ako 2°
- objavuje sa stále
- nie je možnosť kontroly
- manuálna korekcia s veľkým odporom/ nie je možnosť korekcie

Vhodné ortézy: HAFO- zablokovanie do PF, voľnosť do DF/ možnosť nastavenia veľkosti DF
DAFO- blokovanie DF, voľnosť DF

2.6.3 Hyperextenzia v kolene

Ľahká forma

- ľahká flexia v kolene 0-2°
- objaví sa v menej ako 50% času
- možnosť korekcie pri upozornení
- manuálna korekcia s miernym odporom

Vhodné ortézy: klasická DAFO- voľnosť do DF a PF
vyššia supramaleolárna DAFO- obmedzenie do PF, možnosť
obmedzenia do DF- popruhy zozadu

Stredne ťažká forma

- značná flexia v kolene 2-5°
- objaví sa v 50% času
- možnosť zlepšenia pri upozornení
- manuálna korekcia so stredne veľkým odporom

Vhodné ortézy: HAFO- zablokovanie PF, voľnosť do DF
PLS AFO- obmedzenie do DF a PF
PLS AFO- veľké obmedzenie do PF, obmedzenie do DF

Ťažká forma

- výrazná flexia v kolene viac ako 5°
- objavuje sa stále
- nie je možnosť korekcie pri upozornení
- manuálna korekcia s veľkým odporom

Vhodné ortézy: HAFO- zablokovanie do PF, voľnosť do DF/ možnosť nastavenia
veľkosti DF
DAFO- blokovanie DF, voľnosť DF

2.6.4 Nadmerná dorzálna flexia v členku

Ľahká forma

- ľahká dorziflexia v členku a flexia v kolene 5-10°
- objaví sa v menej ako 50% času
- možnosť korekcie pri upozornení
- manuálna korekcia s miernym odporom

Vhodné ortézy: klasická DAFO- voľnosť do DF a PF
vyššia supramaleolárna DAFO- obmedzenie do PF, možnosť obmedzenia do DF popruhy okolo

Stredne ťažká forma

- značná dorziflexia v členku a flexia v kolene 10-15°
- objaví sa v 50% času
- možnosť zlepšenia pri upozornení
- manuálna korekcia so stredne veľkým odporom

Vhodné ortézy: PLS AFO- obmedzenie do DF a PF
PLS AFO- veľké obmedzenie do PF, obmedzenie do DF

Ťažká forma

- výrazná dorziflexia v členku a flexia v kolene 15° a viac
- objavuje sa stále
- nie je možnosť korekcie pri upozornení
- manuálna korekcia s veľkým odporom/nie je možnosť korekcie

Vhodné ortézy: AFO- blokovanie DF aj PF
FRAFO- blokovanie DF

3 DISKUSIA

Keďže mnoho literárnych zdrojov interpretuje DAFO inakšie, nie je možné jej presné a jednotné definovanie. Vzhľadom k tomuto faktu sú v nasledujúcich štúdiách zahrnuté všetky ortézy uvádzané ako dynamické. Patrí medzi ne originálna supramaleolárna DAFO a tiež HAFO, PLS AFO, FRAFO. Tieto jednotlivé typy sú porovnávané s AFO alebo medzi sebou. Výsledné zistenie vplyvu na stereotyp chôdze by nám malo napomôcť k výberu správnej dynamickej ortézy pre dieťa trpiace DMO.

Prvé štúdie sú zamerané na zistenie efektivity supramaleolárnej DAFO. Táto porovnáva biomechanický a elektromyografický efekt 2 bežne používaných ortéz, a to rigidnú AFO s klasickou DAFO u dynamicky ekvinózneho stereotypu chôdze. Krokový cyklus sa analyzoval samostatne chodiacim 7 chlapcom a 6 dievčatám v priemernom veku 5,9 roka. Chodidlá mali stredne spastické ekvinózne postavenie (podľa Ashworthovej škály 13) a boli bez výrazných deformít. Počas jedného dňa sa pomocou EMG týmto deťom s DMO získali dáta chôdze naboso, s AFO a s DAFO. Výsledky meraní poukázali na celkové zlepšenie týkajúce sa predĺženia kroku, prednastavenia chodidla pre iniciálny kontakt a kontrolu ekvinózneho postavenia plosky počas stojnej aj švihovej fáze. Obidve limitovali plantárnu flexiu pri odraze, avšak toto obmedzenie bolo u DAFO menšie. Na základe EMG sa preukázalo, že nosením AFO sa na rozdiel od DAFO zníži nadmerne pretrvávajúca svalová aktivita charakterizujúca spasticitu u detí s DMO. Chôdza s AFO preto výrazne znižuje únavu dieťaťa a prispieva k jeho výkonnosti. Avšak DAFO dovoľuje väčšiu hybnosť v talokrurálnom kĺbe, než je tomu u AFO a slúži tak ako prevencia atrofie lýtkového svalstva. A práve to je najväčšia výhoda, pre ktorú je nosenie DAFO u detí s dynamickým ekvinóznym postavením chodidla najviac efektívne (Lam, Leong, Li, 2005, pp. 189-197).

V ďalšej randomizovanej štúdii bola využitá dynamická členková ortéza s možnosťou voľnej plantárnej flexie v chodidle, ktorý efektívne facilituje hrubé motorické schopnosti u detí s DMO. Do krátkodobého sledovania bolo zapojených celkovo 23 ambulantných detí vo veku od 1,9 do 7,3 roka. Značné zlepšenie sa prejavilo na základe merania pomocou GMFM 88 a 66 pri plazení/lezení, státí, bežaní a skákaní. Zaujímavosťou je, že zlepšenie motorických schopností mierne súvisí s dĺžkou nôh týchto detí. Ďalším faktorom pôsobiacim na účinnosť nosenia DAFO je vzrastajúci vek zúčastnených, ktorý negatívne vplýval na ich stojné schopnosti. Mladší pacienti, ktorí doposiaľ neboli nútení využívať pomôcky pri chôdzi, dosiahli pri používaní DAFO s voľnou plantárnou flexiou najväčší pokrok. Z toho vyplýva,

že včasná ortotická liečba je neoddeliteľnou súčasťou ucelenej terapeutickej intervencie zlepšujúcej pohybové schopnosti dieťaťa (Bjornson, Schmale, Adamczyk-Foster 2006, pp. 773-776).

Bežným problémom u detí s DMO je zhoršovanie stavu muskuloskeletálneho systému predovšetkým na lýtkach, čím sa charakterizuje chôdza po prstoch, čiže ekvinózný stereotyp chôdze. Pre efektívnu liečbu sa využívajú rôzne druhy konzervatívnej terapie. Táto štúdia sa zamerala na jednu z nich, a to konkrétne na ortézovanie dolných končatín počas 23 hodín denne dynamickou AFO. Celkovo sa štúdie zúčastnilo 10 detí so spastickou hemiplegiou a diplegiou a ich vek sa pohyboval okolo 9,3 ($\pm 2,4$) roku. Všetky deti mali ekvinózný stereotyp chôdze a podľa GMFCS patrili pod úroveň I a II, čiže boli schopné samostatnej chôdze. Účinnosť tohto typu liečby sa zisťovala 3D analýzou krokového cyklu pred terapiou a po 3 mesiacoch intenzívneho nosenia DAFO. Počas samotnej analýzy nemali deti na sebe žiadnu ortézu. Čo sa týka rýchlosti a kadencie chôdze, neboli zistené žiadne väčšie rozdiely, skôr došlo k výraznému skráteniu dĺžky kroku. U všetkých pacientov sa však zmenil pôvodný iniciálny kontakt, ktorý začínal od prstov, na fyziologický iniciálny kontakt pätou. Značne sa zväčšil aj rozsah pohybu v členkovom kĺbe. Zlepšenie nastalo aj v sagitálnej rovine v kolennom kĺbe zmenšením hyperextenzie v strednej stojnej fáze, zlepšením timingu flexie a zväčšením flexie v švihovej fáze. Týmto sa poukázalo na pozitívny efekt intenzívneho 23 hodinového nosenia ortézy u ekvinózneho stereotypu chôdze (Kranzl et al., 2013, p. 53).

Ďalšia zo štúdií bola zameraná na individuálny pohľad rodičov na zmeny postury ich detí pri nosení DAFO. Zúčastnilo sa jej 15 detí s diparetickou formou DMO vo veku od 4 do 18 rokov, ktorí v priemere 18 mesiacov nosili DAFO indikované pre zlepšenie sedu, stoja a chôdze. Výskum prebiehal formou rozhovoru s 13-timi matkami a 5-timi otcami. Ich úlohou bolo zhodnotiť celkový vplyv nosenia DAFO na motorické a funkčné schopnosti v rôznych situáciách.

Analýza prebiehala v nasledujúcich kategóriách:

Vplyv na telesné segmenty

Nosením DAFO nastalo skorigovanie chodidla do stabilnej pozície, a tým jeho lepšie zaťaženie. Došlo ku zlepšeniu sedu a následne aj kontroly a koordinácie hlavy a funkčnosti rúk. Znížením svalového tonu sa pohyby stali omnoho živšími.

Vykonávanie funkčných aktivít

Celkovo sa uľahčil transport, chôdza s/bez pomôcok, funkčnosť rúk a mnoho bežných dennodenných činností. Za pomoci ortézy bola väčšina detí schopná bicyklovať sa, čo predtým u nich nebolo možné vzhľadom k neschopnosti chodidla udržať sa na pedáloch.

Ortéra ako súčasť terapie

Pravidelné nosenie ortéry udržiavalo svaly v kondícii, tým pádom došlo k redukcii niektorých každodenných intervencií, ako je napr. strečing m. tricipes surae zabezpečujúci flexibilitu svalov a prevenciu vzniku kontraktúr.

Možnosť nezávislosti a socializácie

Podľa mnohých rodičov sa tiež objavili psychologické benefity zahŕňajúce pocit bezpečnosti, slobody a nezávislosti pri pohybe. Deti mali viac energie a trávili viac času so svojimi rovesníkmi, čo prispieva k sociálnej integrácii.

Problémy s DAFO

Nosenie tejto ortéry tiež zahŕňalo aj negatíva. Jedným z nich bola bolesť pociťovaná na nohách v začiatkoch nosenia. Pre staršie deti bolo ťažšie samostatne si nasadiť ortézu a zabezpečiť dostatočnú stabilitu adekvátnym utiahnutím popruhov. Taktiež po určitom čase plastové ortéry zapríčinili potenie nôh, takže rodičia boli nútení častejšie meniť ponožky alebo naopak počas zimy boli chodidlá príliš chladné. V porovnaní s výhodami, ktoré táto ortéra prináša, však rodičia označili tieto nedostatky za akceptovateľné (Näslund et al., 2003, pp. 59-68).

Dynamická AFO s kĺbom je veľmi často používanou ortézou predovšetkým u mladších detí s hemiplegickou formou ekvinózneho stereotypu chôdze. Preto je mnoho štúdií zameraných práve na zistenie efektivity tohto typu dynamickej ortéry. Ďalšia štúdia porovnávala tento typ ortéry s DAFO. Avšak cieľom bolo zistiť, u ktorej z nich dôjde z hľadiska stereotypu chôdze a pohybových funkcií k väčšiemu zlepšeniu patologickej skokovej chôdze. Zapojených bolo 15 samostatne chodiacich detí s DMO s priemerným vekom 7,5 roka. Prebehlo meranie pre zistenie rozdielov medzi chôdzou naboso, s DAFO a s HAFO. Pri analýze sa zaznamenalo výrazné zlepšenie pohybu členku nosením oboch typov ortéz oproti chôdze naboso. Avšak žiadny väčšie rozdiely medzi jednotlivými typmi neboli, takže obidve sú rovnako efektívne (Smith et al., 2009, pp. 356-365).

Obdobná štúdia prebehla u detí so spastickou hemiplegiou. V tomto výskume, ktorého sa zúčastnilo 12 pacientov (3 dievčatá, 9 chlapcov) v priemernom veku 11,9 roka sa tiež merala efektívnosť chôdze s HAFO a s DAFO. Všetky deti boli samostatne chodiaci pacienti, ktorí bežne pre chôdzu využívali iba HAFO blokujúcu plantárnu flexiu a umožňujúcu pohyb do dorzálnnej flexie. Tá sa porovnávala s klasickou supramaleolárnou DAFO. Po pár týždňoch, keď si pacienti zvykli na nosenie oboch typov ortéz im bol zanalyzovaný ich stereotyp chôdze naboso a s oboma typmi ortéz. Podľa výsledkov merania značné zlepšenie nastalo pri chôdzi s HAFO, kedy sa v dôsledku lepšej kontroly plantiflexie v švihovej fáze začal iniciálny

kontakt päťou u všetkých 12-tich detí, na rozdiel od DAFO. Väčšia kontrola plantárnej flexie bola umožnená práve vďaka vyššej posteriórnej tibiálnej komponente. U oboch ortéz sa súčasne zväčšila dĺžka kroku a aj chôdze. Celkovo však táto štúdia vypovedá v prospech HAFO (Romkes, Brunner 2002, pp. 18-24).

Posudzovaním efektívnosti ortézy s mechanickým kĺbom (HAFO) na patologický stereotyp chôdze a na spotrebu energie sa zaoberala ďalšia zo štúdií. Všetkým zúčastneným deťom so spastickou hemilegiou bol tento typ ortézy indikovaný pre zlepšenie ekvinózneho stereotypu chôdze. Pre každé z 11-tich detí (7 chlapcov, 4 dievčatá) sa individuálne vyrobila HAFO s voľnou dorziflexiou a omedzenou pohyblivosťou do plantiflexie. Výsledky sa zhodnotili na základe analýzy krokového cyklu a meraním výdaju energie pri chôdzi bez ortézy a s HAFO. Všetky testy sa vykonali v rovnaký deň a s dostatočným odpočinkom medzi jednotlivými meraniami. V porovnaní chôdze s ortézou a chôdze naboso sa zlepšila rýchlosť chôdze, dĺžka kroku a čas opory o jednu končatinu. Naopak s HAFO sa značne znížil čas opory o obe končatiny a v kadencii nenastali žiadne zmeny. Vzárástla tiež dorzálna flexia v subtalárnom kĺbe počas iniciálneho kontaktu, vo fáze stredného stoja a počas strednej švihovej fáze. Flexia v kolennom kĺbe počas iniciálneho kontaktu sa zmenšila a nenastala žiadna zmena v maximálnej extenzii kolena počas stojnej fáze a flexie počas švihovej fáze. Chôdza pri nosení HAFO nebola natoľko energeticky náročná ako je tomu bez ortézy, čím sa výrazne znížila spotreba kyslíku (Balaban et al., 2007, pp. 139-144).

Účelom tejto štúdie bolo identifikovať rozdiely posturálnej stability a jej kontrolných mechanizmov pri pokojnom stoji medzi normálne sa vyvíjajúcimi deťmi a deťmi so spastickou diplegickou formou DMO pri použití HAFO. Vlastnosti statickej balancie stoja sa zisťovali u 21 detí s DMO v priemernom veku 6,1 roka a kontrolnej skupiny 22 detí. U detí bolo podmienkou, aby mohli samostatne stáť bez použitia asistenčných pomôcok. Obidve skupiny detí boli inštruované k voľnému stoji s rovnomerne rozloženou záťažou na nohách a s rukami voľne pozdĺž tela. Po 20 sekundách sa zaznamenali dáta určujúce koordináciu centra zaťaženia na oboch dolných končatinách samostatne. Takéto meranie sa robilo naboso a s HAFO. Z výskumu vyplynulo, že mediolaterálne a anteroposteriórne výchylky pri stoji boli u detí s DMO porovnateľne väčšie, ako je tomu u skupiny zdravých detí. Významné zlepšenie týchto parametrov nenastalo ani pri testovaní s HAFO. Taktiež bilaterálne spastické deti na rozdiel od tých zdravých nevyužívali pre dosiahnutie posturálnej kontroly dostatočnú stabilizáciu členku. K zvýšeniu mediolaterálnej balancie však prispelo práve HAFO. Celkovo možno povedať, že AFO s mechanickým kĺbom zlepšuje posturálnu stabilitu, ale nie posturálnu kontrolu stoja (Rha, Kim, Park, 2009, pp. 746-752).

Ďalšia zo štúdií sa zamerala na porovnanie HAFO so solídnou AFO (SAFO). Posudzovala sa schopnosť stoja a chôdze z hľadiska gross motor function (GMF) u detí so spastickou diplégiou. Výskumu sa zúčastnilo 30 detí vo veku od 4 do 8 rokov. Všetky sa na základe veku, IQ a stupňa GMFM-88 náhodne rozdelili do 3 rovnocenných skupín 10 detí, pričom každá z nich absolvovala po dobu 3 mesiacov nervový vývojovú terapiu. Po túto dobu jedna skupina nosila 6 hodín denne SAFO, 2. skupina HAFO a tretia skupina bola kontrolná, takže nenosila žiadnu ortézu. Z výsledkov tejto vyplynulo, že GMFM sa zvýšila u všetkých troch skupín, avšak medzi kontrolnou skupinou a deťmi, ktoré nosili SAFO nebol výraznejší rozdiel. Poukázalo sa však na značné zlepšenie stoja a chôdze u detí, ktoré nosili HAFO. Voľnosť do dorziflexie prispela ku zvýšeniu koordinácie, symetrickosti chôdze a facilitácii normálneho prenesenia váhy. Ortéza s mechanickým kĺbom tak môže pacientovi napomôcť počas fáze konečného stoja vďaka zväčšenej dorzálnej a plantárnej flexie a súčasne aj do predšvihovej fáze. Taktiež zo štúdie plynie, že HAFO sú vhodnejšie pre mladšie deti vo veku do 6 rokov, keďže v tomto veku dochádza ku rozvoju motorických schopností potrebných pre fyziologický stereotyp chôdze (Dalvand et al., 2013, pp. 12-19).

Porovnaním 3 typov najčastejšie používaných ortéz, SAFO, HAFO a PLS AFO, sa zaoberala ďalšia zo štúdií. Do výskumu bolo zapojených 16 samostatne chodiacich detí, z toho 10 chlapcov a 6 dievčat v priemernom veku 8 rokov a 4 mesiace. Všetky trpeli spastickou diplegickou formou DMO, pričom 4 z nich boli podľa GMFCS zaradená do úrovne I a zvyšných 12 do úrovne II. Efektívnosť ortéz sa posudzovala na základe analýzy krokového cyklu pri chôdzi v topánkach bez AFO. Následne sa po používaní každého typu ortézy po dobu 3 mesiacov znovu analyzoval stereotyp chôdze. Taktiež sa sledovala spotreba kyslíku a vykonávanie funkčných aktivít. Z výsledkov štúdie vyplynulo, že nosením všetkých 3 typov AFO nedošlo k výraznej zmene kinetiky v bedrovom, kolennom kĺbe a v panve. Avšak normalizovala sa kinematika v členkovom kĺbe počas stoja, zväčšila sa dĺžka kroku a spotreba energie počas chôdze. Všetky ortézy zlepšili obratnosť pri chôdzi, behu, skákaní či koordináciu horných končatín. Avšak kvalita hrubých motorických schopností a samostatnosť chôdze zostala nezmenená. Nosenie AFO u detí so spastickou diplegiou tak vykazuje benefity spojené pri vykonávaní funkčných aktivít. U niektorých detí z úrovne II sa však prejavil aj mierne negatívny efekt pri nosení HAFO, a tým bola nadmerná dorzálna flexia, zníženie rýchlosti pohybu a veľká energetická spotreba pri chôdzi (Buckon et al., 2004, pp. 590-598).

Nosenie AFO je indikované pacientom pre podporu stability v stojnej fáze a zlepšenie clearance švihovej fáze počas chôdze po rovine. Avšak pre celkovú samostatnosť pohybu

v rôznych prostrediach je dôležitá aj chôdza po schodoch, ktorá je u detí s DMO veľmi obtiažna vzhľadom k zníženej motorickej kontrole, svalovej spasticite a kontraktúram. Navyše je v členku potrebný väčší rozsah pohybu, ako je tomu pri chôdzi po rovine. Preto sa jedna zo štúdií zamerala na porovnanie 3 rôznych typov AFO ortéz a ich ovplyvnenia funkčnosti a kinematiky chôdze po schodoch u detí so spastickou hemiplegiou. Do štúdie bolo zaradených 19 samostatne chodiacich detí vo veku 6-15 rokov, ktorým fyzioterapeut indikoval nosenie AFO. Okrem toho všetky deti boli schopné chôdze zo/do schodov naboso s použitím madiel ale aj bez ich použitia. Každé dieťa sa účastnilo výskumu po dobu jedného roku, pričom prvé 3 mesiace nenosilo žiadnu ortézu a následne každé 3 mesiace nosilo SAFO, HAFO a PLS AFO. Z výsledkov vyplýva, že najviac detí s DMO dokáže udržať tempo so svojimi rovesníkmi pri ascendentnej aj descendentnej chôdzi po schodoch pri použití HAFO. Avšak veľmi výrazné rozdiely medzi chôdzou naboso a jednotlivými druhmi AFO neboli. Celkovo je však rýchlosť chôdze po schodoch u detí s DMO znížená vzhľadom ku zvýšenej potrebe balančnej kompenzácie. Navyše je descendentná chôdza pomalšia, pretože excentrická kontrakcia m. quadriceps femoris a m. triceps surae je pre deti so spastickou hemiplegiou omnoho náročnejšia. Pri chôdzi do schodov všetky typy ortéz významne obmedzili počas stojnej aj švihovej fáze veľkosť plantárnej flexie. Zároveň počas švihovej fáze použitím HAFO aj PLS AFO stúpala aj veľkosť dorzálnnej flexie. Tá bola značne väčšia aj pri stojnej fáze descendentnej chôdze s HAFO, kedy naopak plantárna flexia mala najväčší rozsah pri chôdzi bez ortézy. Obdobné výsledky boli sa zaznamenali aj počas švihovej fáze. Vo všeobecnosti možno povedať, že všetky typy ortéz prispievajú ku zlepšeniu chôdze po schodoch. Aj keď najlepšie výsledky vyšli v prospech HAFO, výrazné rozdiely medzi jednotlivými typmi ortéz neboli. A preto by mal byť výber toho správneho typu individuálne založený na potrebách dieťaťa (Sienko et al., 2002, pp. 180-187).

U spasticky diplegických detí so skrčeneckým stereotypom chôdze je najčastejšie používanou ortézou tzv. floor-reaction AFO (FRAFO). Tento typ ortézy obsahuje prednú tibiálnu komponentu vďaka ktorej dochádza k úprave nadmernej dorzálnnej flexie v členku a flexie v kolene počas stojnej fáze. Práve tým je charakterizovaná chôdza takýchto detí. Cieľom tejto štúdie bolo zhodnotiť efektívnosť FRAFO a zistiť parametre, ktoré by mohli uľahčiť jej funkčnosť. Retrospektívne boli medzi rokmi 2001 a 2007 zozbierané analýzy krokového cyklu vykonávané u pacientov v rovnaký deň s FRAFO a naboso. Tomuto kritériu vyhovel 27 detí. Zhodnotením analýz možno povedať, že celkovo nastalo zlepšenie znížením rozsahu pohybu členku v sagitálnej rovine. Taktiež sa zmenšilo flekčné postavenie v kolennom kĺbe počas fáze stredného stoja. Najlepšie výsledky boli dosiahnuté u pacientov

s flekčnou kontraktúrou bedrového a kolenného kĺbu menšou alebo rovnou 10° . Kontraktúry väčšie ako 15° limitovali efektívnosť ortézy pri kontrole extenzie kolena vo fáze stredného stoja. Pokiaľ má byť terapia naozaj účinná, tak nadmerne skrátene svalové skupiny by mali byť kontraindikáciou k noseniu FRAFO (Rogozinski et al., 2009, pp. 2440-2447).

Ďalšia štúdia tiež hodnotila efektívnosť FRAFO na kinetiku v bedrovom, kolennom a talokrurálnom kĺbe počas stoja a krokového cyklu v porovnaní s kontrolnou skupinou. Výskum bol založený na retrospektívnom zozbieraní dát medzi rokmi 1996 až 2004, z čoho sa vybralo 71 pacientov (142 končatín) v priemernom veku $12,2 \pm 3,9$ roka. Kritériá pre zahrnutie do výskumu boli nasledovné: DMO typu spastickej diplégie, chôdza s/bez ortéz a klinicky predpísaná FRAFO s mechanickým kĺbom. Kľúčovým podmienkou tiež bolo podstúpenie 3-dimenzionálnej analýzy krokového cyklu, na základe čoho sa zhodnocovala kinetika v bedrovom, kolennom, a členkovom kĺbe. Pacienti boli rozdelení do 3 skupín:

- a) I. skupina- 14 končatín s obmedzenou ext. -15° v KOK
- b) II. skupina- 57 končatín so stredne obmedzenou ext. -15° až -30° v KOK
- c) III. skupina- 71 končatín typu veľkým obmedzením ext. -30° v KOK

Výsledky štúdie poukázali na výrazné zlepšenie u II. a III. skupiny, ktoré sú charakterizované strednou a veľkou (skrčenecká chôdza) flexiou v KOK s nadmernou dorzálnou flexiou počas stojnej fáze krokového cyklu. U I. skupiny nedošlo pri nosení FRAFO s mechanickým kĺbom k výraznejšej zmene, čo môže byť zapríčinené podobnosťou s fyziologickým krokovým cyklom (Lucareli, 2007, pp. 63-68).

Táto štúdia porovnávala všetky typy dynamických ortéz- HAFO, FRAFO, PLS AFO a supramaleolárnu DAFO. Navyše sa zrovnávali aj so SMO(supramaleolárna ortéza bez popruhov) a SAFO (solídna AFO). Cieľom bolo zhodnotiť, či tieto ortézy môžu splniť požiadavky potrebné pre všetky stereotypy chôdze. U HAFO je rozsah pohybu limitovaný typom kĺbu, ale je určený bod otáčania, čo u PLS AFO, FRAFO a DAFO nie je. Tieto 3 typy nemajú ohraničený rozsah pohybu, ten je daný pružnou silou a regulovateľný vďaka rozdielnej hrúbke materiálu. Veľkosť tejto sily pôsobiacej na členok by však mala závisieť od typu chôdze a antropometrických údajov pacienta. Pozitívom je, že všetky ortézy blokujú pohyb do plantárnej flexie, čo je dôležité pre fyziologický iniciálny kontakt. Avšak žiadna z nich nespĺňa úplne všetky potrebné požiadavky, pretože chýba možnosť nastavenia jednotlivých typov ortéz a parametrov, ktoré sú pre každého človeka individuálne. A preto by mal byť súčasťou dynamických aj statických AFO nastaviteľný mechanický kĺb a naopak u HAFO zase možnosť samostatne zmeniť pružnú silu, vyrovnať ortézu do východzej pozície a ovplyvniť rozsah pohybu (Fior, Gentz, Sabbagh, 2014, pp. 95-96).

ZÁVER

Vhodná ortotická liečba dolných končatín je u detí trpiacich DMO kľúčovým prvkom komprehenzívnej terapie. Vďaka tomu sa zabezpečí nielen správna funkčnosť nôh, ale aj celého trupu a horných končatín, čo prispieva ku zvýšeniu samostatnosti jedinca. Dieťa sa tak môže lepšie začleniť do spoločnosti, takže nosenie ortéz má pozitívny vplyv aj na psychiku.

Medzi najčastejšie užívaný typ ortéz patrí konvenčne vyrábaná rigidná AFO, ktorá zabezpečuje dostatočnú stabilizáciu chodidla. Jednotlivé typy patologickej chôdze u detí s DMO sa však rôznia na základe pohybových abnormalít spôsobených zvýšeným alebo zníženým svalovým tonusom. U každého dieťaťa je ale nutné prihliadať aj na individuálny stav pohybového aparátu. Vzhľadom k tomuto faktoru nie je rigidná AFO vhodná pre všetkých pacientov.

Z tohto dôvodu sa moja práca zamerala na dynamickú formu AFO, ktorej význam spočíva v umožnení hybnosti členkového kĺbu v sagitálnej rovine. Vzhľadom k nejednotnosti definovania dynamickej členkovej ortézy v použitých literatúrach, boli v tejto práci zahrnuté všetky formy, ktoré boli v zdrojoch označené ako DAFO. Medzi ne sa zaraďuje supramaleolárna forma DAFO, HAFO, PLS AFO, FRAFO. Cieľom práce bolo teda zhodnotiť a porovnať účinnosť jednotlivých typov na stereotyp chôdze u detí trpiacich DMO.

Prvé 4 použité štúdie boli čisto zamerané na efektivitu klasickej supramaleolárnej formy DAFO. Pri porovnaní s rigidnou formou u oboch typov došlo ku predĺženiu kroku, prednastaveniu chodidla pre iniciálny kontakt a kontrolu ekvinózneho postavenia plosky počas stojnej aj švihovej fázy. DAFO však umožnila väčší rozsah v členku, čo má najväčší význam pre kontrolu ekvinózneho postavenia chodidla. Rovnaké výsledky boli dosiahnuté aj pri využití 23h. ortézovania. Značné zlepšenie stoja aj behu bolo v ďalšej štúdii preukázané pomocou GMFM-88 a 66 pri nosení DAFO. Väčšia efektivnosť bolo podmienená nižším vekom dieťaťa, z čoho vyplýva potreba včasnosti ortetickej liečby. Pozitívny vplyv tohto typu ortézy na stabilitu chodidla, svalovú kondíciu či vykonávanie funkčných aktivít v stoji uviedli v ďalšej štúdii aj rodičia detí, ktoré túto ortézu nosili. Súčasne vyzdvihli aj psychologické benefity spojené so sociálnou integráciou.

Niekoľko ďalších štúdií sa zameralo na zistenie efektívnosti dynamickej AFO s kĺbom (HAFO), ktorá sa indikuje najmä mladším deťom s ekvinóznym stereotypom chôdze. Pri jej porovnaní so supramaleolárnou DAFO sa u oboch typov ortéz v 2 štúdiách zlepšil pohyb v členku. V jednej štúdii však nastalo výrazné zlepšenie kontroly plantiflexie pri nosení

HAFO zatiaľ čo u 2. štúdie sa nepreukázali výraznejšie rozdiely. Ďalšie štúdie celkovo zhodnotili zlepšenie rýchlosti chôdze, dĺžky kroku a prednastavenia chodidla pre iniciálny kontakt. Súčasne sa znížila spotreba kyslíku a zlepšila sa posturálna stabilita. Umožnením voľnosti pohybu do dorzálnej flexie sa navyše zvýšila koordinácia a symetrickosť chôdze.

Pri porovnaní SAFO, HAFO a PLS AFO sa pri ďalšej analýze nezistili výraznejšie rozdiely medzi jednotlivými typmi ortéz. Všetky však predĺžili krok, normalizovali kinematiku v členkovom kĺbe, zlepšili obratnosť chôdze a celkovo vykonávanie funkčných aktivít. Zrovnaním rovnakých typov ortéz pri chôdzi zo/do schodov tiež medzi nimi neboli preukázané signifikantné rozdiely. Rýchlosť chôdze, predovšetkým descendentná, sa značne znížila. U všetkých však došlo k obmedzeniu plantárnej flexie počas stojnej aj švihovej fázy. Navyše sa u HAFO a PLS AFO mierne zvýšila aj dorzálna flexia v švihovej fáze.

U skrčeneckej chôdze nastalo pri analyzovaní chôdze s FRAFO normalizovanie hybnosti členku v sagitálnej rovine a taktiež sa upravilo aj flekčné postavenie kolena. Avšak výsledky 2 štúdií sa nezhodujú v určení maximálnej efektivity ortézy závislej na veľkosti flexie v kolene.

Posledná štúdia porovnávala medzi sebou všetky typy dynamických ortéz, rigidnú AFO a supramaleolárnu ortézu. U všetkých sa upravilo plantiflekčné postavenie chodidla pre iniciálny kontakt. Avšak ani jedna z nich nespĺňala všetky kritériá, pre ktoré by sa dala považovať za ortézu vhodnú pre každý z patologických stereotypov chôdze.

Na záver možno zhodnotiť, že každý typ dynamickej ortézy výrazne prispel ku zlepšeniu abnormalít v krokovom cykle, avšak správny výber adekvátneho druhu ortézy je predovšetkým závislý na určení individuálnych potrieb každého dieťaťa.

SKRATKY

AFO	ankle foot-orthosis
CNS	centrálna nervová sústava
DAFO	dynamic ankle foot orthosis
DKK	dolné končatiny
DMO	detská mozgová obrna
FRAFO	floor reaction ankle-foot orthosis
GMFCS	gross motor function classification system
GRF	ground reaction force
HAFO	hinged ankle foot-orthosis
HKK	horné končatiny
KOK	kolenný kĺb
PLS AFO	posterior leaf spring ankle foot-orthosis
SAFO	solid ankle foot orthosis
SMO	supramalleolar orthosis

REFERENČNÝ ZOZNAM

AMBLER, Zdeněk. 2001. *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2001. ISBN 80-246-0080-3

BALABAN, B., YASAR, E., DAL, U., YAZICIOGLU, K., MOHUR, H., KALYON, T.A. 2007. The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy: vol. 29, no. 2. ISSN 0963-8288

BJORNSON, K. F., SCHMALE, G. A. ADAMCZYK-FOSTER, A. 2006. The effect of dynamic ankle foot orthoses on function in children with cerebral palsy. *J pediatr orthop*. 2006. vol. 26 ISSN 0271-6798

BOBATH, Karel. 1991. *A neurophysiological basis for the treatment of cerebral palsy*. 2. edit. Oxford: Mac Keith Press, 1991. ISBN (UK): 0-901260-54-1

BUCKON, C.E., THOMAS, S.S., JOKOBSON-HUSTON, S., MOOR, M., SUSSMAN, M., AIONA, M.D. 2004. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia: *Developmental medicine in child neurology*. 2004. vol. 46, issue 9. ISSN 0012-1622

DALVAND, H., DEHGHAN, L., FEIZI, A., HOSSEINI, S. A., AMIRSALARI, S. 2013. The impacts of hinged and solid ankle-foot orthoses on standing and walking in children with spastic diplegia: *Iran J child neurol*. 2013. ISSN 1735-4668

DUNCAN, W. 1960. Tonic reflexes of the foot: *The journal of bone & joint surgery*. 1960. vol. 42, pp. 859-874, ISSN nie je dohl'adateľné

FIOR, J., GENTZ, R., SABBAGH, D. 2014. The observance of biomechanical effects on the estimation of common ankle foot orthoses in cerebral palsy: *Gait & posture*. 2014. vol. 39. no. 1. ISSN nie je dohl'adateľné Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214004238>

GAGE, James, R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press, 1991. ISBN (UK) 0 901260 90 8

GAGE, James, R., SCHWARTZ, Michael, H., KOOP, Steven, E., NOVACHECK, Tom, F. 2009. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. 2. edit. London: Mac Keith Press, 2009. ISBN 978-1-898683-65-0

HUNTER, Skip, DOLAN, Michael, G., DAVIS, John, M. 1995. *Foot orthotics in therapy and sport*. Champaign: Human kinetics, 1995. ISBN 0-87322-829-4

HYLTON, Nancy. 1989. Postural and functional impact of dynamic AFOs and FOs in a pediatric population: *Journal of prosthetics and orthotics*. 1989. vol. 2 ISSN nenájdené Dostupné z: http://www.oandp.org/jpo/library/1990_01_040.asp

JORGE, M., LUSARDI, M. M., MIELSEN, C. C. 2013. *Orthotics & prosthetics in rehabilitation*. 3. edit. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2013. ISBN 978-1-4377-1936-9

KOLÁŘ, Pavel et al., 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-657-1

KRANZL, A., GRASL, CH., CSEPAN, R., GRILL, F. 2013. Outcome of 23h bracing for tip-toe-walking children with cerebral palsy: *Gait & Posture*. 2013. vol. 38, ISSN(online) 1862-278X

KRAUS, Josef, et al. 2004. *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada, Avicenum, 2004. ISBN 80-247-1018-8

KUDLÁČEK, Miroslav. 2012. *Svět dětské mozkové obrny: nahlížení vlastního postižení v průběhu socializace*. 1. vyd. Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0178-6

LAM, W.K., LEONG, J.C.Y., LI, Y.H., LU, W.W., HU, Y. 2005. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy: *Gait & posture*. 2005. vol. 22. no. 3. ISSN 0966-6362

LIMA, D. 1989. Overview of the causes, treatment, and orthotic management of lower limb spasticity: *Journal of prosthetics and orthotics*. 1989. vol. 2. pp. 33-39 ISSN nie je dohľadateľné

LUCARELI, P.R.G., LIMA, M. de O., LUCARELLI, J.G, LIMA, F.P.S. 2007. A. Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot orthosis. *Clinics*. 2007. vol. 62. pp. 593-5932 ISSN 1807-5932

MENKES, J.H., SARNAT, H.B., MARIA, B. L. 2006. *Child neurology*. 6. edit., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2006. ISBN 0-7817-5104-7

NASLUND, A., TAMM, M. ERICSSON, A.K., VON WENDT, L. 2003. Dynamic ankle foot orthoses-as a part of treatment in children with spastic diplegia—parents' perception. *Physiotherapy research international*. 2003. vol. 8, pp. 59-68. ISSN 1358-2267

OWEN, Elaine. 2010. The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthosis: *Prosthetics and orthotics international*. 2010. vol. 34. pp. 254-269. ISSN 1746-1553 online

PALISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E., GALUPPI, B. 1997. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children

- with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 1997. vol. 39, pp. 214-223
ISSN 0012-1622
- RADTKA, S. A., SKINNER, S., R., DIXON, D., M., JOHANSON, E. 1997. A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy: *Physical therapy*. 1997. vol. 77, ISSN 0031-9023
- RHA, D.-W., KIM, D.J., PARK, E.S. 2010. Effect of hinged ankle-foot orthoses on standing balance control in children with bilateral spastic cerebral palsy: *Yonsei medical journal*. 2010. vol. 51. no. 5. eISSN 1976-2437
- ROGOZINSKI, B.M., DAVIDS, J.R., DAVIS, R.B., JAMESON, G.G., BLACKHURST, D.W. 2009. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy: *The journal of bone & joint surgery*. 2009. vol. 91, no. 10, ISSN 0021-9355
- 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*. 2002. vol. 15. no. 1. ISSN 0966-6362
- ROSENBAUM, Peter. 2003. Cerebral palsy: what parents and doctors want to know? *British medical journal*. 2003, vol. 326, ISSN 0959-535X
- SIENKO, T. S., BUCKON, C.E., JOKOBSON-HUSTON, S., SUSSMAN, M., AIONA, M.D. 2002. Stair locomotion in children with spastic hemiplegia: the impact of three different ankle foot orthosis (AFOs) configurations: *Gait & posture*. 2002. vol. 16. no. 2. ISSN 0966-6362
- SMITH, P.A., HASSANI, S., GRAF, A., FLANAGAN, A. 2009. Brace evaluation in children with diplegic cerebral palsy with a jump gait pattern : *The journal of bone & joint surgery*. 2009. vol. 91, no. 2, ISSN 0021-9355
- STOŽICKÝ, František, PIZINGEROVÁ, Kateřina. 2003. *Nemoci dětského věku*. 3. vyd. Praha: Karolinum, 2003. ISBN 80- 246-0711-5
- TECKLIN, Jan. 2008. *Pediatric physical therapy*. 4. edit. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkin, 2008. ISBN 0-7817-5399-6
- TUGUI, R., D., ANTONESCU, D. 2013. Cerebral palsy gait, Clinical importance. *Mædica- a Journal of Clinical Medicine*. 2013, vol. 8, pp. 388-393. ISSN 1841-9038
- URBÁNEK, Karel. 2000. *Skriptum speciální neurologie*. 3.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2000. ISBN 80-244-0183-5
- VÉLE, František. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9

SKRATKY

AFO	ankle foot-orthosis
CNS	centrálna nervová sústava
DAFO	dynamic ankle foot orthosis
DKK	dolné končatiny
DMO	detská mozgová obrna
FRAFO	floor reaction ankle-foot orthosis
HAFO	hinged ankle foot-orthosis
HKK	horné končatiny
KOK	kolenný kĺb
PLS AFO	posterior leaf spring ankle foot-orthosis
SAFO	solid ankle foot orthosis
SMO	supramalleolar orthosis

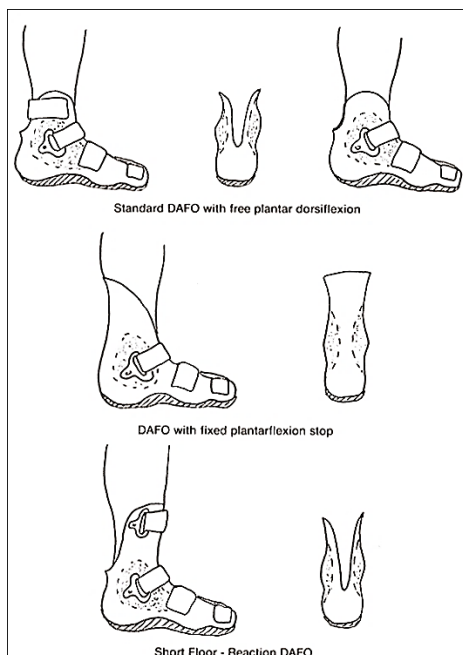
PRÍLOHY

Tab. 1 Rozdelenie foriem DMO podľa Krause (Kraus, 2004, s. 62)

Klasifikácia	Distribúcia	Charakteristika
Spastická	65%	Postihnutie centrálného motoneuronu so zvýšením svalového tonu, zvýšenými šľachosvalovými reflexmi a patologickými javmi
Hemiparéza	30%	Jednostranné postihnutie viac sa prejavujúce na hornej ako na dolnej končatine
Kvadruparéza	5%	Postihnutie všetkých 4 končatín; pri bilaterálnej hemiparéze sú ťažšie postihnuté HKK
Diparéza	30%	
Dyskinetická	20%	Väčšie je postihnutie DKK ako HKK, na ktorých sa postihnutie ani nemusí prejaviť
Ataktická	15%	Výrazné sú mimovoľné pohyby (chorea, atetóza) či kolísanie svalového napätia prejavujúce sa rovnako na všetkých končatinách

(Kraus, 2004, s. 62)

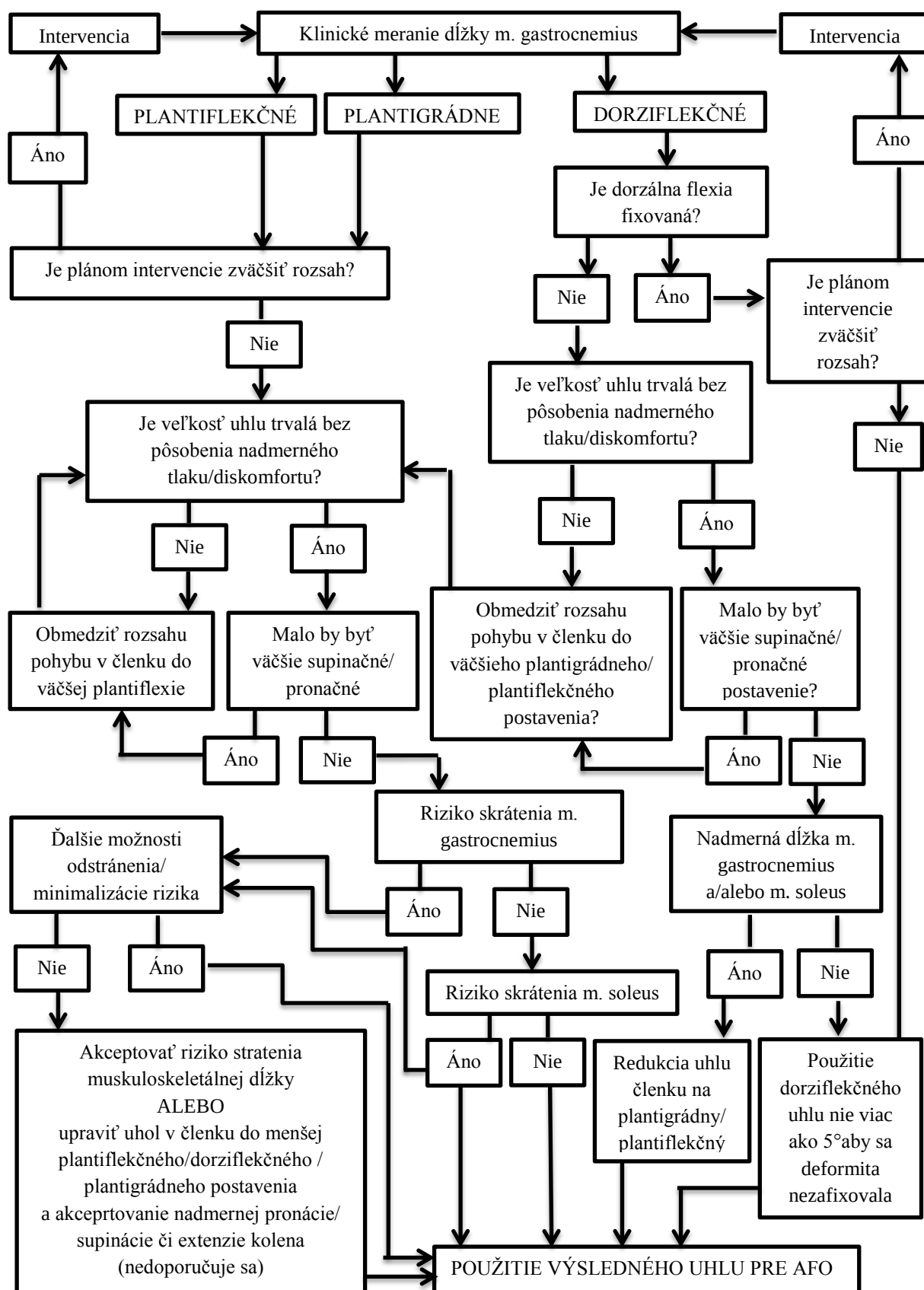
Obr. 1 Ďalšie typy prevedení supramaleolárnej DAFO



(Hylton, 1989, pp. 40-53)

- a) DAFO s voľnou plantárnou flexiou , b) DAFO s fixovanou plantárnou flexiou,
- c) krátka floor-reaction DAFO

Schéma 1 Algoritmus pre stanovenie optimálneho uhlu ortézy v členku



(Owen, 2010, p.266) upravené do slovenského jazyka