

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2021

Zuzana Bažiková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Zuzana Bažiková

Studijní obor: Ortotik-protetik 5345R026

**POROVNÁNÍ TRADIČNÍCH VÝROBNÍCH POSTUPŮ
S POSTUPY VYUŽÍVAJÍCÍMI MODERNÍ TECHNOLOGIE
U PACIENTŮ S DĚTSKOU MOZKOVOU OBRNOU**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

PLZEŇ 2021

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta zdravotnických studií

Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Zuzana BAŽIKOVÁ**
Osobní číslo: **Z18B0161P**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Ortotik – protetik**
Téma práce: **Porovnání tradičních výrobních postupů s postupy využívající moderní technologie u pacientů s dětskou mozkovou obrnou.**
Zadávající katedra: **Katedra rehabilitačních oborů**

Zásady pro vypracování

Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma
Stanovit cíl kvalifikační práce
Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS
Popsat metodiku praktické části
Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
Dodržet citační normu

Rozsah bakalářské práce:
Rozsah grafických prací:
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam doporučené literatury:

- AMBLER, Zdeněk. 2004. Neurologie pro studenty lékařské fakulty. Praha : Nakladatelství Karolinum, 2004. 80-246-0894-4.
- AMBLER, Zdeněk. 2011. Základy neurologie. Praha : Galén, 2011. 978-80-7262-707-3.
- BROZMANOVÁ, Blažena. Ortopedická protetika: Učebnice pro středné zdravotnické školy. Osveta, 1990. ISBN 8021701331.
- HADRABA, Ivan. Ortopedická protetika: učební text pro studenty Fakulty tělesné výchovy a sportu UK. 2. část. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 8024612968.
- KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Praha : Galén, 2009. 978-80-7013- 540-2.
- FISK, R.John, HSU, D. John, MICHAEL, W. John. AAOS Atlas of orthoses and Assistive Devices. 4.ed. Philadelphia: Mosby Elsevier, 2008. ISBN 978-0-323- 03931- 4

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Rita Firýtová**
Katedra rehabilitačních oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. června 2020**
Termín odevzdání bakalářské práce: **31. března 2021**



PhDr. Lukáš Štich, MBA
děkan



Mgr. et Mgr. Václav Beránek
vedoucí katedry

V Plzni dne 29. ledna 2021

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval/a samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl/a v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 31.3.2021


.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Zuzana Bažiková

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Porovnání tradiční výrobních postupů s postupy využívajícími moderní technologie u pacientů s dětskou mozkovou obrnou.

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

Počet stran – číslované: 56

Počet stran – nečíslované: 28

Počet příloh: 5

Počet titulů použité literatury: 54

Klíčová slova: dětská mozková obrna, sádrování, skenování, 3D tisk

Souhrn: Tato bakalářská práce pojednává o onemocnění dětské mozkové obrny a technologiách, kterými můžeme docílit ortotického vybavení pro děti s tímto onemocněním. V teoretické práci je stručně popsáno onemocnění dětské mozkové obrny s jeho výskytem, formami a ortotickým vybavením. Dále je obecně popsán tradiční výrobní postup, který zahrnuje hlavně práci se sádrou. Moderní technologie jsou rozděleny do tří částí podle postupnosti výroby. Také je zde krátce spomenuta možnost frézování a přepojení s tradiční metodou. Praktická část obsahu vyšetření pacienta, které je důležitou součástí pro správnou indikaci pomůcky. Formou kazuistiky je popsán jeden pacient, pro kterého byly vyrobeny ortézy oběma způsoby. Porovnáním těchto postupů bylo vyhodnoceno, že moderní technologie může výrazně zefektivnit práci a zvednout její úroveň.

Abstract

Surname and name: Zuzana Bažiková

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Comparison of traditional production methods with methods using modern technologies in patients with cerebral palsy.

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages – numbered: 56

Number of pages – unnumbered: 28

Number of appendices: 5

Number of literature items used: 54

Keywords: cerebral palsy, plastering, skenning, 3D printing

Summary: This bachelor thesis deals with the disease of cerebral palsy and the technologies by which we can achieve orthotic equipment for children with this disease. The theoretical work briefly describes the disease of cerebral palsy with its occurrence, forms and orthotic equipment. Furthermore, the traditional production process is generally described, which mainly includes work with gypsum. Modern technologies are divided into three parts according to the sequence of production. The possibility of milling and switching with the traditional method is also briefly mentioned here. The practical part of the content of the patient's examination, which is an important part of the administrative indication of the device. One patient is described in the form of a case report, for whom orthoses were made in both ways. By comparing these procedures, it was evaluated that modern technology can significantly streamline work and raise its level.

Předmluva

Během praxí na specializovaných pracovištích mne nejvíce zaujala ortotika, nejvíce pak ortotika dětská. Práce s dětmi je pro mne velice blízká a mám ji ráda. Když jsem sem se byla podívat během praxí k pacientům po DMO, ihned jsem přemýšlela, že bych na toto téma mohla psát svoji bakalářskou práci.

Vzhledem k charakteru oboru, který je hlavně technický, jsme často během praxí pracovali se sádrou. Od sádry se často umažete a větším množstvím je i těžká. Na druhou stranu jsme měli možnost vyzkoušet si i moderní technologie, jako je skenování a úprava v počítačovém softveru. Skenování mne nadchlo svou rychlostí, přesností a čistotou. Všechno snadno zabalíte do jednoho kufríku a převezete kamkoliv je potřeba. Vše máte za pár minut vybalené a připravené k práci. Cílem této práce je proto porovnat tyto dvě technologie na pacientovi s DMO. Vytvořit ucelený vstup do problematiky dětské mozkové obrny a ortotického vybavení. Dále poskytnou dostatek informací k tradičním a moderním technologiím. V našem oboru je velice důležité držet krok s novými technologiemi, proto bych touto prací ráda poskytla pohled na možnosti zkvalitnění a zefektivnění práce.

Poděkování

Děkuji Mgr. Ritě Firýtové za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Dále děkuji pracovníkům firmy OttoBock ČR a také firmě za poskytování odborných rad a finanční podpoře při financování 3D tištěné ortézy. V neposlední řadě děkuji za korekce a neocenitelnou pomoc Bc. Ondřeji Vyhnalovi.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ.....	12
SEZNAM OBRÁZKŮ	13
SEZNAM TABULEK	14
SEZNAM ZKRATEK.....	15
ÚVOD.....	17
TEORETICKÁ ČÁST.....	19
1 DĚTSKÁ MOZKOVÁ OBRNA	20
1.1 STRUČNÁ HISTORIE DĚTSKÉ MOZKOVÉ OBRNY.....	20
1.2 DEFINICE DĚTSKÉ MOZKOVÉ OBRNY	21
1.3 EPIDEMIOLOGIE DĚTSKÉ MOZKOVÉ OBRNY	21
1.4 ETIOLOGIE DĚTSKÉ MOZKOVÉ OBRNY	22
1.4.1 Prenatální období.....	22
1.4.2 Natální období.....	23
1.4.3 Postnatální období	23
1.5 KLINICKÁ KLASIFIKACE	23
1.5.1 Spastické formy dětské mozkové obrny	23
1.5.2 Nespastické formy DMO.....	24
1.5.3 Smíšené formy.....	25
2 ORTÉZY A DĚTSKÁ MOZKOVÁ OBRNA	26
2.1 ORTOTICKÉ VYBAVENÍ	26
2.2 DYNAMICKÁ ORTÉZA HLEZENÍHO KLOUBU	27
3 TRADIČNÍ VÝROBNÍ PROCESY	29
3.1 PRINCIP A POSTUP	29
3.2 MATERIÁLY A POMŮCKY	30
3.3 SÁDRA.....	31
3.3.1 Tuhnutí sádry.....	31
3.4 TERMOPLAST	32
3.5 POMŮCKY	32
4 MODERNÍ VÝROBNÍ PROCESY	34
4.1 SCAN.....	34

4.2	PĚNOVÝ MODEL	35
4.3	COMPUTER AIDED DESIGN/COMPUTER AIDED MANUFACTURING SYSTÉM.....	35
4.4	3D TISK	37
4.4.1	<i>Princip 3D tisku</i>	37
4.4.2	<i>Metody 3D tisku</i>	37
4.4.3	<i>Materiál pro 3D tisk</i>	38
PRAKTICKÁ ČÁST		39
5	CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	39
5.1	HLAVNÍ CÍL	39
6	HYPOTÉZY	40
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU.....	41
8	METODIKA PRÁCE.....	42
8.1	VYŠETŘENÍ STOJE A ROVNOVÁHY	42
8.2	VYŠETŘENÍ POHYBU A CHŮZE	42
8.3	HODNOCENÍ SPASTICITY	42
8.4	SVALOVÝ TEST DLE JANDY	43
8.5	ASPEKCE CHOVÁNÍ BĚHEM JEDNOTLIVÝCH METOD	43
8.6	ROZHOVOR S RODIČEM	43
8.7	ZHODNOCENÍ ČASOVÉ NÁROČNOSTI	43
9	KAZUISTIKA	44
9.1	ANAMNÉZA.....	44
10	ORTOTICKÉ VYBAVENÍ	48
10.1	POSTUP VÝROBY ORTÉZY TRADIČNÍ METODOU	48
10.1.1	<i>Výroba negativu</i>	48
10.1.2	<i>Úprava modelu</i>	52
10.1.3	<i>Tažení plastu a finalizace ortézy</i>	54
10.2	POSTUP VÝROBY ORTÉZY MODERNÍ TECHNOLOGIÍ	56
10.3	SKENOVÁNÍ	56
10.4	ÚPRAVA A MODELACE	58
10.5	OBJEDNÁNÍ	62
10.6	FINALIZACE ORTÉZY.....	62
11	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ.....	64

11.1	VYŠETŘENÍ STOJE A ROVNOVÁHY	64
11.1.1	<i>Vyšetření stoje</i>	64
11.1.2	<i>Vyšetření rovnováhy</i>	64
11.2	VYŠETŘENÍ V POHYBU A VYŠETŘENÍ CHŮZE	65
11.3	HODNOCENÍ SPASTICITY	66
11.4	SVALOVÝ TEST DLE JANDY	66
11.5	ASPEKCE BĚHEM JEDNOTLIVÝCH METOD	67
11.5.1	<i>Tradiční výrobní postup</i>	67
11.5.2	<i>Moderní výrobní postup</i>	67
11.5.3	<i>Rozhovor s rodičem</i>	68
11.5.4	<i>Časová náročnost jednotlivých postupů</i>	69
	DISKUZE	70
	HYPOTÉZA Č. 1: <i>PŘEDPOKLÁDÁM, ŽE PŘI VYUŽITÍ MODERNÍCH TECHNOLOGIÍ DOJTE K ÚSPORĚ ČASU PŘI VÝROBNÍM PROCESU</i>	70
	HYPOTÉZA Č.3: <i>PŘEDPOKLÁDÁM, ŽE VYUŽITÍ MODERNÍCH TECHNOLOGIÍ JE PRO DÍTĚ MÉNĚ STRESUJÍCÍ NEŽ VYUŽITÍ TRADIČNÍCH METOD</i>	71
	ZÁVĚR	73
	SEZNAM LITERATURY.....	75
	SEZNAM PŘÍLOH	82
	PŘÍLOHY	83

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Porovnání časové náročnosti	67
--	----

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Klasická DAFO ortéza	27
Obrázek 2 Sádrové obinadlo a jeho uchopení	31
Obrázek 3 Ruční skener	35
Obrázek 4 Frézování pěnového bloku	36
Obrázek 5 Odběr měrných podkladů-výška do kotníku	49
Obrázek 6 Naznačení tvaru ortézy na silonku	50
Obrázek 7 Sádrování plosky	51
Obrázek 8 Vytvrnutí sádrových obinadel	51
Obrázek 9 Obtisk nakreslených struktur	52
Obrázek 10 Negativ	52
Obrázek 11 Sádrový pozitiv	53
Obrázek 12 Úprava modelu	54
Obrázek 13 Modelování plosky	54
Obrázek 14 Model před natažením termoplastu	55
Obrázek 15 Natažení termoplastu	55
Obrázek 16 Model před ořezáním	55
Obrázek 17 Finální ortézy	55
Obrázek 18 Ortézy v botě	56
Obrázek 19 Skenování na podložce	57
Obrázek 20 Obraz během skenování	57
Obrázek 21 Škála modifikačních nástrojů	58
Obrázek 22 Objekt před úpravou	59
Obrázek 23 Umístění orientačních bodů	59
Obrázek 24 Úprava špičky do potřebné pozice	59
Obrázek 25 Úprava plosky	60
Obrázek 26 Body spojené v okraje ortézy	61
Obrázek 27 Náhled finální ortézy v softweru	61
Obrázek 28 Objednávací formulář	62
Obrázek 29 3D tištěná ortéza	62
Obrázek 30 3D tištěná ortéza v botě	63

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Antropometrické míry	48
Tabulka 2 Rombergův test.....	64
Tabulka 3 Vyšetření rovnováhy	65
Tabulka 4 Vyšetření pohybu.....	65
Tabulka 5 Hodnocení svalové síly dle Jandy pacient.....	66
Tabulka 6 Percentuální zastoupení metod	69

SEZNAM ZKRATEK

2D-dvoudimenzionální

3D-trojdimenzionální

ABS-akrylonitributadiénstyrén

AFO-ankle foot orthoses

CAD-computer aided design

CAM-computer aided manufacturing

CNC-computer numerical control

CNS-centrální nervový systém

DAFO-dynamic ankle foot orthoses

DMO-dětská mozková obrna

DMLS- direct metal sintering

EBM- electron beam melting

FMD-fused seposition modeling

FO-foot orthoses

GMFCS-gross motor function classification system

KAFO-knee ankle foot orthoses

MRI-magnetická rezonance

PE-polyetylén

PLA-polymléčna kyselina

PP-polypropylén

RTF-rentgenové záření

SLA-stereolitografický aparát

STL-standart triangle language

SLS-selected laser sintering

SMO-supramaleolar orthoses

UV-ultrafialové záření

ÚVOD

Důkazy o dětské mozkové obrně (DMO) bychom mohli najít již ve starověku. Touto nemocí trpěli někteří významní panovníci, díky čemuž se nám o této nemoci zachovalo několik historických poznatků (Manero et al., 2019). Do hloubky se však tímto onemocněním začali věnovat lékaři až začátkem 19. století. Velké úsilí bylo věnováno zjištěním, co vlastně dětskou mozkovou obrnu způsobuje, jak ji předcházet, začala se také utvářet klasifikace poruch (Panteliadis a Vassilyadi, 2018). Na samotnou léčbu si však pacienti trpící touto nemocí museli počkat až do počátků 20. století.

Dnes DMO chápeme jako trvalou poruchu vývoje pohybu a držení těla, která však dále neprogreduje. Tuto nemoc často doprovází poruchy intelektu, vnímání, chápání, chování a komunikace (Rosenbaum et al., 2007). Ačkoli se díky screeningovým metodám značně zlepšila prevence této nemoci, stále se frekvence pohybuje kolem 2 až 3 dětí s DMO na 1000 narozených dětí (Oskoui et al., 2013; Cans, 2000).

Jelikož se tato nemoc vyznačuje širokou škálou poruch spočívá péče o tyto děti v multidisciplinární spolupráci a zapojení odborníků z mnoha oborů. Toto onemocnění ve značné míře postihuje pohybový aparát, proto je ortotik významným členem tohoto týmu. Při vybavování je zapotřebí zhodnotit celkový stav pacienta a navrhnout co možná nejvhodnější typ pomůcky.

Jak se mění doba, mění se i technologie využívané při výrobě ortotických pomůcek. Konvenční výroba ortéz spočívá v ručním lití sádry, formování termoplastických materiálů a jejich opracování. Čím dál tím častěji se můžeme setkat na pracovištích s využitím moderních technologií. Ty byly zpočátku finančně velmi nákladné a nedostupné. Čím se ale tyto technologie rozšiřovali mezi více lidí, tím se stávali dostupnější a pořizovací náklady klesaly. Mezi nejvíce využívané technologie patří 3D skenování, které spočívá v přenesení trojrozměrného objektu do digitální podoby.

Ve své bakalářské práci budu porovnávat tradiční metody výroby s moderními technologiemi. Zajímá mě především jestli moderní technologie zefektivní výrobní proces a jestli mají moderní technologie potenciál doplnit či nahradit tradiční metody. V teoretické části popíši problematiku DMO vysvětlím, jaké jsou možnosti vybavení a v neposlední řadě se budu věnovat jednotlivým technologickým postupům výroby pomůcky. Informace budu čerpat převážně ze zahraniční literatury, přednášek a odborných článků. V praktické části se

pokusím potvrdit nebo vyvrátit předem zvolené hypotézy na základě vlastních praktických zkušeností a načerpaných znalostí.

TEORETICKÁ ČÁST

1 DĚTSKÁ MOZKOVÁ OBRNA

1.1 Stručná historie dětské mozkové obrny

Postižení dětskou mozkovou obrnou se datuje už od starověku. Zdobená značka hrobu z doby okolo 15. až 14. století před naším letopočtem zobrazuje postavu s jednou malou nohou a berlí, pravděpodobně kvůli DMO. Nejstarším pravděpodobným fyzickým důkazem tohoto onemocnění pochází od mumie Siphtha, egyptského faraóna, který vládl v letech 1196-1190 před naším letopočtem. Zemřel ve věku asi 20 let a podezření na přítomnost obrny je z důvodu jeho deformované nohy a rukou (Manero et al., 2019).

Lékařská literatura starých Řeků pojednává o paralýze a slabosti, moderní slovo obrna pochází ze starořeckých slov, které v překladu znamenají paralýzu nebo parézu. I římský císař Claudius nejspíše trpěl na DMO, což potvrzuje i několik historických záznamů (Manero et al., 2019).

Moderní chápání DMO jako důsledek poškození v oblasti mozku, začalo počátkem 19. století řadou publikací o abnormalitách mozku od Johanna Christiana Reila, Clauda Françoise Lellemanda a Phulippe Pindela. Anglický chirurg William John Little byl prvním lékařem, který se intenzívně věnoval DMO. Sám měl problémy pohybového aparátu, a tak se rozhodl svoje zkušenosti vložit do celoživotního projektu k pochopení a pomoci lidem s podobným postižením. Ve své dizertační práci uvedl, že DMO je výsledkem poškození v době narození a že mezi rizikové faktory patří obtížný porod, předčasný porod a perinatální asfyxie. Spastická forma diplegie DMO byla známa jako „Little’s Disease“ (Littleova choroba) (Panteliadis a Vassilyadi, 2018).

Kanadský lékař William Osler v 80. letech 19. století zkoumal desítky případů DMO za účelem klasifikace poruch dle místa poškození a dle základních příčin. Dospěl k závěru, že hlavní příčinou jsou pravděpodobně poškození způsobující krvácení do mozku. Sigmund Freud klasifikaci rozšířil a vymyslel systém, který se využívá dodnes. Freudův systém rozděluje příčiny poruch na problémy přítomné při narození, během narození a po narození.

Na počátku 20. století se pozornost lékařské komunity obecně odvrátila od DMO, dokud se ortopedický chirurg Winthrop Pjelps nestal prvním lékařem léčícím toto onemocnění. Na nemoc se díval z neuromuskulární perspektivy místo neurologické. Vyvinul chirurgické techniky pro operaci spasticity a svalové rigidity.

V roce 1997 Robert Palisano a kol. představili systém klasifikace hrubých motorických funkcí (GMFCS= gross motor function classification system) jenž je dělí na mírné, střední nebo závažné. Systém byl dále revidován a rozšířen v roce 2007 (Rethlefsen et al., 2010).

1.2 Definice dětské mozkové obrny

V roce 2004 se v Marylandu konala mezinárodní konference jejichž obsahem byla definice a klasifikace DMO. Tuto novou definici bychom mohli popsat následovně: Dětská mozková obrna je skupina trvalých poruch vývoje pohybu a držení těla, způsobující omezení aktivity. K tomuto onemocnění došlo ve vyvíjejícím se mozku plodu nebo dítěte a dále neprogreduje. Motorické poruchy mozkové obrny jsou často doprovázeny poruchami vnímání, chápání, komunikace, chování, epilepsií a sekundárními problémy pohybového aparátu (Rosenbaum et al., 2007).

DMO je zastřešujícím výrazem pro soubor stavů vedoucích k celoživotnímu motorickému postižení. Společně představují nejběžnější příčinu tělesného postižení u dětí a jsou odpovědné za trvalé omezení činnosti. Děti a dospělí mají velmi heterogenní klinické projevy. Je to celoživotní zdravotní a společensko-sociální problém. Péče o takové pacienty musí být proto komplexní, se zapojením multidisciplinárního týmu (Panteliadis, 2018).

1.3 Epidemiologie dětské mozkové obrny

Cílem epidemiologie DMO je popsat frekvenci stavu v populaci a sledovat jeho změny v průběhu času. Také studuje determinanty tohoto stavu, které jsou zodpovědné za jeho změny. Celková prevalence DMO se pohybuje kolem 2 až 3 na 1000 narozených dětí v rozvinutých a rozvojových zemích, s tendencí k poklesu během posledního desetiletí (Oskoui et al., 2013; Cans, 2000).

Mezi 70. a 90. lety došlo k mírnému ale přesto významnému nárůstu prevalence DMO. Předpokládá se, že příčinou byl nárůst nízké porodní hmotnosti a zvýšené přežití těchto kojenců. Zvýšená míra přežití mohla být nepřímo způsobená hnutím za práva osob se zdravotním postižením a zákonem Baby Doe (Dalembert a Brosco, 2013). U narozených dětí v řádném termínu je číslo prevalence nižší a to 1 na 1000 živě narozených dětí (Yarnell a O'Reilly, 2013).

Od roku 2005 pokrok v péči o těhotné ženy a jejich děti nevedl ke zdatnému poklesu DMO. Zavedení kvalitnější lékařské péče do míst, kde byla úroveň nízká, vykázalo

výrazný pokles případů DMO. Od roku 2016 se začínají objevovat tendence, že výskyt a závažnost mírně klesají. Je však zapotřebí dalšího výzkumu, aby se zjistilo, zda je významné a jaké intervence jsou účinné (Shepherd et al., 2018).

Multicentrická studie publikovaná v roce 2016, která probíhala v letech 1980-2003 ukázala klesající trend výskytu DMO. Podle autorů lze u dětí s porodní hmotností nad 2499 g pozorovat statisticky klesající tendenci od 1,17 do 0,89/ 1000 narozených dětí (Sellier et al., 2016).

1.4 Etiologie dětské mozkové obrny

Klasifikace je důležitým krokem k popisu homogennějších podskupin osob s DMO. Existuje několik klasifikací založených na neurologických známkách a topografii, na ztrátě motorických funkcí, na souvisejících poruchách, na závažnosti klinického obrazu a na nových poznatcích.

Léze způsobující dětskou mozkovou obrnu může mít svůj původ v prenatálním, natálním nebo postnatálním období. Prenatální období trvá od početí do nástupu porodu, natální od nástupu porodu do doby porodu a postnatální období od doby porodu po přibližně 2 let věku (Flett, 2003).

Podle studie z roku 2006 (Bax et al. 2006), která porovnává klinické poznatky s informacemi zjištěných na magnetické rezonanci DMO pacientů vyplývá, že nejčastějším příčinou bylo poškození nezralé bílé hmoty, včetně periventrikulární leukomalácie- 42,5% (ischemická nekróza bílé hmoty mozku přilehlé k postranním komorám (Rezaie a Dean 2002). Druhou nejčastější lézí byly léze bazálních ganglií 12,8 %, kortikální/ subkortikální léze 9,4 %, malformace 9,2 %, fokální infarkty 7,4 %, a různé léze 7,1 %. Jenom 11,7 % z těchto dětí mělo normální nálezy na magnetické rezonanci (MRI).

Patologie centrálního nervového systému (CNS) spojená s DMO zahrnuje: krvácení do CNS, mechanické poškození míchy nebo mozkového kmene, hluboká hypoxie CNS, hypoxie mozkové kůry, přechodná nebo nevratná ischemie vedoucí k nekróze buněk sekundárně po tvorbě volných radikálů (Koman et al., 2004).

1.4.1 Prenatální období

Mezi prenatální faktory, které způsobují DMO, patří s velkou frekvencí předčasný porod. Až u 40 %- 50 % všech předčasně narozených dětí se rozvine toto onemocnění (Carey

et al. 2009). Mnohočetné porody mají vyšší pravděpodobnost výskytu DMO a je také zvýšené riziko nízké porodní hmotnosti (Saunders et al., 2011).

Na vývoji mozkové obrny se podílí několik prenatálních příčin, včetně problémů specifických pro matku a těhotenství. Patří sem interuterinní infekce a infekce TORCH (toxoplazmóza, zarděnky, cytomegalovirus a herpes). Dalšími faktory je působení rentgenového záření (RTG), hypertenze v těhotenství (preeklampsie-systémová hypertenze), nutriční deficit folátu v časném období těhotenství. U novorozenců s nízkou porodní hmotností se uplatňuje chronická intrauterinní podvýživa a hypoxie, kterou lze detekovat krevními testy.

Obecně je známo, že vysoká konzumace alkoholu zvyšuje riziko vzniku neurologických poruch. Užívání drog se také pojí s DMO, není však známo, jestli droga samotná způsobuje postižení nebo jsou příčinou jiné návazné okolnosti (Kraus et al., 2005).

1.4.2 Natální období

Mezi natální příčiny DMO můžeme zařadit trauma, asfyxii a předčasný porod. Současné lékařské poznatky naznačují, že porodní traumata představují relativně malou část případů. Asfyxie představuje méně než 10 % pacientů (Johnson, 2002). Nejčastější natální příčinou mozkové obrny je předčasný porod, i když příčiny nejsou vždy zcela jednoznačné (Bax et al., 2006).

1.4.3 Postnatální období

Encefalitida a meningitida překonané v průběhu prvního roka mohou vést k trvalému poškození mozku s následkem mozkové obrny. Mezi další postnatální příčiny patří traumatická poranění hlavy, způsobená prudkým nárazem a pády na hlavu. DMO následkem traumatu a souvisejícího krvácení představuje obvykle spastickou formu (Katz-Leurer et al., 2009).

1.5 Klinická klasifikace

Na základě toho, jestli je svalový tonus zvýšený nebo snížený, rozeznáváme dvě formy dětské mozkové obrny, a to formu spastickou a nespastickou.

1.5.1 Spastické formy dětské mozkové obrny

„Představují asi 60 % všech forem. Dělí se podle lokalizace postižení na spastickou diparézu, hemiparézu a kvadruparézu.“ (Komárek et al., 2000, s 62). Spastická forma

znamená, že svaly mají patologicky trvale zvýšený svalový tonus, pohyb v kloubech je omezený, končetiny jsou tuhé. Vyskytuje se v několika variacích.

1. **Spastická diparéza**-typickou lézí je periventrikulární leukomalácie. Projevuje se svalovými kontrakturami, hlavně adduktory a vnitřní rotátory kyčlí-„nůžkovitá chůze“. Zvýšený svalový tonus hlavně na plantárních flexorech-zkrácení musculus triceps surae-chůze po špičkách (Komárek et al., 2000).

Prognóza: stupeň poškození velmi kolísá, některé děti mají normální intelekt a jsou schopni relativně kvalitní chůze, některé jsou naopak velmi závažně postiženy mentálně i pohybově (Ambler, 2006).

2. **Spastická hemiparéza** se projevuje postižením horní i dolní končetiny, vždy na pravé nebo levé straně. Dominuje akrální postižení, abdukce a vnitřní rotace paže, semiflekční držení předloktí s pronací, flexe v zápěstí, prsty v extenzi s addukčním držením palce a extendovaným držením dolní končetiny. Vzniká poškozením mozku v jedné polovině (Kraus a kol, 2005).

Prognóza: všechny děti s hemiplegií chodí, i když opožděně. Intelekt bývá asi u poloviny normální s poruchami učení a vysokým rizikem epilepsie. Na dolních končetinách je přítomna spasticita a kontraktury, proto se projevuje equinózním postavením nohy (Winters et al., 1987).

3. **Spastická kvadruparéza** je nejtěžší forma s nejméně příznivou prognózou. Charakterizovaná oboustrannou spasticitou s více zapojenými horními končetinami. Často je spojovaná se záchvaty, kognitivními poruchami a těžkou mentální retardací či mikrocefálií. Děti nevyvíjejí žádný nebo velmi omezený pohyb a jsou vystaveny velkému riziku vzniku kontraktur a deformit. Tyto děti nejsou schopny chodit.

Prognóza: je závažná. Intelekt bývá snížený (Kraus a kol., 2005).

1.5.2 Nespastické formy DMO

1. **Diskineticko- dystonická forma DMO** asi 20%

Důvodem je postižení striát hypoxií, hyperbilirubinémie (Komárek et al., 2000). Definovaná je jako motorická porucha spojená s abnormálními pohyby nebo postojem na základě dysregulace svalového tonu a koordinace. V prvních měsících života dítě vykazuje málo míru mimovolních pohybů, neboť se svalový tonus vyvíjí až na konci prvního roku

života (Salinas et al., 2008). Typická je dystonie, neboli neúčelné pohyby s neschopností volní hybnosti a udržování polohy. Dalším příznakem je dysartrie, která se zhoršuje při emočním vypětí.

Prognóza: výskyt epilepsie, intelekt bývá normální, problémy s vyjadřováním snižují možnosti se uplatnit. U dětí pozorujeme záškuby tváře, poruchy sluchu (Komárek et al. 2000).

2. **Mozečková forma** (dříve hypotonická) DMO-asi 5%

Dominuje hypotonie a opoždění motorického vývoje. Postupně se rozvíjí mozečkový syndrom. Tato forma je charakteristická „vyzráváním“ což znamená postupné objevování příznaků v závislosti na vyvíjejícím se mozečku. Typické je snížení svalového tonu, v důsledku kterého jsou končetiny uvolněné.

Prognóza: u lehkých forem nebývá narušená inteligence, u těžších forem je přítomná mentální retardace (Komárek et al., 2000).

1.5.3 **Smíšené formy**

Kombinace obrazu, nezařaditelné do předchozích forem. Často se jedná o velmi závažné postižení (Kraus a kol., 2005).

2 ORTÉZY A DĚTSKÁ MOZKOVÁ OBRNA

2.1 Ortotické vybavení

Lidé s DMO se často potýkají s problémy týkajícími se svalové síly a stability. Působením ortotického vybavení můžeme zlepšit kvalitu a rozsah pohybu, zlepšení koordinace atd. Ortotické pomůcky mohou přispět k pozitivnímu vývoji a zmírnit příznaky jako jsou: spastický pohyb, hypotonie či hypertonie a deformity spojené s nimi, svalové slabosti, nekonzistentní švihová a stojná fáze (Aboutorabi et al., 2017).

Ortézy dolních končetin lze rozdělit dle výšky působení takto:

1. **Ortézy nohy-foot orthosis (FO)**- nevedou k prevenci deformit. Poskytují lepší kontakt chodidla se zemí. Jsou vkládané do boty a poskytují podporu chodidla. Mohou být prefabrikované nebo vyráběny na míru.
2. **Supramaleolární ortézy- supramalleoler orthosis (SMO)**- tato ortéza sahá nad kotníky (supramaleolární) a nad prsty. Koriguje mírně ekvinózní, varózní a valgózní postavení kotníku.
3. **Ortézy kotníku- ankle foot orthosis (AFO)**- jsou klíčovým vybavením pro pacienty trpících DMO. Poskytují stabilní podporu základny a snižuje svalové napětí. Jsou určeny ke stabilizaci kotníku, kompenzaci slabosti a deformit. Pokud je aplikována během spánku, funguje jako prevence kontrakturám. Existuje spousta variant AFO ortéz jako je například DAFO (dynamic ankle foot orthoses), Solid AFO- nedovoluje pohybu v kloubu, Hinged AFO- s mechanickým kloubem, a další.
4. **Ortézy kolene-Knee orthoses (KO)**- jde o ortézu, která slouží k podpoře nebo vyrovnávání kolene. Napomáhá stabilizovat kolenní kloub a může svým působením zmírnit bolest. Používají se například po operacích kolene, po úrazech nebo jako podpora při sportu.
5. **Vysoká ortéza-Knee- ankle foot orthoses (KAFO)**- jde o vysoký typ ortézy, který sahá od plosky nohy po stehno. Využívá se při nestabilitě končetiny a napomáhá disfunkčním svalům v jejich funkci (Physiopedia contributors, 2020).

2.2 Dynamická ortéza hlezenního kloubu

Vzhledem k tomu, že jsem v praktické části použila typ dynamických ortéz dle Nancy Hylton, popíši v této kapitole stručný základ k těmto ortézám.

Fyzioterapeutka Nancy Hylton, působící ve Spojených státech amerických, se během své dlouholeté praxe zabývala rehabilitací dětí s neuromuskulárními poruchami. Je spoluzakladatelkou Centra dětské terapie, které bylo založeno roku 1979. Ortézy vyráběny v sedmdesátých letech nesplňovaly dynamické požadavky pacientů, a tak hledala způsob, jak by si mohla sama pomoci při terapiích. Pomůcky v té době omezovaly pohyb dítěte, proto vytvořila s protetikem Donem Buethornem flexibilní, tenkostěnnou ortézu sahající do úrovně hlezna, která by vyhovovala potřebám pediatrických pacientů s neurovývojovými poruchami. Základní myšlenkou bylo vyvinout takové vybavení, které se místo statického zachování polohy soustřeďuje na dynamiku pohybu, jenž podpoří a zefektivní. Výsledkem jejich práce byla dynamická ortéza hlezenního kloubu (DAFO) (René Baumgartner et al., 2016).

Terapeutickým cílem je dosáhnout maximální stabilizace a kontroly volného pohybu při maximální volnosti pohybu. Materiál pro výrobu umožňuje různé stupně flexibility tak, aby byla zaručena požadovaná míra pohybu. K výrobě se používá tenkostěnný polypropylen (PP), který je zpracován tak, aby stabilizoval chodidlo a hlezno a aby podpořil přirozenou dynamiku klenby. Dynamická ortéza dle Nancy Hylton je vyrobena z PP o tloušťce 2 až 3 mm, který je velmi flexibilní, ale zároveň skvěle stabilizuje (Hylton, 1989).

Obrázek 1 Klasická DAFO ortéza



zdroj: Hylton, 1989, s.51

3 TRADIČNÍ VÝROBNÍ PROCESY

Pod pojmem tradiční výrobní procesy rozumíme práce se sádrou a sádrovými obinadly. Tradiční neznámá zastaralý nebo nepoužívaný. Práce se sádrou patří rozhodně k základním dovednostem každého dobrého ortotika – protetika. Pro zhotovení individuální pomůcky je však nezbytná nejen zručnosti ale i systematickosti. Před samotným odebráním měrných podkladu je potřeba provést následující kroky:

1. Klinické vyšetření pacienta.
2. Stanovení funkčních požadavků na pomůcku.
3. Návrh a konstrukční provedení, výběr materiálu a dílů (Krawczyk a Rosický, 2014).

3.1 Princip a postup

Každý ortotik-protetik má své individuální postupy, je však důležité dodržet určité kroky.

1. Příprava na sádrování
2. Získání měrných podkladů
3. Vylití a úprava pozitivu
4. Výroba ortézy-natažení plastu a dohotovení

Přípravou na sádrování rozumíme připravení pracovního místa a všech pomůcek. Následuje odizolování končetiny pomocí vazelíny a natažení tkaniny. Na tkaninu je pak možné pomocí inkoustové tužky zvýraznit kritická či citlivá místa, která bude potřeba při výrobě ortézy zohlednit. Pokud nám to zdravotní stav pacienta umožní, je dobré si umístit sádrovanou končetinu do fyziologicky neutrální polohy, což odpovídá pravému úhlu v kotníku a 90 stupňové flexi v kolenu. Obtíže nám může dělat zvýšený svalový tonus, je proto možné protažením svalový tonus snížit. Následují měrné podklady, které se skládají z obvodových, délkových měr, roztečí, délky chodidla a obkresu nohy.

Vlastní sádrování můžeme provádět v jednom nebo dvou krocích. Při sádrování ve dvou krocích si nejprve odsádrujeme plošku, kterou dle potřeby korigujeme. Následně cirkulárním obmotáním a za pomoci sádrových longet, dosádrujeme zbývající část

končetiny. Druhou možností je tyto dva kroky spojit a provést je najednou. Sádra po chvíli začne hrát (projev exotermické reakce) a dochází k pozvolnému tuhnutí. V této části je zapotřebí udržet calcaneus v neutrální poloze. Dbáme na to, aby nedocházelo k rotování přednoží, a také kontrolujeme úhel 90 stupňů v kolenní mírným tlakem na koleno z vrchu.

Když je sádra tvrdá, je možné negativ sejmout a dovyznačit potřebné body. Negativ vylejeme sádrou a necháme vytvrdnout. Úprava modelu spočívá v nanášení a ubírání sádry, podle míst, která chceme odlehčit nebo naopak která chceme zatížit. Místa k odlehčení jsou prominentní místa nebo místa citlivá na dotyk. Naopak u měkkých tkání můžeme na pozitivu sádru přiměřeně ubrat, a tak zvýšit tlak v daném místě. Plosku tvarujeme dle potřeby uživatele. Přesnost modelace si průběžně kontrolujeme pomocí měrného listu. Na konci modelace si ještě můžeme ověřit sklon plosky vůči podložce umístěním na rovnou plochu. Takto upravený pozitiv nazýváme model.

Následuje příprava modelu na natažení termoplastu. Nejprve si natáhneme tkaninu která umožní odsátí vzduchu. Na perlon můžeme nalepit plastazotové peloty pro vyměkčení, například v okolí kotníků. Termoplastický plast nahřejeme na požadovanou teplotu dle doporučení výrobce, následně plast natáhneme a odsajeme vzduch vývěvou. Model s nataženým plastem za pomoci vibrační pilky vyřežeme do požadovaného tvaru. Obrousíme hrany a připravíme ke zkoušce.

Při zkoušce zkontrolujeme, jestli jsme dodrželi plný kontakt. I přesto, že ještě nemáme na ortéze umístěné pásky, můžeme dynamickou zkoušku u menších dětí provést zalepením lepicí páskou. Délku přednoží si upravíme tak, aby buďto odpovídala délce stélky v botě, nebo aby o ni pacient při chůzi nezakopával. Pokud vše sedí, následuje dohotovení a předání ortézy. Součástí předání je také poučení o užívání pomůcky (Krawczyk a Rosický, 2014; Daněk, 2020).

3.2 Materiály a pomůcky

V první polovině 20. století byly ortézy vyráběny převážně z kovu, kůže a textilií. Za posledních 60 let však nastal posun ve vědě a výzkumu, díky čemuž došlo k velkému technologickému pokroku i v ortotice. Poptávka po silných a lehkých součástkách v leteckém a námořním průmyslu přinesla řadu nových materiálů. Nové plasty vedly k revolučním pokrokům v této profesi, což umožnilo zvýšenou odolnost a pevnost. I když se v ortotice-protetice můžeme setkat s mnoha různými materiály, v následující podkapitole

budou zmíněny pouze ty, se kterými bylo reálně pracováno během praktické části (Krawczyk a Rosický, 2014).

3.3 Sádra

Základním materiálem pro zhotovení otisků a odlitků je sádra. Chemickým složením se jedná o hemihydrát síranu vápenatého, který se získává pálením sádrovce. Ve zdravotnictví, a tedy i ortotice-protetice se používá takzvaná alabastrová sádra ve dvou formách:

1. Prášková sádra –přisypáváme do vody, a za mírného míchání dosáhneme konzistencí sádrové kaše.
2. Sádrová obinadla-v minulosti se vyráběla sádrová obinadla ručně, nasypáním jemně mleté alabastrové sádry na hydrofilné obinadlo. Dnes se dají koupit již hotová sádrová obinadla ve vlhкотěsných obalech (Hadraba, 1971).

Obrázek 2 Sádrové obinadlo a jeho uchopení



zdroj: Brozmanová et al. 1990, s.66

3.3.1 Tuhnutí sádry

Při sádrování se nám někdy může hodit urychlení nebo naopak zpomalení tuhnutí sádry. Jednoduše to můžeme udělat těmito způsoby.

Na zpomalení tuhnutí sádry je nejjednodušší použít studenou vodu, vždy však s ohledem na pacienta. Také je možné použít přísady jako škrob, želatinu, cukr, glycerol a jiné. Přísadou boraxu v 2 % roztoku zpomalíme čas tuhnutí až na 8 hodin.

Na urychlení tuhnutí sádry se nejčastěji používá teplá voda, přísada kuchyňské soli v 3 % roztoku (koncentrovanější roztoky dobu tuhnutí zpomalí), chlorid amonný, uhličitan draselný a jiné. Čím déle se také sádra míchá, tím rychleji tuhne (Brozmanová et al., 1990; Krawczyk a Rosický, 2014).

3.4 Termoplast

Protože je termoplasty možné snadno tvarovat, jsou velmi oblíbeným a široce používaným materiálem pro výrobu ortéz. Klasifikují se buď jako nízkoteplotní nebo vysokoteplotní, v závislosti na teplotním rozsahu, v kterém jsou tvárné. Nízkoteplotní termoplasty se stávají tvarovatelnými při teplotách nižších než 149 °C. Díky nižším teplotám mohou být tvarované přímo na končetině pacienta. Vysokoteplotní termoplasty vyžadují zahřátí na mnohem vyšší teploty, poté musí být formovány na modelu končetiny. Jednou z výhod termoplastických materiálů je, že je lze opakovaně ohřívat a tvarovat. To nám umožní drobné úpravy ortéz. V ortotice-protetice dolních končetin se nejčastěji využívají právě vysokoteplotní termoplasty, protože jsou více odolné vůči namáhání. Patří k nim polyetylen (PE) a polypropylen (PP) (Chui et al., 2020).

3.5 Pomůcky

K tradičnímu postupu neodmyslitelně patří nástroje, bez kterých se můžeme jen těžko obejít. Nástroje si můžeme rozdělit dle procesu, v kterém je využíváme. Vzpomenuty budou ty, které jsme při práci používali:

1. Odběr měrných podkladu

- Krejčovský metr-slouží k odebrání obvodových mír, výšky do kotníku a jiné.
- Posuvné měřítko-má dvě ramena a je možné ho využít k délce chodila či roztečí.

2. Sádrování a zhotovení negativu

- nůžky na sádro- jsou zaoblené, aby nedošlo k poranění pacienta

3. Úprava modelu

- rašple plochá nebo zaoblená-slouží na úpravu pozitivu.

4. Práce s plastem

- vibrační pilka a kotoučová bruska-slouží k oříznutí a broušení materiálů (Daněk, 2020).

4 MODERNÍ VÝROBNÍ PROCESY

4.1 Scan

Skenování je nyní více než jindy přístupné čím dál tím více lidem. Na trhu se dají koupit skenery za relativně nízké pořizovací ceny, které ale poskytují velmi uspokojivé výsledky. Způsob výroby ortéz se díky moderním technologiím dramaticky mění. 3D skenování je skvělou alternativou k tradičním metodám sběru měrných podkladů.

3D skenování je proces sběru dat z povrchu fyzického objektu, který přesně popisuje tvar v trojrozměrném prostoru. Shromážděná data lze poté použít ke konstrukci digitálních 3D modelů. Technologie 3D skenování se spoléhá na různé fyzikální principy, které lze rozdělit do několika kategorií:

1. Technologie 3D skenování laserovou triangulací - promítaný laserový paprsek na povrch je deformovaný a měřený.
2. Technologie 3D skenování strukturovaného světla - měří deformaci světelného vzoru na povrchu.
3. Fotogrammetrie - skenování z fotografií - rekonstruuje z 2D snímků 3D předmět, pomocí algoritmu výpočetní geometrie.
4. Kontaktní 3D skenovací technologie - opírá se o vzorkování několika bodů na povrch. Měřeno deformací sondy (Arrighi, 2020).

V ortotice se nejčastěji využívá typ přenosného laseru, který na objekt promítá vzor světla a stínu. Tento skener využívá ke snímání dva nad sebou umístěné senzory. Nejpokročilejší technologie mohou během procesu skenování získat více než půl miliónu bodů za sekundu.

Obrázek 3 Ruční skener



Zdroj: Bachura a Leiniger, 2017

4.2 Pěnový model

Pěnový model je za pomoci počítače řízeným strojem (z anglického výrazu computer numeric control-CNC). Tato technologie je široce používaná při výrobě zdravotnických výrobků a ukázala se jako mimořádně užitečná a inovativní.

Frézy se využívají hlavně tříosé, ale i čtyřosé. Nejdříve se končetina naskenuje a upraví v počítači. Pěnový model je frézován CNC strojem na základě počítačových dat. Pěnový model je možné dále upravovat tradičním výrobním postupem (Daněk, 2020).

4.3 Computer aided design/computer aided manufacturing systém

CAD z anglického výrazu computer-aided design, co v překladu znamená počítačem podporované projektování. Jde o obecný systém v oblasti informačních technologií, který zastřešuje širokou činnost navrhování, při kterých se využívá pokročilý grafický program.

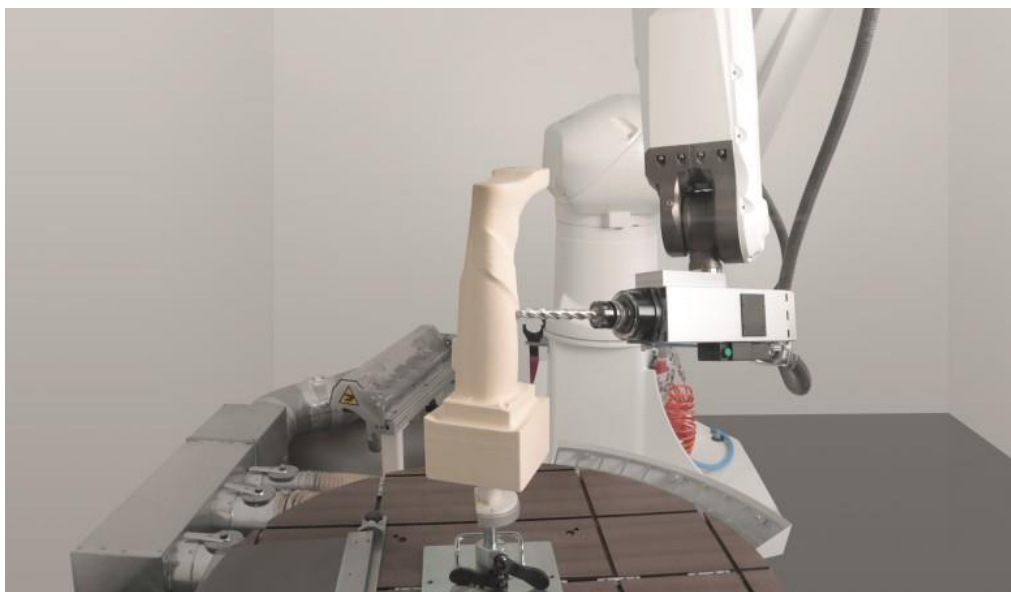
CAM z anglického spojení computer-aided manufacturing, co v překladu znamená počítačová podpora obrábění. Jde o použití počítačového software pro programování CNC strojů. CAM software určuje souřadnice nástroje při obrábění v prostoru, v našem případě obrábění polyuretanových bloku (Smith a Burgess, 2001).

Zavedení systému CAD/CAM do výroby ortéz vedlo k velkému pokroku v ortoticko-protetické praxi. Jeho aplikace do praxe přinesla zásadní změnu oproti

tradičnímu přístupu, kdy se ortézy vyrábějí ručně. Digitální technologie umožňuje rychlé 3D skenování celého povrchu chodidla a nohy. Informace jsou v digitální podobě přiváděna do programu CAD, kde s nimi lze mnohem rychleji a snadněji manipulovat a upravovat bez nákladů na materiál. Takový proces trvá v závislosti na skutečnostech v průměru 30-40 minut.

System CAD/CAM umožňuje jak výrobu pozitivu, tak přímo výrobu ortéz. Samotné měření se provádí bezkontaktně za pomoci skeneru. Návrh CAD se provádí v prostředí, kde je k dispozici mnoho nástrojů pro úpravy. Modul CAD umožňuje měření (například úhly, vzdálenosti, rozsahy, zakřivení, plochy atd.). Aplikace systému digitální produkce úzce souvisí se začátkem aplikace 3D skenování. Použití 3D skeneru umožňuje zkrácení času pro definování tvaru ortézy a načítání výsledku skenování do CAD programu. Po dokončení návrhu jsou data přenesena do CNC stroje, kde na základě CAM systému dojde k výrobě ortézy z 3D tiskárny nebo formy (pozitivu) z bloku. Bloky jsou polystyrénové nebo polyuretanové polotovary. Dle použití si můžeme zvolit její hustotu. Průměrná doba výroby formy pro ortézu větších rozměru trvá stroji 25 až 60 minut (Karlo Obrovac, 2020).

Obrázek 4 Frézování pěnového bloku



Zdroj: ottobock.com[online] [cit-4.1.2021]. Dostupné z:
<https://www.ottobock.com/en/company/innovations/>

4.4 3D tisk

3D tisk je pro ortézy stále mladá technologie, ale s velkým potenciálem změnit způsob, jakým jsou ortézy navrhovány a vyráběny.

4.4.1 Princip 3D tisku

3D tisk je konstrukce trojrozměrného objektu z modelu CAD nebo digitálního 3D modelu. Termín 3D tisk může odkazovat na řadu procesů, při nichž se materiál ukládá, spojuje nebo tuhne pod kontrolou počítače za účelem vytvoření trojrozměrného objektu. (Delfs et al., 2016) Na začátku tisku je prázdná podložka. 3D tiskárna nanese na základě vstupních dat první vrstvu materiálu horizontálně v ose x a y. Následně se posune o jednu vrstvu směrem v ose z, čímž se postupně vytváří výsledný objekt. I když existují různé typy 3D tiskáren, princip nanášení materiálu po vrstvách je stejný. Je proto možné všechny typy tisku rozdělit do dvou kategorií: extrafuzální tisk, kdy je materiál nanášen tryskou a tisk na principu fotopolymerizace, kdy tekuté materiály po ozáření tuhnou (Coward, 2015).

4.4.2 Metody 3D tisku

I když by se mohlo zdát, že 3D tisk patří k novinkám, počátky tisku se vážou k 80-tým letem minulého století. Nárůst počtu 3D tiskáren zvýšil povědomí širší veřejnosti. Za otce 3D tisku a zakladatele technologie 3D tisku se považuje Charles Hull (Coward, 2015). V roce 1987 získal patent na stereolitografický (SLA) aparát. Využívá fotosenzitivní materiál, který vlivem ultrafialového (UV) záření polymerizuje. Aby celý proces fungoval, vytvořil formát standart triangle language/standard tessellation language (STL), který zvládne každá 3D tiskárna interpretovat a vytisknout. Formát nebyl patentován, a tak byl volně dostupný veřejnosti. Proto STL formát představuje zlatý standart až do současnosti (Furdová et al., 2018). Doktor Carl Decker vyvinul nový způsob 3D tisku, znám jako selected laser sintering (SLS), který využívá vysokovýkonný laser na fúzi termoplastického práškového materiálu, která je po vrstvách spékán (Cheng et al., 2017.) Scott Crump a jeho manželka Lisa vytvořili v roce 1989 nejznámější metodu 3D tisku fused deposition modeling (FDM), která vytváří jednotlivé vrstvy modelů nanášením kontinuálního termoplastického materiálu. Tento materiál má schopnost zkapalnit při určité teplotě a následně ztuhnout (Farooqi, 2017). Crump vytvořil taky jeden z hlavních a nejčastěji používaných materiálů, akrylonitributadiénstyrén (ABS). V roce 1993 Emanuel Sachs vymyslel způsob tisku pod názvem injekt, při kterém tiskárna produkuje drobné kapénky, které po nanesení na podložku ztuhnou. Na principu této metody byla rozvinutá i biotiskárna se živými buňkami (Cheng et al., 2017). Existuje mnoho dalších metod, které se dál člení. Velkou skupinu tvoří metody

využívající materiál v prášku. Patří sem například selective laser sintering (SLS), který nevyžaduje další tmelící materiál, direct metal laser sintering (DMLS) pro kovy a slitiny, který pracuje na podobném principu jako SLS. Selective laser melting (SLM) je vysokoenergetický proces produkující teplo. Electron beam melting (EBM) nevyužívá laser, ale proud elektronů (Coward, 2015).

4.4.3 Materiál pro 3D tisk

Na trhu se nachází velké množství materiálů pro 3D tisk. Práce s náročnějšími materiály jako jsou kovy či keramika, klade velké nároky na tiskárny, proto jsou nejvíce využívaným materiálem plasty, které v této kapitole popíši.

- Akrylonitrilbutadiénstyrén (ABS) je nízko-nákladný termoplast, který stál na začátku rozvoje 3D tisku a stále patří mezi nejpoužívanější materiály. Je vysoce-odolný proti mechanickému poškození. Zpracovává se při teplotě 210-250 °C a výsledný produkt je stálý při teplotě 100 °C.
- Polymléčna kyselina (PLA) je velmi rozšířený termoplastický materiál, hlavně pro domácí tiskárny. Nevyžaduje vyhřívanou podložku, zpracovává se při nižší teplotě (180-220°C). Nevýhodou je, že se začíná rozpínat při teplotě asi 60°C. Benefitem je určitě dopad na životné prostředí, protože se jedná o biomateriál vyráběný z kukuřičného škrobu.
- Nylon se vyznačuje svou mimořádnou pevností a zároveň pružností. Tisk vyžaduje teplotu 230-280 °C (Coward, 2015).

PRAKTICKÁ ČÁST

5 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

5.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této bakalářské práce je porovnání tradičních výrobních postupů s postupy využívajícími moderní technologie při výrobě nízké supramaleolární ortézy pro DMO pacienta. Cílem je také stručně popsat konvenční metodu výroby ortézy a additivní metody dostupné pro ortotický obor.

Pro dosažení cíle je nutné splnit následující body:

1. Načerpání dostatečného množství teoretických informací z odborných zdrojů, článků a studií o onemocnění DMO, tradičních a moderních technologií.
2. Výběr vhodného pacienta s diagnózou DMO, který zvládne plnou spolupráci při praktické části.
3. Zajištění vhodného prostředí, pomůcek a materiálu pro výrobu ortéz.
4. Odběr podrobné anamnézy a vyšetření.
5. Popis a fotografická dokumentace průběhu vybavení u pacienta.
6. Porovnání využitých technologií.
7. Krátký rozhovor s rodičem o průběhu setkání a subjektivní zhodnocení chování dítěte během práce.

Získané výsledky budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce a budou konfrontovány s předem stanovenými hypotézami.

6 HYPOTÉZY

Předpokládám, že:

1. Moderní technologie může zefektivnit výrobní proces.
2. Moderní technologie má potenciál doplnit či nahradit tradiční techniku.
3. Využití moderní technologie při tvorbě negativu je pro dítě méně stresující záležitostí než sádrování tradiční metodou.

7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Po bakalářskou práci bylo vybráno jedno dítě ve věku 11 let se spastickou diparetickou formou DMO. Dítě bylo vybráno podle předem stanovených kritérií s předpokladem, že budou zvládnuty oba postupy. Jedním z kritérií byla nízká spasticita pro lepší skenování a psychický stav pacienta. S tím mi pomohla protetika a jejich doporučení na rodinu.

Nakolik nebylo možné předepsat na pojišťovnu obě ortézy najednou, výroba ortézy moderní technologií byla financována za podpory firmy OttoBock ČR. Se souhlasem pracoviště OttoBock ČR byla práce provedena místě jejich působení ve Zruči-Senec, v období listopad 2020-únor 2021 podle možností všech stran. Souhlas pacienta je k dispozici u autora práce a po vyžádání bude k dispozici.

8 METODIKA PRÁCE

Pro zpracování praktické části mé bakalářské práce byla zvolena metoda kazuistiky a rozhovoru s rodičem. Prvním krokem bylo odebrání anamnézy pacienta za pomoci jeho zákonného zástupce-rodiče. Důkladně byl vysvětlen postup a záměr práce. Tento postup byl taky vysvětlen pacientovi. Nakolik pacient trpí mentální retardací, spolupráce probíhala formou vysvětlování a hry. Následovalo prozkoumání vybraných lékařských zpráv od narození po přítomnost. Informace jsou shrnuty v kazuistice, nakolik si rodiče nepřáli zveřejnění samotných zpráv v práci. Výrobě ortéz předcházeli vstupní vyšetření, které byly prováděny bez pomůcky. Šlo o orientační vyšetření, na základě kterých, jsme si určili funkční požadavky na ortézu a jej návrh.

8.1 Vyšetření stoje a rovnováhy

Vyšetření stoje proběhlo pomocí aspekce, kde byl hodnocen klidový stoj. Důraz byl kladen na jednotlivé partie těla jako je držení hlavy, stav trupu a odchylky v zakřivení páteře, držení rukou, postavení pánve, odchylky v postavení dolních končetin a stav plosek. Vyšetření stoje bylo prováděno ze tří rovin-zepředu, zezadu a z boku. Vyšetřením Rombergerova testu jsem zjišťovala motorické funkce pro stoj a rovnováhu. Spočívá ve třech vyšetřeních: Romberg I-hodnotí se spontánní stoj pacienta s otevřenýma očima, Romberg II- hodnotíme stoj o zúžené bázi s otevřenýma očima, Romberg III- stoj o zúžené bázi se zavřenýma očima (Lanska a Goetz 2000).

Vyšetření rovnováhy taky zahrnovalo postavení na špičky a na paty, udělání dřepu. Hodnotilo se subjektivní posouzení provedených pohybů.

8.2 Vyšetření pohybu a chůze

Vyšetření pohybu znamenalo vyjít a sejít ze schodů, popoběhnout. Následovalo vyšetření chůze, která je nejjednodušeji vyšetřen aspekcí. Vyšetřujeme ji aspekcí jako tomu bylo u statického vyšetření stoje. Při chůzi jsme si všímali konkrétní jevy a to: jak pacient odvíjí a pokládá chodidla, jak je kladena pata na podložku včetně hlasitosti dopadu, rytmus a délku kroku, šířky baze, souhyb HKK, používání pomůcek. (Kolář a kol. 2020)

8.3 Hodnocení spasticity

Na hodnocení spasticity jsme použili Ashworthovu škálu. Vyšetření bylo provedeno v oblasti do kolena, z důvodu našich potřeb. Tato škála testuje pasivní protažení svalu, při kterém je sval v průběhu jedné sekundy maximálně protažen. Nezbytné je hodnotit pouze

prvé provedení tesu, protože při opakování dochází ke snížení spastické hypertonie svalu. Tato metoda pozůstává ze stupnice pěti bodů (Smania et al., 2010).

8.4 Svalový test dle Jandy

Pro zhodnocení funkčního stavu svalů byl využit funkční svalový test dle Jandy, který má šest základních stupňů hodnocení (5-0). Tenhle postup je jasně definován a je potřebné ho dodržet. Mezi pravidla patří dodržení výchozí polohy, fixace a směr pohybu. Principem svalového testu je fakt, že k vykonání určitého pohybu je potřebná svalová síla, kterou lze odstupňovat. Opět jsme testovali jenom určitou svalovou skupinu DKK mimo kyčelního kloubu. V našem případě byli vyšetřeny tyto pohyby: flexe a extenze kolene, plantární a dorzální flexe hlezna, supinace a pronace hlezna. Tyto pohyby byli vyšetřovány v leže, některé s kombinací v sedě. (Janda a kol. 2004)

8.5 Aspekce chování během jednotlivých metod

Během času, který jsem s pacientem strávila jsem si všímala jeho chování a reakce na jednotlivé kroky. Na základě subjektivního posouzení jsem zhodnotila chování dítěte během odběru měrných podkladů a procesu sádrování/skenování.

8.6 Rozhovor s rodičem

Krom subjektivního posouzení chování dítěte během fáze výroby negativu jsem použila pro lepší pochopení a zhodnocení vlivů postupů taky polo strukturovaný rozhovor s matkou dítěte, která byla při celém procesu přítomná. Polo strukturovaný rozhovor využívá předem připravené (formulované) otázky, díky kterým je stanoveno pořadí a směřování rozhovoru. Tím se stává rozhovor organizovanějším.

8.7 Zhodnocení časové náročnosti

Časovou náročnost jsme zjišťovali pomocí časoměrného zařízení(stopky). Z těchto dat bylo vytvořeno procentuální rozložení jednotlivých úkonů.

9 KAZUISTIKA

Pohlaví: muž

Věk: 10 let

Výška: 130 cm

Váha: 37 kg

Diagnóza: spastická diparetická dětská mozková obrna se středně těžkou mentální retardací a atypickým autizmem.

9.1 Anamnéza

Rodinná anamnéza: matka zdravá, pracuje jako lékařka, otec zdravý, pracuje jako fyzioterapeut. Chlapec nemá žádné sourozence.

Osobní anamnéza: Porod 36. týden, první těhotenství, fyziologické. Předčasný přirozený porod, po narození bez známek poškození. Až v 6 měsících hospitalizován pro podezření na nedostateční fyziologický vývoj. DMO bylo diagnostikováno až v roce a půl.

Informace z lékařských zpráv:

- Věk: 6 měsíců-hospitalizovaný na oddělení kojenců pro podezření na nedostatečný fyziologický vývojový stupeň. Chlapeček je čilý, fixuje a sleduje. Aktivně sahá po hračce, kterou taky udrží a vkládá do úst. Pozorovaný konvergentní strabismus. Patrné dyskinetické projevy zejména na horní polovině těla. Patrná mikrocefalie a doporučena rehabilitace a kontrola v neurologické ambulanci.
- Věk: 9 měsíců-V osmi měsících vyšetření magnetickou rezonancí s normálním nálezem. Byly vyloučeny nejvýznamnější metabolické změny. Chlapeček prodělal respirační infekci s užíváním antibiotik a gastroenteritidou. Strabismus přetrvává. Pacient je čilý, eutrofický, dentin se prořezává. Otáčí se ze zad na břicho, nezvládá však oporu o horní končetiny- 6. měsíční model. Po hračce sahá ve 4,5měsíčním modelu. Sací reflex je zaniklý V sedě je nestabilní a s předměty dokáže manipulovat, přesouvat z ruky do ruky. Úchop je radiální s přesným cílením na předměty. Doporučené pokračovat v reflexní lokomoci.

- Věk: 1 rok-Diagnóza stejná- zpožděné dosažení předpokládaného fyziologického stádia. Stále v rehabilitační starostlivosti pro kovergentní strabismus, podávání atropínu a používání okluzoru. Chlapec prospívá, přetáčí se přes oba boky, ze zad na břicho a zpět. Viditelná dopřední motorika za předmětem, zatím se však nepláží. Zvládne vzpěr na extendovaných horních končetinách. Využívá radiální úchop, pinzetový úchop se však ještě neobjevil. Sociální interakce je kvalitní. Vyšetřené polohové testy, odpovídá konci 2.trimenomu. Je nalezena lateralizace vlevo při polohových testech. Kojenecká reflexologie je bez patologie. Tonus je v normě. Přetrvává konvergentní strabismus
- Věk 1,5 roku-V posledních měsících velký pokrok-lezení po čtyřech se střídáním končetin, občas pohopsá. Zvládne se postavit u opory a rád sedí v sedě na patách. Hraje si s hračkami-vyndává je z krabice, listuje leporelem, boří postavený komín. Dokáže se krmit sám rohlíkem, nakrájeným chlebíkem, pije sám z lahvičky s pítkem. Brýlová korekce pro strabismus. Plánovaná operace očí za půl roku. Dítě je sice plačtivější, ale navazuje výborný sociální kontakt úsměvem, brouká, výská a vertikalizuje se do stoje. Magnetická rezonance mozku a míchy s negativním nálezem. Zjištěn nedostatek vitamínu B12. Diagnóza stanovená jako DMO lehká diparéza s opožděným vývojem řeči. Doporučená rehabilitace, zejména podnětová stimulace, cvičení hrou. Pokračovat v oční péči.
- Věk 2,5 roku-Dítě je zařazeno do kolektivu v dětském centru, kde tráví asi 5 hodin denně. Velmi dobře se adaptoval na nové prostředí. Od poslední kontroly prodělal operaci očí, nyní nosí brýle. Pro výraznou planovalgozitu zajištěna ortoticko-protetická péče a je využíván taping. Probíhá také logopedická péče. Pohybuje se již samostatně v prostoru s ještě nevyzrálým charakterem o široké basi. Dovede se zastavit, otočí se s využitím několika kroků a vyleze na židli, na které se dokáže otočit. Dovede slézt z židle, ale někdy vyžaduje pomoc. Do schodů jde s oporou, dolů ze schodů se ještě bojí. Jemná motorika je dobrá, vkládá tvary, navléká kroužky. Neumí nabírat lžící, tužku drží dlaňovým úchopem. Zvládne postavit komín ze dvou kostek. Komunikace stagnuje na úrovni 4-5 slov, pokynům však vyhoví. Sám nezvládne sycení, při oblékání nepomáhá. V kvalitě hrubé motoriky již dosáhl lokomočního stupně 7. Dominuje ještě nejistota v prostoru, chůze o širší basi a výrazná planovalgozita na akrech. Hyperreflexie na dolních končetinách

s pozitivními pyramidami. Doporučeno pokračovat v stimulační fyzioterapii s využitím neurovývojové terapie.

- Věk 3 roky-Hospitalizován na ORL oddělení z důvodu hypertrofie krčních tonsil. Objevují se známky spánkové apnoe. Chlapec dosáhl schopnosti samostatné lokomoce v prostoru. Je euforický, samostatně chodící o širší basi s výraznou zátěží na mediální straně chodidel výrazněji na levé straně. Postoj s mírným náklonem hlavy doprava, v sedě kyfotizace páteře. Lehce zvýšený tonus na dolních končetinách. Orofaciální motorika je deficientní, momentálně je v péči logopeda. Dosáhl lokomočního stadia 7. Přetrvává osová hypotonie. Doporučená ergoterapie, koordinace balančních schopností a aktivace manuálních dovedností.
- Věk 4 roky-Pacient dochází do speciální mateřské školy, kde se velmi dobře adaptoval. Má zajištěnou pravidelnou logopedo-ergoterapeutickou péči a fyzioterapii. Pobyt v mateřské škole je prospěšný pro jeho psychomotorický vývoj, rozvíjí komunikační schopnosti a sociální myšlení. Zlepšil se v soběstačnosti. Začíná spojovat slova, i když se objevuje dyslálie, jeho verbální projev se stává srozumitelný i pro druhé osoby. Chůze bez pomůcek o širší basi. Ortézy pomáhají při chůzi, která je o užší basi a podporují švih. Chůze do schodů možná, snaží se o střídání končetin. Nedokáže používat příbor při jídle, ale dokáže se sám napít z hrníčku. Čistotu ještě neudržuje, nosí pleny. Doporučené pokračování v multioborové péči, doporučená hippoterapie.
- Věk 6 let-Chlapec je předškolák, navštěvuje speciální mateřskou školu. Problémy s konečnickem-prolaps. Trvá pohybová neobratnost, nerovný terén či velmi rychlé rozběhnutí vede k pádům. Pokračuje v logopedické péči. Spolupracuje dobře, přetrvává dyslálie a planovalgózita na dolních končetinách s výraznou mediální složkou. Doporučeno pokračovat v dosavadní léčbě a rehabilitaci.
- Věk 9,5 let-Navštěvuje speciální základní školu. Bez nových obtíží a nestěžuje si na nic. Nosí brýle kvůli strabizmu. Diagnóza: diparetická forma DMO. Atypický autizmus a mentální retardace středně těžké povahy.
- Věk 10,5 let-Pacient se má dobře, škola ho baví a chodí tam rád. Nestěžuje si na žádné těžkosti, někdy upadne a brečí. Všechno prožívá, o všem rád mluví. Rád si

hraje s autem, tabletem a má rád hudbu. Navazuje kontakt poměrně rychle, dyslalická agramatická řeč. Občas se pomočuje.

Sociální anamnéza: Chlapec žije s oběma rodiči v rodinném domě. Rodina žije uspořádaně, velký důraz je kladen na pravidelnou rehabilitaci a společně trávený čas. Navštěvuje čtvrtou třídu v speciální základní škole. Škola ho baví, rád je v kolektivu.

Farmakologická anamnéza: nejuje

Alergická anamnéza: nejuje

Terapie: Chlapec již od narození pravidelně kontrolován. Od narození cvičí Vojtovu metodu. Pravidelné návštěvy rehabilitačních pobytů, aplikovaná podnětová stimulace, cvičení hrou, stimulační fyzioterapie s využitím neurovývojové terapie. Od mala podstupuje pravidelně oční rehabilitaci a taky ergoterapii. Ve věku 3-8 let chodil na hipoterapie. Momentálně dochází do jezdeckého klubu na paravoltiž.

Nynější onemocnění: Spastická diparetická dětská mozková obrna. Dítě trpí středně těžkou mentální retardací. Pervazivní vývojová porucha-atypický autismus. Strabismus s korekcí brýlemi.

10 ORTOTICKÉ VYBAVENÍ

Jednotlivým technickým postupům předcházelo vyšetření, na základě kterého, jsme stanovili funkční požadavky na ortézu- její základní provedení. Návrh pomůcky tedy představovala nízká dynamická ortéza hlezenního kloubu (DAFO), jejíž modifikace do moderní technologie 3D tisku představuje molded ankle foot orthoses (MAFO). Jedná se o supramaleolární typ ortézy.

10.1 Postup výroby ortézy tradiční metodou

10.1.1 Výroba negativu

- Odběr antropometrických měř

Odběr měř byl proveden pomocí posuvného měřidla, kterým jsme měřili mediolaterální míru a délku chodidla, krejčovským metrem, který sloužil k odběru výšek a obvodů. Všechny hodnoty byly zapsány do měrného listu viz.příloha D.

Tabulka 1 Antropometrické míry

Měřená oblast	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina
Výška kotníku mediálně	60 mm	620 mm
Výška kotníku laterálně	580 mm	600 mm
Rozteč paty	520 mm	520 mm
Rozteč kotníku	620 mm	610 mm
Rozteč metatarsů	720 mm	710 mm
Délka chodidla	210 mm	210 mm
Obvod nad kotníkem	230 mm	230 mm
Obvod přes kotník	275 mm	275 mm
Obvod přes metatarsy	200 mm	200 mm

Zdroj: vlastní

Obrázek 5 Odběr měrných podkladů-výška do kotníku



Zdroj: vlastní

- Příprava na sádrování

Příprava pracovního místa a všech pomůcek, které jsou během sádrování potřebné je prvním krokem k úspěšnému vybavení. Vzhledem k tuhnutí sádry, je důležité mít všechno potřebné připravené při ruce. Pomůcky potřebné pro sádrování představují: separační materiál, silonka, voda, sádrová obinadla, inkoustová tužka, nůžky, hadička.

Jako první bylo potřebné odseparovat končetinu pomocí vazelíny a natáhnutí silonky. Na silonku jsme si pak vyznačili anatomická místa, a to hlavičku I. a V. metatarsu, bazi V. metatarzu, mediální a laterální malleolus, bolestivá a citlivá místa. Dále jsme si vyznačili předběžný tvar finální ortézy. Nastříhnutím silonky jsme umístili hadičku, která nám vytvoří prostor pro nůžky v průběhu stříhání negativu. Důležité je umístit průběh hadičky tak, aby netlačil na kostěné struktury, ale byla vedena v oblasti měkkých tkání. Při stříhání je i tak vyvíjen určitý tlak, a při nesprávném zavedení by tyto místa mohla být bolestivá.

Obrázek 6 Naznačení tvaru ortézy na silonku



Zdroj: vlastní

- Vlastní sádrování

Sádrování proběhlo ve dvou krocích. Nejdřív jsme odsádrovali plosku nohy pomocí předpřipravené, 8 vrstvé longety, která byla na konci nastříhnutá a zredukovaná na 4 vrstvy (aby při překrytí tvořil součet opět 8 vrstev). Longeta musí být dostatečně dlouhá na obou koncích, aby obejmula a překryla patu a v přední části vytvořila nadměrek. Tlakem prstů jsme ji na plosce vytlačili následující struktury: srdíčko, podélnou klenbu a ohraničení paty. Tímto tlakem bylo možno korigovat plano-valgózní postavení v hlezenním kloubu. Druhý krok představovalo obmotání sádrovými obinadly končetinu do požadované výšky, v našem případě nad oblast kotníků. Takto obmotanou končetinu jsme umístili na rovný povrch a nechali ztuhnout.

Obrázek 7 Sádrování plosky



Zdroj: vlastní

Obrázek 8 Vytvrdnutí sádrových obinadel



Zdroj: vlastní

- Příprava modelu

Po sejmutí negativu z končetiny je možné vidět obtisknuté struktury, které jsme si na začátku vyznačili inkoustovou tužkou. Do takto připraveného negativu vložíme kovovou tyč a vylejeme sádrou. Po ztuhnutí sádrová obinadla odstraníme, čímž získáme pozitiv k následné modelaci.

Obrázek 9 Obtisk nakreslených struktur



Zdroj: vlastní

Obrázek 10 Negativ



Zdroj: vlastní

10.1.2 Úprava modelu

Po sejmutí sádrových obinadel nám vzniknul pozitiv, na kterém je vidět označené body od inkoustové tužky. Pozitiv je nejdříve potřeba zhladit a zbavit přebytečných nerovností. Před samotným modelováním je důležité mít představu, jak bude finální ortéza vypadat.

Obrázek 11 Sádrový pozitiv



Zdroj: Vlastní

Úprava spočívala v nanášení a ubírání sádry. Sádro jsme nanášeli na prominentní a citlivá místa. Dále jsme ji nanесли na oblasti, kudy povedou okraje ortézy a vytvořili jsme takzvané náběhy, aby se ortéza nezarývala do končetiny. Sádra musí být aplikována také na špičku, kde vytvoří dostatečný nadměrek pro konečnou úpravu modelu. Místa, na kterých jsme sádro ubírali tvořili oblasti měkkých tkání, které je možno zatížit. Modelace plosky je velmi individuální. My jsme plosku modelovali za účelem proprioreceptivního účinku s podporou příčné a podélné klenby, se stabilizováním kosti patní a korigování planovalgózního postavení nohy.

Obrázek 12 Úprava modelu



Zdroj: vlastní

Obrázek 13 Modelování plosky



Zdroj: vlastní

10.1.3 Tažení plastu a finalizace ortézy

Za výrobní materiál jsme zvolili termoplast EVA od firmy OttoBock, pod firemním názvem Supraflexible. Infračervenou pec jsme si podle výrobce předežřáli na doporučenou teplotu 110 °. Model jsme si mezitím odizolovali silonkou, na kterou jsme nalepili vyměkčení do oblasti kotníků, které se následně s plastem spojí. Plast byl na model natažen za pomoci podtlaku. Po vychladnutí jsme si na plast vyznačili tvar ortézy a pomocí vibrační brusky vyřízli. Následně jsme dobrousili hrany a zabrousili na požadovanou délku.

Při zkoušce jsme ortézu vložili do boty a provedli statickou a dynamickou zkoušku. Zkontrolovali jsme, zda ortéza správně naléhá na končetinu a posléze dohotovili připevněním pásků.

Obrázek 14 Model před natažením termoplastu



Zdroj: vlastní

Obrázek 15 Natažení termoplastu



Zdroj: vlastní

Obrázek 16 Model před ořezáním



Zdroj: vlastní

Obrázek 17 Finální ortézy



Zdroj: vlastní

Obrázek 18 Ortézy v botě



Zdroj: vlastní

10.2 Postup výroby ortézy moderní technologií

10.3 Skenování

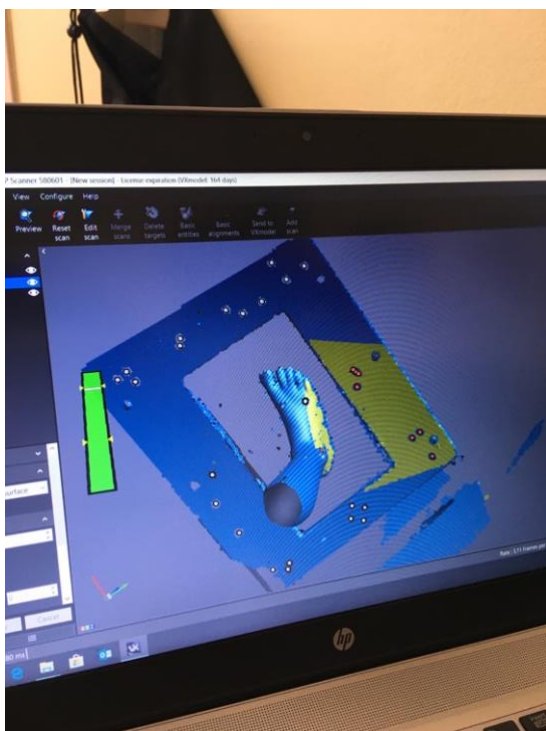
Pro skenování není zapotřebí odebrání měrných podkladů, neboť veškeré míry jsou skenerem zaznamenány a přístupny v počítačovém programu. Nejprve bylo potřeba uvést nohu (končetinu) do správné pozice. Skenování probíhá v nezatížené poloze. Pro skenování je možné využít skenovací desku. Dále jsme si na končetinu umístili reflexní body, díky nimž se skener dokáže v prostoru lépe orientovat. Po naskenování jsou v programu VXelement možné drobné úpravy, jako je: odstranění přebytečných objektů, uzavření nenaskenovaných ploch a tak dále. Takto upravený sken je připravený pro export do modelovacího programu.

Obrázek 19 Skenování na podložce



Zdroj: Vlastní

Obrázek 20 Obraz během skenování

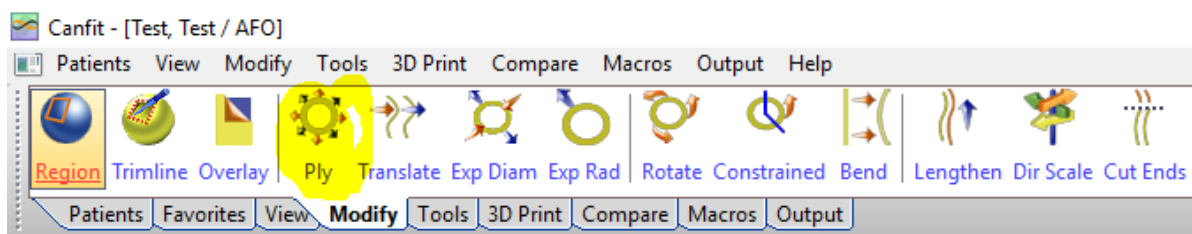


Zdroj: Vlastní

10.4 Úprava a modelace

Princip a výsledný tvar ortézy vytvořený za pomoci moderních technologií je shodný s ortézou vzniklou tradičním postupem. Úprava a modelace objektu byla provedena v programu CANFIT, který umožňuje širokou škálu modifikačních nástrojů. V ortotice jsou nejvyužívanější následující: rotace, roztažení, ohnutí, prodloužení, redukce, zahlazení a další.

Obrázek 21 Škála modifikačních nástrojů



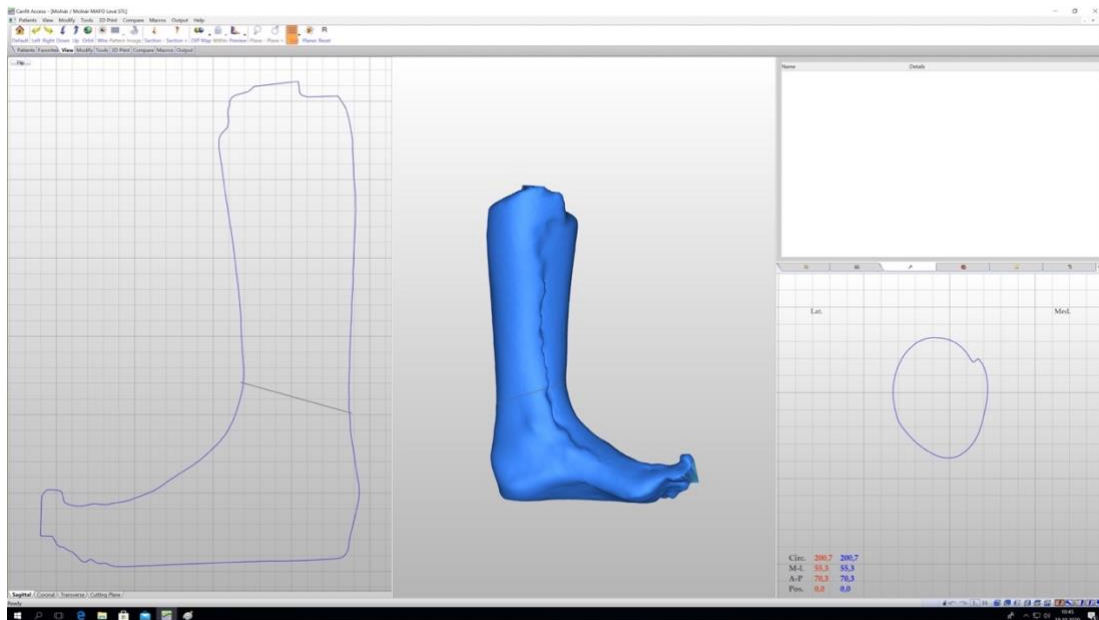
Zdroj: Vlastní

Popis úpravy modelu v programu CANFIT je pro účely bakalářské práce poměrně složitý, proto jsem se ho pokusila shrnout ve stručnější formě.

Po inportu dat v podporovaném formátu je zapotřebí vyplnit kartu pacienta, která slouží k archivaci a identifikaci pacienta. Dále je zapotřebí zvolit typ pomůcky, postiženou stranu a určit osu ortézy. Určení osy je pro následnou modelaci velice důležité.

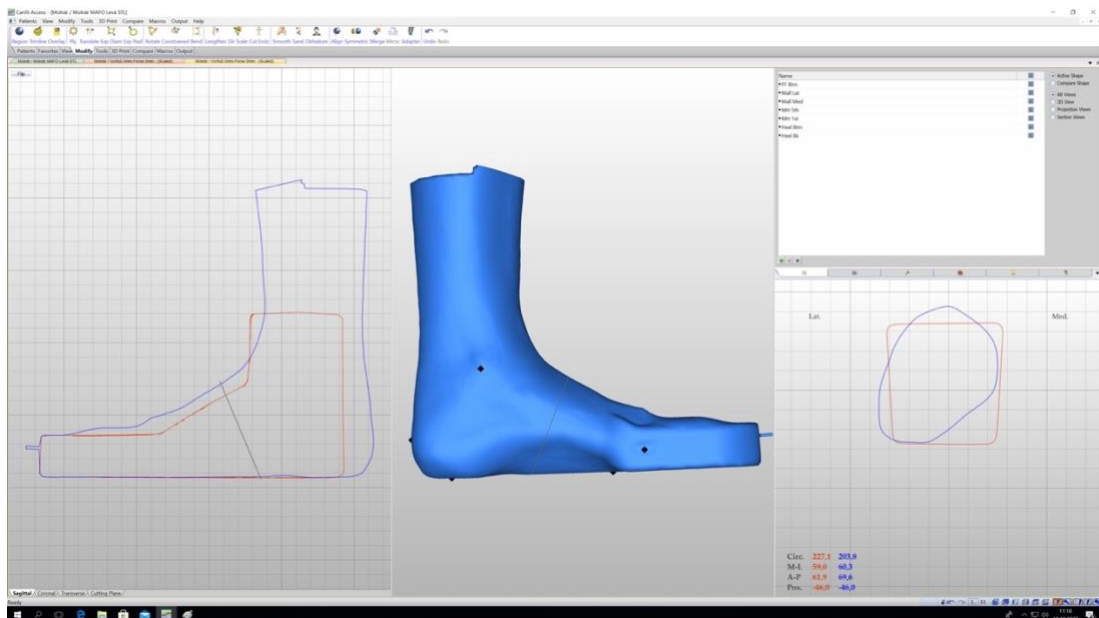
Program následně vytvoří 3D model připravený k úpravě. Abychom byli schopni využít určitých funkcí programu, je zapotřebí si na model umístit orientační body. Těchto bodů je minimálně 7 a program vás bez jejich umístění nepustí dále. Mezi tyto body patří: med. a lat. malleolus, vrchol a střed paty, střed přednoží, I. a V. metatarzofalangové klouby. Pokud se nám nepodařilo nohu naskenovat ve správném postavení, máme možnost ji patřičně upravit. Následně si vytvoříme podpatek a náklon přednoží. Jak již bylo zmíněno výše, modelace plošky se řídí totožnými principy jako při modelaci tradiční metodou. Na takto upravený model si umístíme body, jejichž propojení nám vytvoří tvar ortézy, který si máme možnost prohlédnout ve vizualizaci. Program nám také umožňuje kdykoliv využít funkce porovnání s původním skenem končetiny a mít tak přehled o všech provedených změnách. Výsledný model jsme uložili ve formátu STL, který jsme následně nahráli do objednávacího listu.

Obrázek 22 Objekt před úpravou



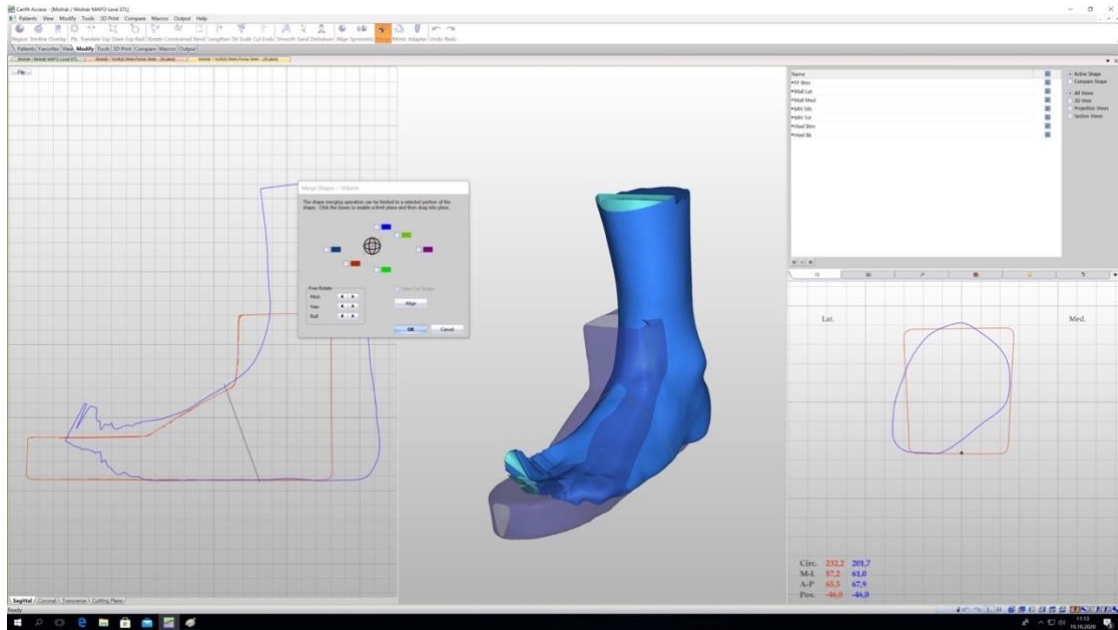
Zdroj: Vlastní

Obrázek 23 Umístění orientačních bodů



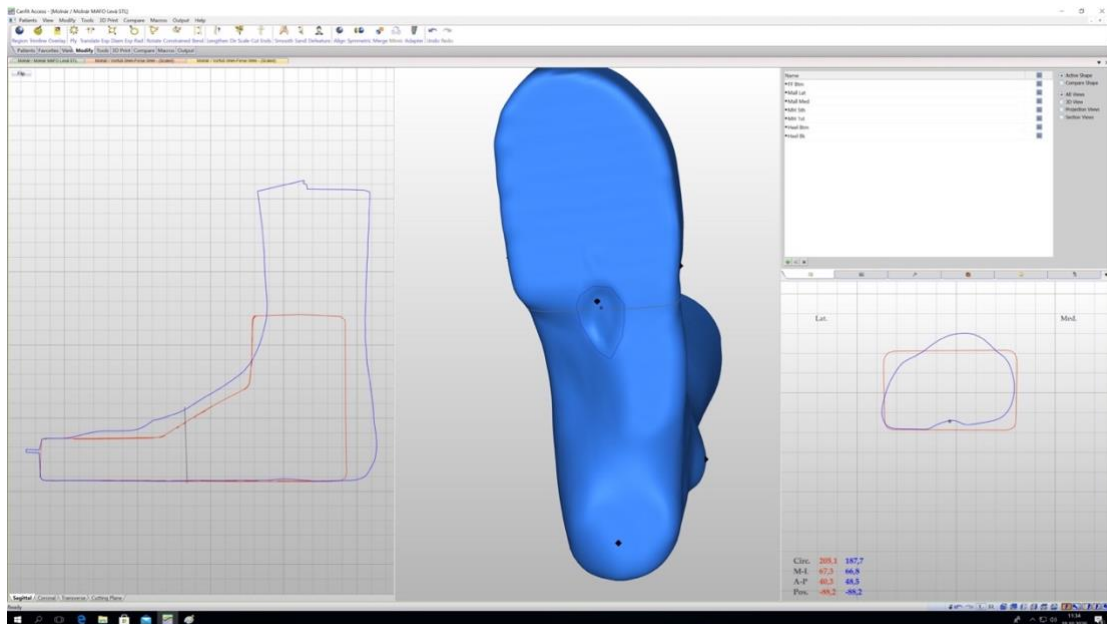
Zdroj: Vlastní

Obrázek 24 Úprava špičky do potřebné pozice



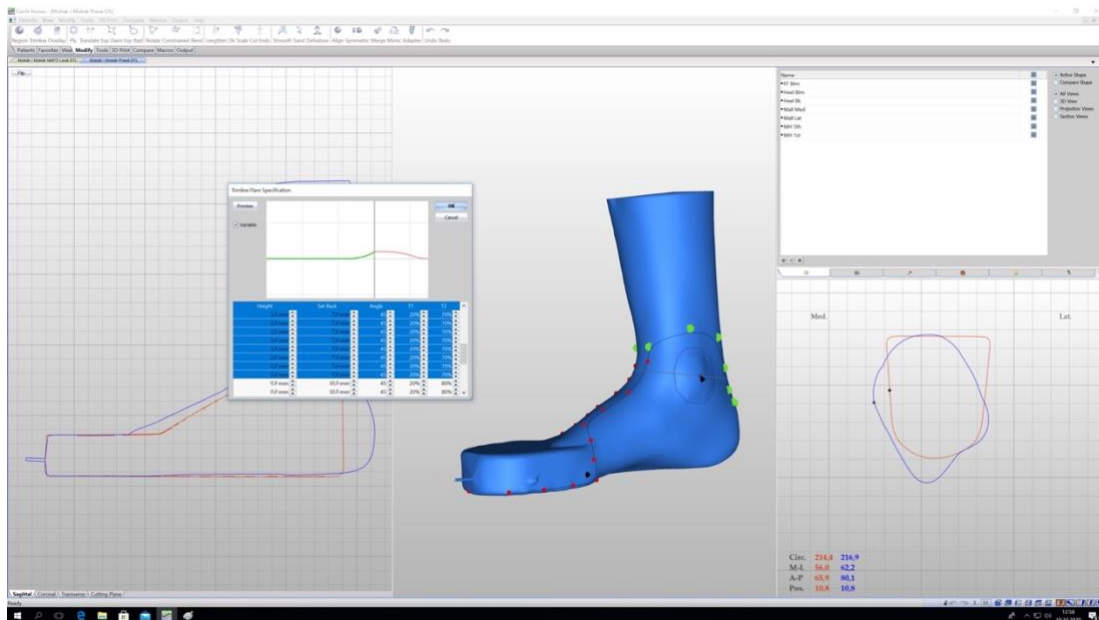
Zdroj: Vlastní

Obrázek 25 Úprava plosky



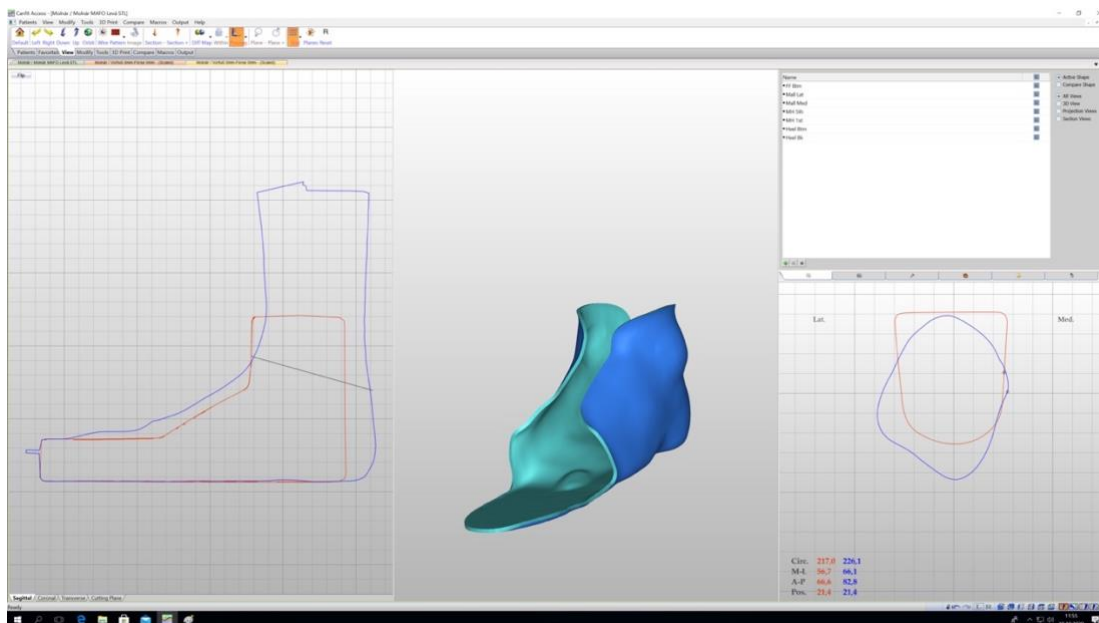
Zdroj: Vlastní

Obrázek 26 Body spojené v okraje ortézy



Zdroj: vlastní

Obrázek 27 Náhled finální ortézy v softvéru

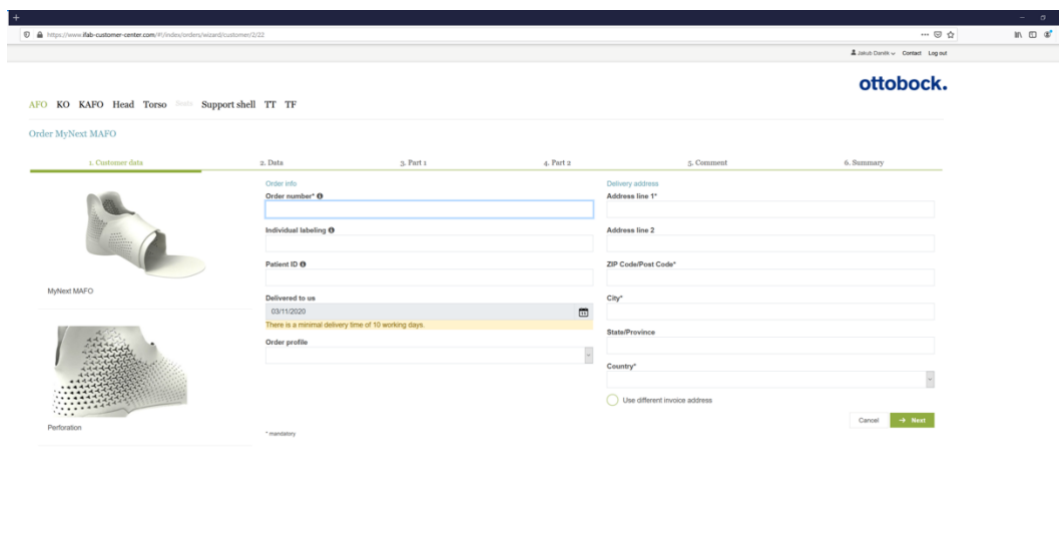


Zdroj: Vlastní

10.5 Objednání

Pro vstupní data do objednávkového formuláře se využívá z pravidla formát STL. Prostředí objednávkového formuláře je přehledné a vede uživatele krok po kroku celým procesem objednávky. Formulář je dostupný na stránkách Ifab, ke kterému mají přístup pouze zaměstnanci firmy OttoBock.

Obrázek 28 Objednávací formulář

The image shows a web browser window displaying the OttoBock online ordering interface. The page title is "Order MyNext MAFO". The interface is divided into several sections: 1. Customer data (with a product image of a white shoe insert labeled "MyNext MAFO"), 2. Data (with fields for "Order number*", "Individual labeling", and "Patient ID"), 3. Delivery address (with fields for "Address line 1*", "Address line 2", "ZIP Code/Post Code*", "City*", "State/Province", and "Country*"), and 4. Summary. A notification banner indicates a minimal delivery time of 10 working days. The OttoBock logo is visible in the top right corner.

Zdroj: Vlastní

10.6 Finalizace ortézy

Vytištěné ortézy je možné dle potřeby brousit a zakrátit tak, aby se vešly do bot. Pro zvýšení komfortu je možnost přidání vyměkčení.

Obrázek29 3D tištěna ortéza



Zdroj: Vlastní

Obrázek 30 3D tištěná ortéza v botě



Zdroj: Vlastní

11 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

11.1 Vyšetření stoje a rovnováhy

11.1.1 Vyšetření stoje

Chlapec je plně při vědomí, spolupracuje, odpovídá na oslovení, ví, jak se jmenuje a navazuje oční kontakt. Je veselý, euforický, mluví hlasitěji. Přichází samostatně bez opěrných pomůcek, mírně spasticko-ataktickým typem chůze.

Hlava je mesocefalická v mírném předklonu vůči tělu. Navozuje oční kontakt. Mimika je symetrická a nosí brýle. Řeč je z času na čas dyslalická a občas agramatická.

Trup je symetricky klenutý, páteř bez viditelných známek skoliózy. Patrná mírná kyfotizace trupu při stoji, v sedu se zvýrazní. Ramena v protrakci s mírným náklonem na pravou stranu. Odstávají dolní uhly lopatek, mírné přetížení horních fixátorů lopatek-hypertonie. Ve vertikále ventrální klopení pánve, v sedě dorzální klopení pánve.

Horní končetiny (HKK)- symetricky při těle v semiflexi bez přítomné hypertonie, stejné délky. Ruce aktivní, zvládá většinu pohybů. Tužku chytá dlaňovým úchopem.

Dolní končetiny (DKK) – v addukci, kyčelní klouby ve vnitřní rotaci, mírná valgozita kolen i nohou. Hybnost není omezená v žádném z kloubů, bez kontraktur. Bilaterální planovalgózní postavení nohou, akrálně mírně zvýšeným tonem.

11.1.2 Vyšetření rovnováhy

Klidový stoj je stabilní s držením rukou u těla bez známek úklonu na některou ze stran.

Tabulka 2 Rombergův test

Romberg I	Negativní
Romberg II	Pozitivní
Romberg III	Pozitivní

Zdroj: vlastní

Rombergův test I-Pacient stojí o širší bazi s nataženýma rukama při těle. Nebyli patrné mimovolné pohyby.

Rombergův test II-Stoj spatný je obtížnější. Dítě vydrží stát, no dochází ke kolébání s úchylkami na pravou stranu.

Rombergův test III-Stoj spatný se zavřenýma očima není možný. Zkoušku nebylo možné provést protože se pacient bál.

Tabulka 3 Vyšetření rovnováhy

Typ stoje	Výsledek
Stoj na špičkách	Ano-omezeně
Stoj na patách	Nezvládne
Stoj na jedné noze	Ano-omezeně

Zdroj: Vlastní

Stoj na špičkách je možný, stoj na patách nezvládne. Hrozí pád dozadu. Stoj na jedné noze zvládá jenom přibližně na 2 sekundy.

11.2 Vyšetření v pohybu a vyšetření chůze

Tabulka 4 Vyšetření pohybu

Úkon	Provedení
Rozběh	Bez problémů
Dřep	Polovice rozsahu
Chůze do schodů	Možná i bez opory
Chůze ze schodů	S oporou

Zdroj: Vlastní

Rozběh byl možný na požádání, bez známek zaváhání. Dřep pacient provedl do přibližně poloviny možného rozsahu, došlo pak k titubacím. Chůze do schodů byla možná i bez opory či držení. Při vyšším počtu schodů však dojde k rychlé únavě. Chůze ze schodů zvládl s oporou. Obecně však má problém s odhadem vzdálenosti kvůli zrakovému hendikepu.

Pacient se pohybuje bipedální chůzí bez pomoci lokomočních pomůcek. Při chůzi pacient odvíjel špičku, no došlap byl provázen na plosku, s malým došlapem na patu. Rychlost byla na vzdálenosti (asi 10 metrů) přiměřené rychlosti a dynamiky, mírně zvýšené hlasitosti. Délka kroku byla souměrná. Při chůzi se prohloubila vnitřní rotace kyčlí, valgozita kolen a kotníků. Viditelné bylo přetěžování mediální strany plosek, přičemž pravá DK byla horší. Zjevné bylo také vtáčení přednoží mediálně. Končetiny se pohybovali opačným směrem jako DKK ve flexním postavení, trup nerotoval. Při chůzi došlo k mírnému předklonu celého trupu a vysunutí hlavy vpřed.

Při běhu docházelo na pravé DK k nášlapu na špičku s vynecháním dopadu na patu. Levá noha dopad na patu provedla jen krátce. Patologie chůze se prohloubili, pacient běžel s flektovanými HKK ve víc než pravém uhlu. Pohyb byl výraznější a ruce se během běhu překřížovali.

11.3 Hodnocení spasticity

Při zařazení pacienta podle míry spasticity, jsme pacienta přiřadili do stupně 1, kdy periferní části DKK vykazují mírně zvýšený svalový tonus.

11.4 Svalový test dle Jandy

Tabulka 5 Hodnocení svalové síly dle Jandy pacient

Vyšetřený pohyb	stupeň
Flexe kolenního kloubu	5
Extenze kolenního kloubu	5
Plantární flexe (musculus triceps surae)	4
Plantární flexe (musculus soleus)	5
Supinace s dorzální flexí	3
Supinace v plantární flexí	4

Zdroj: vlastní

Vyšetření bylo orientační a proběhlo dle standardizovaného postupu dle Jandy.

11.5 Aspekce během jednotlivých metod

Pozornost je lehce rozptýlená. Pacient je impulzivní, mění rychle téma, výbušný a projevuje se nutkavé chování. Komunikuje dobře, odpovídá přiléhavě, ale spíš jednoslovně nebo větami s gramatickými chybami.

11.5.1 Tradiční výrobní postup

Při odběru měrných podkladů se dítě bálo hlavně posuvného měřítka. Proto jsem každý krok postupně vysvětlovala a ukazovala (příkládala) na sobě. Tak jsem se snažila v dítěti vybudovat důvěru. Mentální retardace, kterou trpí zhoršovala postup práce. Pacient měnil nálady a místy brečel. Když jsme ho však něčím zaujali (dali mu něco do ruky nebo se ptali na školu), ochotně odpověděl a zapomněl na to, co se momentálně děje. Často se ze zvědavosti nakláněl, aby lépe viděl. Někdy se stěžoval, že ho to bolí.

Až když byla sádrovna nachystaná, pozvali jsme si chlapce na místo. Jako první jsme mu vysvětlili, co se bude dít. Mluvením jsme se ho snažili rozptýlit, když mu něco vadilo. Nebylo mu moc příjemné namazání končetiny separační vazelínou. Když jsme pak po natáhnutí silonky kreslili na končetinu, moc se mu to líbilo, a tak dostal do ruky tužku taky. Tím, že mohl „čmárat“ úplně zapomněl na to, co děláme. Chlapec byl však emočně nestabilní, a tak měnil rychle nálady. Během rozhovoru se často vracel už k věcem, o kterých jsme se bavili a měnil nálady. Maminka nám v tom však hodně pomáhala a uklidňovala ho. Během sádrování měl tendence nás chytat a hladit. Když měl dobrou chvíli, byl moc laskav a radostně s námi mluvil. Nejhorší částí bylo sejmutí sádrového negativu pomocí nůžek. Taky mu bylo vysvětleno, jak kulaté nůžky fungují a názorně ukázáno na nás. Snažili jsme se ho rozptýlovat, což na nějakou chvíli pomohlo, ale poté si opět stěžoval na bolest. Po sejmutí negativu mu „nožka“ byla ukázaná, čímž se mu nálada zlepšila.

11.5.2 Moderní výrobní postup

Vliv moderních technologií na odběru měrných podkladů byl obrovský. Pacient byl zcela v klidu a vše se obešlo bez pláče. Z počátku jsme pozorovali nejistotu a strach z neznámého, což se však brzy obrátilo ve zvědavost. Chlapec byl fascinován skenerem a tím, jak se obraz promítá do počítače. Všechno pečlivě sledoval a na nic si nestěžoval. Bohužel jsme však museli celý proces několikrát zopakovat, neboť bylo pro chlapce velmi obtížné vydržet nehnoutě na jednom místě. Nakonec se však podařilo končetinu naskenovat.

11.5.3 Rozhovor s rodičem

1. Měli jste už někdy ortézy? Pokud ano, jakou jste s nimi měli zkušenost? Pomohli Vám?

Ano, ortézy nosil poměrně od brzkého věku. Jelikož byl motorický vývoj mého syna opožděn, chodit začal až o něco později. Ortézy mu pomáhali z počátku hlavně při stabilita, poté pro zlepšení chůze. Syn chodil o široké bázi a často padal. Ortézy mu dodali odvahy. Nosil je přibližně od 2,5 roku.

2. Pamatujete se jak probíhalo sádrování, když byl syn ještě malý? Jak na to reagoval? Máte nějaké osobní postřehy z těchto střetnutí?

Sádrování jsme podstoupili vícekrát, protože rostl. Hodně záleželo, jaký den měl právě syn. Někdy býval náladový, tak to bylo samozřejmě hroší. Při sádrování ho bylo potřeba rozptýlovat. Nemá moc rád, když se ho někdo delší dobu dotýká. Ale jak říkám, hodně záleželo na jeho náladě. Báł se však nůžek a když se stříhala sádra, hodně brečel.

3. V průběhu let, jak váš syn rostl, zaznamenala jste nějaké změny v tom, jak sádrování vnímal? Pokud ano, jak?

Určitě když byl mladší tak to až tak neřešil. Měl „svůj svět“, když si hrál bylo možné sádrovat. S postupem času to začal vnímat víc. Vždy bylo potřeba rozptýlení. Když se soustředil na to, co se děje, často říkával že ho to bolí, nebo že už chce domů.

4. Věděl Váš syn, co se bude v ten den dít? Když ano, reagoval na to nějak?

Syn věděl, že po něj přijedu do školy. To kam se jede úplně neřešil. Byl rád, že jede pryč ze školy jako jediný. Do školy chodí rád, ale byl natěšený, že může odejít a ostatní ne.

5. Mohla byste popsat, jak na vás působilo sádrování tradičním postupem a moderní přístup-skenování? Co pro Vás bylo pozitivní a co negativní?

Skenování jsem nikdy předtím neviděla. Pro mě osobně to bylo něco nového a samotnou mě to zaujalo. Sádrování pro mě není žádnou novinkou. Víím, jak to probíhá, proto mě asi nic nepřekvapilo. Určitě by však mohlo rodiče a děti vylekat množství nástrojů, které se při sádrování využívají. Některé z nich vypadají opravdu děsivě. „Smích“ Taky bych rada zmínila, že skenování je podle mého pohledu lepší i v tom, že je dítě čistě. Od sádry jsme chodili domů zašpiněný.

6. Který z přístupů byste řekla, že byl pro vašeho syna přijatelnější/ snesitelnější?

Myslím si, že syn obecně lépe vnímal skenování. Světla jsou pro děti moc zajímavá. U tradiční metody mohou do ruky dostat tužku, nebo sádku, což může rozptýlit jejich pozornost. Každé dítě je však jiné, a tak záleží na konkrétním jedinci. Některé děti jsou víc klidné, jiné dokáží křičet pro nic za nic.

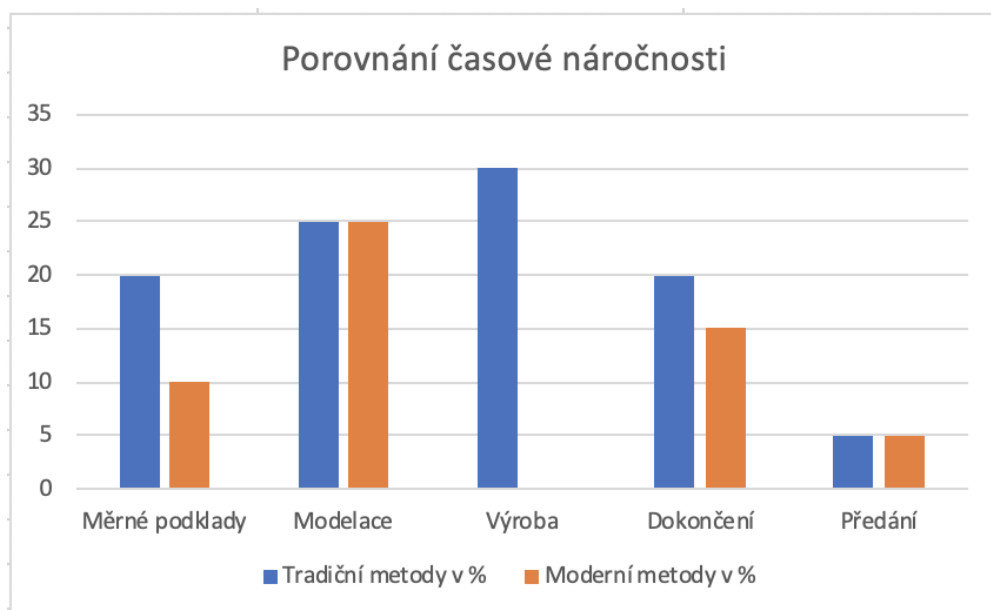
11.5.4 Časová náročnost jednotlivých postupů

Tabulka 6 Procentuální zastoupení metod

	Tradiční metoda v %	Moderní metoda v %
Měrné podklady	20	10
Modelace	25	25
Výroba	30	0
Dokončení	20	15
Předání	5	5

Zdroj: Vlastní

Graf 1 Porovnání časové náročnosti



Zdroj: Vlastní

DISKUZE

Při potvrzování či vyvrácení jednotlivých hypotéz budu vycházet z načerpaných informací z odborné literatury a z praktických zkušeností které jsem získala během praxí na specializovaném pracovišti.

Hypotéza č. 1: *Předpokládám, že při využití moderních technologií dojde k úspoře času při výrobním procesu.*

Z tabulky 6 a grafu 1 je patrné, že moderními technologiemi došlo k úspoře času, a to o 45 % oproti tradičním metodám. Nejvíce času (zhruba 30%) bylo ušetřeno u moderních technologií v oblasti výroby, neboť 3D tištěné ortézy se vyrábí v Německu a dorazí již hotové. Druhou nejvíce úspornou částí u moderních technologií je odběr měrných podkladů. Snadná příprava pracovního prostředí a samotný proces nám ušetřil zhruba 10% oproti tradičním metodám. Nejmenší, ale přesto znatelná úspora času byla v oblasti dokončení pomůcky. U 3D tištěných ortéz se jedná většinou o drobné úpravy velikosti, zabroušení a vložení vyměkčení. Tím došlo oproti tradičním metodám k úspoře času o 5%. Při využití moderních technologií se nám tedy celkový výrobní proces zkrátil o zhruba 45% oproti tradičním postupům.

Toto potvrzuje také studie z roku 2016 porovnávající výrobu kotníkových ortéz ze sádrových odlitků a z 3D skenů , kterou zveřejnila mezinárodní společnost pro protetiku a ortotiky (international society for prosthetics and orthotics) Z ní vyplývá, že čas strávený úpravou skenu byl přibližně o 50 % kratší než u úpravy tradiční metodou (Roberts et al. 2016).

Na základě výsledků a poznatků uvedených v diskuzi Potvrzuji Hypotézu č. 1

Hypotéza č.2: *Předpokládám, že moderní technologie má potenciál doplnit či nahradit tradiční techniku.*

Moderní technologie má určitě potenciál zkvalitnit práci ortotika-protetika. Nemyslím si však, že by aditivní technologie mohli zatím zcela nahradit tradiční výrobní proces. Aplikace těchto technologií v praxi vyžaduje odborné znalosti, zkušenosti a zároveň zručnost s počítačem a modelačním softvérem. Studie z roku 2007 porovnala čas vyhotovení jednoho sádrového odlitku studentem a zkušeným ortotikem-protetikem k času strávenému skenováním. U studenta byl čas tradiční metodou 8-krát vyšší, než skenování a u zkušeného protetiky byl tento čas 5- vyšší (Payne, 2007). Výsledkem této

studie je, že odborné znalosti, zkušenosti a využití 3D skeneru výrazně urychlí výrobní proces

I přesto, že je prvotní investice do 3D technologií vysoká, jedná se ale o jedinou investici, která se v průběhu nevyšuje. Na druhou stranu, u klasických metod je pořizovací cena nízká ale vzhledem k tomu, že se jedná o spotřební materiál, je zapotřebí neustále materiál dokupovat.

Vědeckých prací zabývajících se jednotlivými technologiemi bylo publikováno relativně velké množství. O dost méně je pak prací, porovnávající tyto technologie navzájem. I když nějaké studie proběhly, bylo přítomných mnoha proměnných faktorů, na základě kterých nemohla být studie dostatečně prokazatelná.

Díky praktickým zkušenostem získaných během práce na této bakalářské práci mohu potvrdit, že moderní technologie mohou zefektivnit práci v mnoha směrech. Jedním z nich je fakt, že naskenovaná končetina zůstává uložená v počítači, a tak je možnost se k ní kdykoliv vrátit. Archivace dat přispívá k rozšíření zdravotnických údajů o pacientovi, které mohou být přístupné i jiným členům multidisciplinárního týmu.

Propojením mezi tradiční a moderní technologií je odběr měrných podkladů a modelace pomocí aditivní metody a výroba finální ortézy tradičním postupem. Toto propojení nám umožní frézování modelu z polyuretanové pěny. Výhodou je čistá práce, lehký model a snadné opracování.

Na základě poznatků a informací z odborné literatury mohu potvrdit fakt, že moderní technologie má potenciál doplnit tradiční techniku. Zatím však není možné úplně tradiční metodu vynechat ale je možné efektivně tyto technologie propojit. Hypotéza je potvrzená jen z části.

Hypotéza č.3: *Předpokládám, že využití moderních technologií je pro dítě méně stresující než využití tradičních metod.*

Moderní způsob odebrání měrných podkladů měl příznivý vliv na chování dítěte. Dítě bylo klidné, koncentrované a projevovalo zvědavost. Oproti tomu využití tradičních metod v dítěti vzbuzovalo strach, nejistotu a neobešlo se bez pláče a odporu.

S matkou dítěte byl posléze veden rozhovor, jenž potvrdil předešlé pozorování. Matka i přesto, že toto pro ni byla první zkušenost s 3D skenováním, konstatovala, že tato

technologie je pro její dítě rozhodně méně stresující a zatěžující. Nejen proto že její syn nemá rád dotyky cizích lidí, kterých je u skenování minimum, ale i proto, že 3D sken svým světlem upoutal pozornost dítěte, a tím odvedlo jeho pozornost. Při tradičním postupu využíváme nástroje různého typu. Pro chlapečka bylo obzvlášť stresující použití nůžek, které jsou poměrně velké.

Během sbírání informací z odborné literatury jsem se snažila vyhledat vědecké články, které by popisovali chování dítěte s DMO během neinvazivních zákroků jako je například vyšetřování či sádrování. Bohužel jsem nenašla žádnou literaturu k této problematice. Znalost možnosti ovlivnit nebo odhadnout dětské chování s DMO by mohlo práci ulehčit.

Na základě vlastního pozorování a rozhovoru s matkou mohu hypotézu č.2 potvrdit.

ZÁVĚR

V oboru ortotiky se stále častěji můžeme setkat s využitím moderních technologií. 3D skenování, frézování pěnových modelů nebo 3D tištěné pomůcky jsou příslibem zářné budoucnosti. Je tomu ale opravdu tak? Mohou moderní technologie zcela nahradit tradiční postupy? Tato bakalářská práce se zabývala porovnáním tradičních postupů a moderních technologií při výrobě ortézy pro pacienta s DMO. Součástí práce byla teoretická část, kde jsem se snažila stručně popsat problematiku DMO a shrnout konvenční a aditivní metody výroby.

Vybavení pacienta probíhalo ve spolupráci s firmou Ottobock ČR. Výběr pacienta proběhl pod odborným dohledem Bc. Jakuba Daňka. K potřebám bakalářské práce bylo zapotřebí najít pacienta (a hlavně rodiče), který zvládne časovou a fyzickou náročnost obou technologií v jeden den. V tomto ohledu jsem měla veliké štěstí, neboť jsem takového pacienta našla a spolupráce s ním a jeho rodiči byla výborná.

Před samotným odběrem měrných podkladů jsem pod odborným dozorem fyzioterapeuta provedla několik důležitých vyšetření.

Nejprve bych ráda zhodnotila odebírání měrných podkladů. U dětí postižených DMO se často potýkáme se spasticitou. Dobrá nálada a důvěra může vést k alespoň částečnému svalovému uvolnění, což je pro odběr podkladů žádoucí. Opačným efektem je pak zvýšená spasticita, až křeče, které mohou celý proces značně ztížit. V průběhu sádrování jsem pozorovala na dítěti nervozitu, strach a nechuť spolupracovat. Naštěstí jsme byli schopni, vlastním zásahem do procesu sádrování, zkorigovat končetinu do požadovaného postavení. Při skenování byla situace o něco lepší. Dítě neprojevovalo negativní emoce, bylo zvědavé, ale stále se na podložce hýbalo. Vzhledem k tomu, že u skenování je nezbytné, aby byl jedinec v klidu a nehýbal se skenovanou končetinou, nezbyvá nic jiného, než skenování zopakovat. K měrným podkladům bych ještě ráda doplnila jeden postřeh, kterým je čistota. I když se nejedná o zcela zásadní záležitost, může to být pro někoho velkým benefitem. Pacienta je zapotřebí po sádrování očistit od separačního prostředku a sádry, zatímco po skenování zůstává pacient čistý.

Po odebrání měrných podkladů sádrováním je zapotřebí sádrový negativ vylít sádrou a počkat až sádra vytuhne. Tento proces u skenování není, neboť data máme uložena

v počítači a jsem schopni ihned začít s úpravou modelu. Tím bych také ráda zmínila výhodu digitálních dat a to zejména jejich archivaci.

Softverová modelace mi připadala složitější, méně přehledná a pro nezkušeného pracovníka i časově náročná. Jako výhodu však vidím možnost vrácení se zpět v jednotlivých krocích úpravy.

U tradičních metod strávíme 75% času s výrobou pomůcky, a pouze 25% času kontaktu s pacientem. Oproti tomu u moderních metod zabere výroba o 35% času méně (viz. graf 1), neboť probíhá výroba v Německu. Díky čemuž můžeme věnovat více času komunikaci s pacientem, podrobným vyšetřením, analýzou chůze a zkouškou pomůcky.

Bohužel v dnešní době se stále klade větší důraz na výrobu, než na práci s pacientem, což je dle mého veliká škoda. Když vezmu v potaz, že s využitím moderních technologií čas ušetříme, je to skvělá možnost tento čas věnovat více pacientům a jejich potřebám.

Závěrem bych ráda konstatovala, že v moderních technologiích vidím potenciál být skvělým pomocníkem. V tuto chvíli si však nemyslím, že by mohly zcela nahradit tradiční postupy.

SEZNAM LITERATURY

ABOUTORABI, Atefeh, ARAZPOUR, Mokhtar, AHMADI BANI, Monireh, SAEEDI, Kassan a HEAD, John J., 2017. Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with cerebral palsy: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2017 [cit. 12.2.2021] **60**(6), 393–402. ISSN 1877-0657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2017.05.004

AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie*. 6. vyd. Galén, 2006. ISBN 80-7262-433-4.

ARRIGHI, Pierre- Antoine. *3D scanning technologies and the 3D scanning process* [online]. 2020 [10.2.2021]. Dostupné z: <https://www.aniwaa.com/guide/3d-scanners/3d-scanning-technologies-and-the-3d-scanning-process/>

BACHURA, Marek a LEINIGER, Andreas. 3D design-CAD CAM-Activity [konference]. Bratislava: APTO kongres. OttoBock, 12.5.2017

BAX, Martin, TYDEMAN, Clare a FLODMARK, Olof. Clinical and MRI Correlates of Cerebral Palsy The European Cerebral Palsy Study. *JAM* [online]. 2006 [cit. 17.1.2021]. **296**(13), 1602–1608. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.296.13.1602

BROZMANOVÁ, Blažena, CMUNT, Eduard, HADRABA, Ivan a KOREŇ, Ján. *Ortopedická protetika*. Osveta, 1990. ISBN 80-217-0133.

CANS, Christine. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2000 [cit. 16.1.2021]. **42**(12), 816–824. ISSN 0012-1622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x

CAREY, William B., CROCKER, C. Allen, COLEMAN, L. William, ELIAS, Ellen Roy a FELDMAN M. Heidi. *Developmental- Behavioral Pediatrics*. 4. vyd. Philadelphia: Saunders/Elsevier, 2009. ISBN 978-1-4160-3370-7.

CARROLL, Matthew, ANNABELL, Mary-ellen a ROME, Keith. Reliability of capturing foot parameters using digital scanning and the neutral suspension casting technique. *Journal of foot and ankle research* [online].2011[cit.10.2.2021]. **4**(1), 9–9. ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/1757-1146-4-9

COWARD, Cameron. *3D Printing*. Alpha, 2015.ISBN 978-1-61564-745-3.

DANĚK, Jakub, ortotik-protetik [ústní zdělení]. Plzeň, 15.12.2020.

DALEMBERT, George a BROSCO, P. Jeffre. Do Politics Affect Prevalence? An Overview and the Case of Cerebral Palsy. *Journal of Developmental & Behavioral Pediatrics* [online].2013 [cit.5.1.2021]. **34**(5). ISSN 0196-206X. Dostupné z: https://journals.lww.com/jrnldb/Fulltext/2013/06000/Do_Politics_Affect_Prevalence__An_Overview_and_the.9.aspx

DECKERS, Jan Patrick, VERMANDEL, Miguel, GELDHOF, Jeroen, VASILIAUSKAITE, Egle, FORWARD, Malcom a PLASSCHAERT, Frank. Development and clinical evaluation of laser-sintered ankle foot orthoses. *Plastics, Rubber and Composites* [online]. 2018 [cit.12.2.2021]. **47**(1), 42–46. ISSN 1465-8011. Dostupné z: doi:10.1080/14658011.2017.1413760

DELFS, P., M. TOWS, SCHMID, H.-J., Optimized build orientation of additive manufactured parts for improved surface quality and build time. *Special Issue on Modeling & Simulation for Additive Manufacturing* [online]. 2016 [cit. 18.3.2021]. **12**, 314–320. ISSN 2214-8604. Dostupné z: doi:10.1016/j.addma.2016.06.003

EHLER, Edvard. Spasticita-klinické škály. *Neurologie pro praxi*.16(1), 20-23, 2012.ISSN 1213-1814

FAROOQI, Kanwal Majeed. *Rapid Prototyping in Cardiac Disese*. Springer International Publishing, 2017. ISBN 978-3-319-53523-4.

FLETT, PJ. Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. *Journal of Paediatrics and Child Health* [online]. 2003[7.1.2021]. **39**(1), 6–14. ISSN 1034-4810. Dostupné z: doi:10.1046/j.1440-1754.2003.00082.x

FURDOVÁ, Alena, FIALOVÁ, Denisa, MARKO, Michal a LEŠKO, Peter. Úvod do 3D tlače. *Portál Lekárskej fakulty Univerzity Komenského v Bratislave* [online]. 2018 [cit.10.2.2021]. Dostupné z: <https://portal.fimed.uniba.sk/clanky.php?aid=333>

HADRABA, Ivan. *Sádrovací technika v ortopedické protetice*, 1971. Praha: Spofa.

HYLTON, Nancy M. Postural and Functional Impact of Dynamic AFOs and FOs in a Pediatric Population. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics* [online]. 1989 [cit. 16.1.2021] **2**(1). ISSN 1040-8800. Dostupné z: https://journals.lww.com/jpojournl/Fulltext/1989/10000/Postural_and_Functional_Impact_of_Dynamic_AFOs_and.4.aspx

CHENG, George Z., FOLCH, Erik, WILSON, Adam, BRIK, Robert, GARCIA, Noah, ESTEPAR, Raul San Jose, ONIEVA, Jorge, GANGADHARAN a Sidhu, MAJID, Adam. 3D Printing and Personalized Airway Stents. *Pulmonary Therapy* [online]. 2017 [cit.10.2.2021]. **3**(1), 59–66. ISSN 2364-1746. Dostupné z: [doi:10.1007/s41030-016-0026-y](https://doi.org/10.1007/s41030-016-0026-y)

CHUI, Kevin K., JORGE, Milagros, YEN, Sheng-Che a LUSARDI, Michelle M. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 4. vyd. Čína: Elsevier, 2020. ISBN 978-0-323-60913-5.

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

JOHNSON, Ann, Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2002/09/16 vyd. [cit. 12.1.2021] **44**(9), 633–640. ISSN 0012-1622. Dostupné z: [doi:10.1017/S0012162201002675](https://doi.org/10.1017/S0012162201002675)

KARLO OBROVAC, Application of Machine Tools in Orthoses Manufacture. In: MIHO KLAIĆ, ed. *Machine Tools* [online]. Rijeka: IntechOpen, s. Ch. 7 [vid. 2021-02-22]. ISBN 978-1-83962-351-6. Dostupné z: [doi:10.5772/intechopen.91453](https://doi.org/10.5772/intechopen.91453)

KATZ-LEURER, Michal, Hemda ROTEM, Ofer KEREN a Shirley MEYER, 2009. Balance abilities and gait characteristics in post-traumatic brain injury, cerebral palsy and typically developed children. *Developmental Neurorehabilitation* [online]. 2009 [cit.14.1.2021]. **12**(2), 100–105. ISSN 1751-8423. Dostupné z: [doi:10.1080/17518420902800928](https://doi.org/10.1080/17518420902800928)

- KOLÁŘ, Pavel a kol., *Rehabilitace v klinické praxi*. 2020. ISBN 978-80-7492-500-9.
- KOMAN, L Andrew, SMITH. Beth Paterson, SHILT, S. Jeffrey. Cerebral palsy. *The Lancet* [online].2004 [cit. 14.1.2021] **363**(9421), 1619–1631. ISSN 0140-6736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(04)16207-7
- KOMÁREK, Vladimír, ZURMOVÁ, Alena a kol. *Dětská neurologie, Vybrané kapitoly*. 1. Praha: Galén, 2000. ISBN 80-7262-081-9.
- KRAUS, Josef a kol. *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1018-8.
- KRAWCZYK, Petr, ROSICKÝ, Jiří. *Ortotika 1*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2004. ISBN 978-80-7464-614-0.
- LANSKA, Douglas J., GOETZ, Christopher G. Romberg's sign. *Neurology* [online]. 2000 [cit. 7.1.2021]. **55**(8), 1201. Dostupné z: doi:10.1212/WNL.55.8.1201
- OSKOUI, Maryam, COUTINHO, Franzina, DYKEMAN, Jonathan, JETTÉ, Nathalie, PRINGSHEIM, Tamara. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2013 [cit. 4.1.2021]. **55**(6), 509–519. ISSN 0012-1622. Dostupné z: doi:10.1111/dmcn.12080
- ottobock.com[online] [cit. 4.2.2021]. Dostupné z: <https://www.ottobock.com/en/company/innovations/>
- PANTELIADIS, Christos P. *Cerebral palsy, A multidisciplinary approach*. 3. Greece: Springer International Publishing, 2018. ISBN 978-3-319-67857-3.
- PANTELIADIS, Christos P, VASSILYADI, Photios. Cerebral Palsy: A Historical Review. In: Christos P. PANTELIADIS, ed. *Cerebral Palsy: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2018 [cit. 5.1.2021]. Cham: Springer International Publishing, s. 1–12. ISBN 978-3-319-67858-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-67858-0_1
- PANTELIADIS, Christos, PANTELIADIS, Panos a VASSILYADI, Frank. Hallmarks in the history of cerebral palsy: From antiquity to mid-20th century. *Brain and Development* [online]. 2013 [cit. 7.1.2021]. **35**(4), 285–292. ISSN 0387-7604. Dostupné z: doi:10.1016/j.braindev.2012.05.003
- PAYNE, Craige, Cost benefit comparison of plaster casts and optical scans of the foot for

the manufacture of foot orthoses. 2017, **41**(2), 29–31. ISSN 1328-0694.

PHYSIOPEDIA CONTRIBUTORS, *Orthotics in Cerebral Palsy* [online]. 2020 [cit. 7.1.2021] Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Orthotics_in_Cerebral_Palsy&oldid=260382

BAUMGARTNER, René, MOLLER, Michael a STINUS, Hatmunt. *Pedorthics- foot disorders- foot orthoses- footwear*. Germany: C.Mauer, 2016. ISBN 978-87517-047-4.

RETHLEFSEN, Susan A., RYAN, D. Deirdre a KAY M. Robert. Classification Systems in Cerebral Palsy. *Orthopedic Management of Cerebral Palsy* [online]. 2010 [cit. 5.1.2021]. **41**(4), 457–467. ISSN 0030-5898. Dostupné z: doi:10.1016/j.ocl.2010.06.005

REZAIIE, Payam a DEAN, Andrew. Periventricular leukomalacia, inflammation and white matter lesions within the developing nervous system. *Neuropathology* [online]. 2002 [cit. 6.1.2021]. **22**(3), 106–132. ISSN 0919-6544. Dostupné z: doi:10.1046/j.1440-1789.2002.00438.x

ROBERTS, Andrew, WALES, Johanna, SMITH, Heather, SAMPSON, Christopher James, JONES, Peter a JAMES, Marilyn .A randomised controlled trial of laser scanning and casting for the construction of ankle–foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2016 [cit. 6.2.2021]. **40**(2). ISSN 0309-3646. Dostupné z: https://journals.lww.com/poijournal/Fulltext/2016/40020/A_randomised_controlled_trial_of_laser_scanning.11.aspx

ROSENBAUM, Peter, N. PANETH, A. LEVITON, M. GOLDSTEIN a M. BAX. The definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2007. **49**, 1–44.

SALINAS, Sara, PROUKAKIS, Christos, CROSBY, Andrew a T WARNER, Thomas . Hereditary spastic paraplegia: clinical features and pathogenetic mechanisms. *The Lancet Neurology* [online]. 2008 [cit. 6.1.2021] **7**(12), 1127–1138. ISSN 1474-4422. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(08)70258-8

SAUNDERS, Natasha Ruth, HELLMANN, Jonathan a FARINE, Dan. Cerebral Palsy and Assisted Conception. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada* [online]. 2011 [cit. 5.1.2021] **33**(10), 1038–1043. ISSN 1701-2163. Dostupné z: doi:10.1016/S1701-2163(16)35053-8

SELLIER, Elodie, PLATT, Mary Jane, ANDERSEN, Guro, KRÄGELOH-MANN, Ingeborg, DE LA CRUZ, Javier, CANS, Christine a SURVEILLANCE OF CEREBRAL PALSY NETWORK. Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2016 [cit. 16.1.2021]. **58**(1), 85–92. ISSN 0012-1622. Dostupné z: doi:10.1111/dmcn.12865

SHEPHERD, Emily, SALAM, Rehana, MIDDLETON, Philippa, HAN, Shanshan, MAKRIDES, Maria, MCINTYRE, Sarah, BADAWI, Nadia a CROWTHER, Caroline. Neonatal interventions for preventing cerebral palsy: an overview of Cochrane Systematic Reviews. *The Cochrane database of systematic reviews* [online]. 2018 [cit.15.1.2021]. **6**(6), CD012409–CD012409. ISSN 1469-493X. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD012409.pub2

SMANIA, N., PICELLI, A., MUNARI,D.,GEROIN,C., IANES,P. A WALDNER a GANDOLFI,M. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. **46**(3), 2010. [cit.17.1.2021]423–438. ISSN 1973-9087.

SMITH, D a BURGESS, D. The use of CAD/CAM technology in prosthetics and orthotics - Current clinical models and a view to the future. *Journal of rehabilitation research and development*, 2001. **38**, 327–34.

STEIN, Richard B., EVERAERT, G. Dirk , THOMPSON, K. Aiko, SU LING CHONG, WHITTAKER,Maura, ROBERTSON, Jenny a KUETHER, Gerald. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2009 [cit. 16.1.2021]. **24**(2), 152–167. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968309347681

WINTERS, TF, JR GAGE a R HICKS, Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 1987. **69**(3), 437—441. ISSN 0021-9355.

YARNELL, John a O'REILLY, Dermont. *Epidemiology and disease prevention*. 2. vyd. United Kingdom: oxford university press, 2013. ISBN 978-0-19-966052-7.

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha A-Hodnotící stupně svalové síly dle Vojty
- Příloha B-Ashworhtova škála spasticity
- Příloha C-3D měrný list
- Příloha D-Měrný list AFO
- Příloha E-Souhlas s provedením výzkumu

PŘÍLOHY

Příloha A Hodnotící stupně svalové síly dle Vojty

Stupeň 5	Velmi dobrá svalová funkce, sval je schopen překonat odpor v plném rozsahu. Odpovídá 100 % síly normálního svalu.
Stupeň 4	Dobrá svalová funkce, sval provede pohyb lehce a je schopen překonat středně těžký odpor. Odpovídá přibližně 75 % síly normálního svalu.
Stupeň 3	Slabá svalová funkce, sval provede pohyb v celém rozsahu, proti váze testované části těla. Odpor se neklade. Odpovídá přibližně 50 % síly normálního svalu.
Stupeň 2	Velmi slabá svalová funkce, sval provede pohyb v celém rozsahu, no není schopen překonat odpor testované části těla. Odpovídá přibližně 25 % síly normálního svalu.
Stupeň 1	Sval se při pokusu o pohyb smrští-přítomen záškub. Odpovídá přibližně 10 % síly normálního svalu.
Stupeň 0	Sval nejeví se žádné známky stahu při pokusu o pohyb.

Zdroj: Janda a kol., 2004

Příloha B Ashworhtova škála spasticity

0	Žádný vzestup svalového tonu
1	Lehký vzestup svalového tonu, klade zvýšený odpor při flexi a extenzi
2	Výraznější vzestup svalového tonu, avšak končetinu jde snadno flektovat
3	Podstatný vzestup svalového tonu-pasivní pohyb je obtížný
4	Končetiny jsou ztuhlé do flexe i extenze

Zdroj: Ehler, 2015

Karta Klienta - 3D měrný list

Ortély dolných končatín

Ortopedický technik		Firma	
Objednávkové číslo		Dátum	

Váha: _____ Výška: _____ Rok narodenia: _____

Postihnutá strana Lavá Pravá

Typ ortély DAFO AFO KO KAFO HKAFO Ortoprotéza

Veľkosť modelu AFO	Veľkosť modelu KAFO	Tuhosť peny	Doplňky (s doplatkom)	Dummy (bez doplatku)	Veľkosť
<input type="radio"/> do 550mm	<input type="radio"/> do 700mm	<input type="radio"/> 60 kg/m ³	<input type="radio"/> Zabudovateľná trubka	<input type="radio"/> 17LA3N	_____
<input type="radio"/> 550mm - 750mm	<input type="radio"/> 700mm - 1100mm	<input type="radio"/> 100 kg/m ³	<input type="radio"/> Otvor pre adjustačný adaptér	<input type="radio"/> 17AD100 (Nextgear Tango)	_____
<input type="radio"/> nad 750mm	<input type="radio"/> nad 1100mm	<input type="radio"/> 145 kg/m ³	<input type="radio"/> Zabudovateľná skrutka pre adjustačný adaptér	<input type="radio"/> 17LK3	_____
		<input type="radio"/> 200 kg/m ³	<input type="radio"/> Iba označenie osí (bez doplatku)		

Doplňky (s doplatkom)



Zabudovateľná trubka



Otvor pre adjustačný adaptér



Zabudovateľná skrutka pre adjustačný adaptér

Dummy (bez doplatku)



17LA3N



17AD100
(Nextgear Tango)



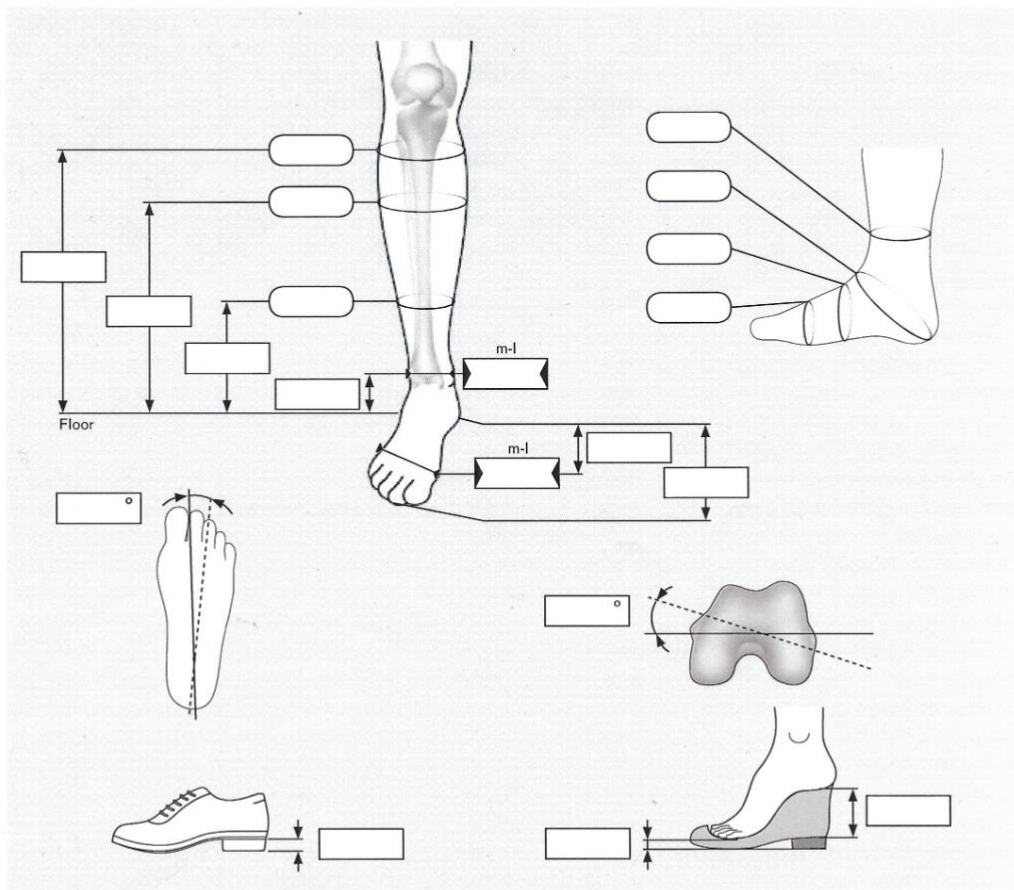
17LK3

Measurement Chart – AFO

Lower Limb Orthotics

Orthotist / Therapist		Date	
Patient name		ID	
Device number		Order number	

Left Right Height measurements including heel height not including heel height



Comments _____

Příloha E Souhlas s provedením výzkumu

Souhlas s provedením výzkumu pro bakalářskou práci

Udělují tímto souhlas studentovi/studentce oboru Ortotik-protetik, na Fakultě zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, s provedením výzkumu k bakalářské práci v našem zařízení.

Souhlasím s pořizováním fotografií, audiovizuálního záznamu i jiným sběrem informací a materiálů pro potřeby výzkumu.

Rovněž udělují souhlas k použití jména našeho zařízení v bakalářské práci.

Jméno a příjmení studenta/studentky: ZUZANA BAŽÍKOVÁ

Téma bakalářské práce: POROVNÁNÍ TRADIČNÍCH MĚROBNÍCH POSTUPŮ
S POSTUPY MUŽEVAJÍCIMI MODERNÍ TECHNOLOGIE U PACIENTŮ
S DĚTSKOU MOZKOVOU OBRNOU

Vedoucí práce:

Mgr. Rita Firytová

Název zařízení:

OTTOBOCK ČR s.r.o.

V PLZNI , dne 21. 10. 2020

ottobock.

Otto Bock ČR s.r.o.
Protetická 460, 330 08 Zruč-Senec
T +420 377 825 044
IČ 25219634, DIČ CZ25219634

Razítko a podpis

20