

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2024

MgA. Sára Beránková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Ortotika-protetika B0914P360003

MgA. Sára Beránková

VYUŽITELNOST 3D TISKU V ORTOTICE

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

PLZEŇ 2024

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 29. 3. 2024

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Beránková Sára

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Využitelnost 3D tisku v ortotice

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

Počet stran – číslované: 64

Počet stran – nečíslované: 68

Počet příloh: 0

Počet titulů použité literatury: 24

Klíčová slova: ortotika, 3D tisk, aditivní výroba

Souhrn:

Cíl: Předkládaná bakalářská práce zkoumá využití 3D tisku v ortotice, s důrazem na ortotiku dolních končetin. Teoretická část, rozdělená do tří kapitol, stručně představuje obor ortotika a 3D tisk a dále se rozšiřuje na problematiku využití digitálních technologií v této oblasti. Praktická část se zaměřuje na možnosti aditivní výroby v ortotice dolních končetin.

Metodika: Pro vytvoření teoretické části práce byla provedena rešerše, čerpající z českých i zahraničních odborných článků a literatury. V praktické části bylo provedeno kvalitativní vyhodnocení studií s cílem zodpovědět výzkumné otázky: Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin? Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?

Významné výsledky: Z výsledků lze vyvodit, že 3D tisk může být v oblasti ortotiky vhodnou výrobní alternativou. Aditivní výroba může být využita například při výrobě statických i dynamických ortéz dolních končetin. Uvedené studie kladou důraz na tvorbu návrhu, výběr materiálů a způsob tisku. Nakonec je patrné, že výrobní proces může pozitivně ovlivnit začlenění analýzy metodou konečných prvků.

Závěr a doporučení: V současnosti je možné začlenit 3D technologie do různých fází výrobního procesu ortéz. Důležité je umět pečlivě posoudit, kdy a jakým způsobem je jejich využití nejvhodnější a nejvýhodnější pro konkrétní případy.

Abstract:

Surname and name: Beránková Sára

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: The applicability of 3D printing in orthotics

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages – numbered: 64

Number of pages – unnumbered: 68

Number of appendices: 0

Number of literature items used: 24

Keywords: orthotics, 3D printing, additive manufacturing

Summary:

Aim: This bachelor thesis investigates the use of 3D printing in orthotics, with emphasis on lower limb orthotics. The theoretical part, divided into three chapters, briefly introduces the field of orthotics and 3D printing and expands on the use of digital technologies in this field. The practical part focuses on the possibilities of additive manufacturing in lower limb orthotics.

Methodology: To create the theoretical part of the thesis, a research was conducted, drawing on Czech and foreign articles and literature. In the practical part, a qualitative evaluation of the studies was conducted to answer the research questions: Is 3D printing applicable in lower limb orthotics? What is important to consider if we want to use 3D printing in lower limb orthotics?

Significant results: For example, additive manufacturing can be used in the production of static and dynamic lower limb orthoses. The presented studies put emphasis on the design, material selection and printing method. Finally, it can be seen that the manufacturing process can be positively influenced by the incorporation of finite element analysis.

Conclusion and recommendations: It is now possible to incorporate 3D technology into different stages of the orthosis manufacturing process. It is important to be able to carefully assess when and how their use is most appropriate and beneficial for specific cases.

Předmluva

Různorodé pohledy na budoucnost 3D tisku v ortotice reflektují dynamiku tohoto oboru. Na jedné straně pozorujeme jasný trend směřující k využívání 3D technologií. Může tak docházet k dojmu, že aditivní výroba představuje jednoznačný prospěch. Na druhé straně stojí skutečnost práce s klienty, která je velmi rozmanitá. Zajímá mne, za jakých podmínek a v jaké fázi výrobního procesu je vhodné 3D technologie využívat. Cílem této práce je přispět do diskuze o možnostech aditivní výroby v ortotice.

Poděkování

Děkuji Mgr. Ritě Firýtové za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a vstřícnost při konzultacích. Děkuji také Ing. Pavlu Černému, PhD. za poskytnutí odborné literatury, která mi pomohla tuto práci zkompletovat.

OBSAH

Úvod	20
Teoretická část	21
1 Ortotika.....	21
1.1 Definice	21
1.2 Terminologie	21
1.3 Klasifikace	21
1.4 Principy.....	22
1.5 Tradiční výrobní metody	23
1.5.1 Měrné podklady	23
1.5.2 Korekce a modelace.....	24
1.5.3 Materiály a zpracování	24
1.5.4 Design.....	28
2 3D tisk.....	29
2.1 Definice	29
2.2 Terminologie	29
2.3 Klasifikace	29
2.4 Výroba	30
2.5 Technologie	30
2.5.1 Vytlačování materiálu (MEX).....	30
2.5.2 Tryskání materiálu (MJT).....	31
2.5.3 Vazebné tryskání (BJT).....	32
2.5.4 Listová laminace (SHL).....	32
2.5.5 Nádržová fotopolymerizace (VPP).....	32
2.5.6 Fúze práškového lůžka (PBF).....	32
2.5.7 Řízená energetická depozice (DED).....	33
2.5.8 Více proudová fúze (MJF).....	34

2.5.9	CLIP.....	34
2.6	Využití a výhody	34
3	3D tisk v ortotice	36
3.1	Digitální procesní řetězec	36
3.1.1	Skenování	36
3.1.2	Modelování.....	38
3.1.3	Navrhování	40
3.1.4	Tisk.....	41
3.1.5	Zkouška a úpravy.....	42
3.1.6	CNC frézování.....	42
4	Cíl práce.....	43
4.1	Hlavní výzkumná otázka	43
4.2	Vedlejší výzkumná otázka.....	43
5	Metodika práce	44
6	Kvalitativní vyhodnocení studií.....	45
6.1	Komparace tradiční výroby a 3D tisku.....	45
6.2	Statické ortézy	46
6.3	Dynamické ortézy.....	48
6.3.1	Materiál dynamických ortéz	50
6.3.2	Metoda konečných prvků	51
7	Výsledky.....	52
7.1	Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin?.....	52
7.2	Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?	54
8	Diskuze	57
9	Závěr.....	63
	Seznam literatury	65

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Značení ortéz dolních končetin	21
Obrázek 2 Získávání negativu dolní končetiny pomocí sádry.....	24
Obrázek 3 Korekční držení dolní končetiny	24
Obrázek 4 Schéma FDM	31
Obrázek 5 Schéma SLS	33

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Komparace tradiční výroby a 3D tisku.....	52
Tabulka 2 Statické AFO	53
Tabulka 3 Dynamické AFO.....	53
Tabulka 4 Navrhování	54
Tabulka 5 Uhlíková vlákna.....	55
Tabulka 6 Orientace tisku.....	55
Tabulka 7 Metoda konečných prvků	56

SEZNAM ZKRATEK

2D.....	dvoudimenzionální
3D.....	trojdimenzionální
3MF.....	3D Manufacturing Format
ABS.....	Akrylonitrilbutadienstyren
AFO	Ankle Foot Orthosis
AI.....	Adobe Illustrator
AM.....	Additive Manufacturing
AMF.....	Additive Manufacturing File
AP	Anteriorně-Posteriorní
ASTM	American Society for Testing and Materials
BJT.....	Binder Jetting
BMP	Bitmap
CAD.....	Computer-Aided Design
CAD-CAM.....	Computer-Aided Design and Manufacturing
CTM.....	Charcot-Marie-Tooth
CNC	Computer Numerical Control
CT	Computed Tomography
DED	Directed Energy Deposition
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMO	Dětská Mozková Obrna
DXF	Drawing Exchange Format
EC	Electrical Conductor

EPU..... Elastomeric polyurethane

EPX..... Epoxy

FDM..... Fused Deposition Modeling

FPU Flexible Polyurethane

IGES..... Initial Graphics Exchange Specification

JPG..... Joint Photographic Experts Group

KAFO..... Knee Ankle Foot Orthosis

LOM..... Laminated Object Manufacturing

MEX..... Material Extrusion

MJF Multi Jet Fusion

MJT Material Jetting

ML Medio-Laterální

MRI..... Magnetic Resonance Imaging

NY..... Nylon

OBJ Object

PA11 Polyamide 11

PA12 Polyamide 12

PA12CF Polyamide 12 Carbon Fibre

PA Polyamid

PBF Powder Bed Fusion

PC..... Personal Computer

PDF Portable Document Format

PEC Pes Equinovarus Congenitus

PE..... Polyethylen

PES..... Polyester

PLA..... Polyactic Acid

PLA-C..... Polyactic Acid-Carbon

PLY Polygon File Format

PNG Portable Network Graphic

PP Polypropylen

PSD Photoshop Document

PU Polyuretan

PVA Polyvinylacetát

RP..... Rapid Prototyping

RPU..... Reactive Polyurethane

SFF..... Solid Freeform Fabrication

SHL Sheet Lamination

SIL Silicone Urethane

SLA Stereolitography Apparatus

SLS..... Selective Laser Sintering

STEP Standard for the Exchange of Product Data

STL Standard Triangle Language

TPA..... Thermoplastic Polyamide

TPU..... Thermoplastic Polyurethan

UAM..... Ultrasonic Additive Manufacturing

UMA Urethane Metacrylate

UV..... Ultra Violet

VPP Vat Photopolymerization

VRML..... Virtual Reality Modeling Language

ÚVOD

V dnešní době je 3D tisk považován za významnou výrobní technologii, která nalézá uplatnění v mnoha oborech. Jedním z takových oborů je ortotika, kde se setkáváme s různými názory na budoucnost této technologie. Aдитivní výroba se dynamicky rozvíjí a je zásadní na ni reagovat a snažit se využít její přínosy. V této práci se zabýváme otázkou uplatnitelnosti 3D tisku v ortotice, kde se tato technologie za určitých podmínek ukazuje jako vhodná výrobní alternativa. 3D tisk otevírá nové výrobní možnosti. Nicméně, je důležité si uvědomit, že i přes mnoho výhod, které 3D tisk přináší, existují určité výzvy, jako je zajištění dostatečné odolnosti materiálu nebo potřeba kvalifikovaných odborníků, kteří mohou 3D technologie efektivně využívat. Je nezbytné pochopit výhody 3D tisku v porovnání s konvenční výrobou a rozpoznat, kdy je vhodné tuto technologii využít tak, aby přinesla skutečnou přidanou hodnotu. Tento rozhodovací proces zahrnuje nejen správný výběr materiálů a způsob tisku, ale také komplexní zhodnocení potřeb uživatele a poměr nákladů a přínosů ve srovnání s tradičními metodami.

Cílem této práce je ověřit využitelnost 3D tisku v ortotice dolních končetin. V teoretické části se budeme věnovat ortotice a problematice 3D tisku, včetně 3D skenování a 3D modelování. V praktické části se zaměříme na konkrétní příklady využití 3D tisku v ortotice dolních končetin a budeme zkoumat, co je důležité zohlednit při úvaze o využití této technologie.

TEORETICKÁ ČÁST

1 ORTOTIKA

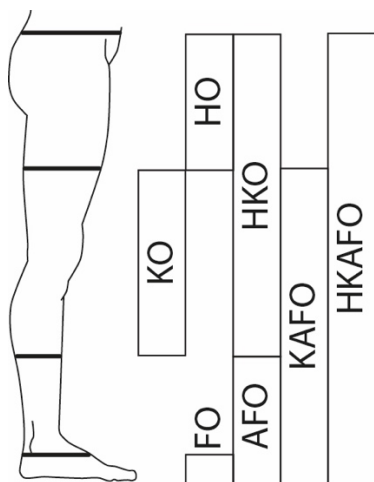
1.1 Definice

“Ortotika se zabývá indikací, konstrukčním návrhem, designem, výrobou a aplikací ortopedických pomůcek – ortéz. Jejich účelem je (přechodně anebo trvale) funkčně nahradit ztrátu anebo oslabení činnosti pohybového aparátu...” (Brozmanová et al., 2010, s. 21). Cílem ortotiky je přispívat ke zlepšení mobility uživatele a jeho schopnosti vykonávat každodenní činnosti.

1.2 Terminologie

Podle mezinárodní klasifikace označujeme ortézy ve zkratkách anglického jazyka v závislosti na jejich umístění na těle. Segmenty pojmenováváme v proximodistálním směru, například: AFO – Ankle Foot Orthosis (ortéza pro oblast kotníku a nohy), KAFO – Knee Ankle Foot Orthosis (ortéza pro oblast kolene, kotníku a nohy) a podobně (Brozmanová et al., 2010).

Obrázek 1 Značení ortéz dolních končetin



Zdroj: vlastní (podle: Brozmanová et al., 2010)

1.3 Klasifikace

Podle Brozmanové et al. (2010) lze ortézy rozdělit do skupin na základě různých kritérií, přičemž převažují technická, všeobecná a medicínská. Mezi technická kritéria řadíme typ použitého materiálu, konstrukci ortézy, mechanismus jejího účinku, metodu

odběru měrných podkladů a způsob výroby. K obecným kritériím řadíme topografické dělení, časování ortézoterapie, rozdělení podle pohlaví a věkové kategorie uživatele. Z lékařského hlediska rozděluje ortézy s přihlédnutím na typ postižení. Léčebné ortézy mají funkce imobilizační, odlehčující a podobné. Profylaktické ortézy slouží k prevenci poškození. Ortézy rehabilitační jsou například motodlahy po chirurgických zákrocích. Ortézy kompenzační slouží k vyrovnání rozdílů v délce končetin, při lézích periferních nervů a dalších podobných situacích.

Z hlediska zařazení ortézoterapie do procesu léčebné péče může ortéza působit samostatně, předcházet chirurgickému zákroku nebo působit tak, že udržuje končetinu nebo část těla v poloze dosažené prostřednictvím léčebné rehabilitace či chirurgickým zákrokem. Z tohoto hlediska provádí ortéza korekci, fixaci, stabilizaci, oporu nebo odlehčení daného segmentu usměrněním, vedením nebo omezením pohybu, kompresí segmentu nebo kompenzací deficitu či defektu (Brozmanová et al., 2010).

Podle terapeutického cíle a možností mobility pacienta můžeme ortézy rozdělit na statické, dynamické a mobilní. Statické ortézy neumožňují pohyb, slouží k fixaci segmentu, opoře nebo stabilizaci. Dynamické ortézy podporují pohyb v kloubu. Indikují se pro pacientům s oslabenou svalovou silou, přičemž pohyb v postiženém kloubu probíhá pasivně. Mobilní ortézy umožňují aktivní pohyb díky svalové síle pacienta. Ortézy mohou působit pasivně, poloaktivně (mohou stimulovat korekční pohyby) či aktivně (Brozmanová et al., 2010).

Kaphingst (2004) uvádí rozdělení ortéz podle biomechanické funkce na fixační, korekční, kompenzační a extenční.

1.4 Principy

Ortotika je založena na několika biomechanických principech. Pákový princip využívá tlaku a korekčního protitlaku. Tříbodový princip využívá redresního tlaku na plochu za předpokladu opory na dvou protilehlých, kraniálně a kaudálně umístěných, plochách. Princip extenze působí oddalováním protilehlých částí a princip cirkulární komprese stabilizuje nebo fixuje daný segment (Brozmanová et al., 2010).

„Léčení vrozených či získaných deformit pohybového aparátu se provádí pomocí léčebných ortopedických pomůcek – ortéz v období růstu, kdy existuje možnost významné remodelace tkání. Korekce jednotlivých partií skeletu ortézami se dosahuje jejich silovým

trojbodovým působením, působením soustavy více trojbodových korekčních systémů při prostorových deformitách a působením momentů při torzních korekcích. Silové účinky korekčních ortéz vyvolávají na základě biomechanických zákonů remodelaci skeletu a okolní tkáně. Fyzioterapeutické a ortotické léčení je založeno na dlouhodobém zatěžování vazkopružného skeletu a pojivových tkání“ (Černý, 2012, s. 19).

Zásadní pro konzervativní léčbu je režim používání pomůcky určený předepisujícím lékařem. Důležité jsou pravidelné kontroly změn skeletu i změn na pomůckách a jejich vhodné přizpůsobení, aby se účinnost v průběhu léčby nesnížila (Černý, 2012).

1.5 Tradiční výrobní metody

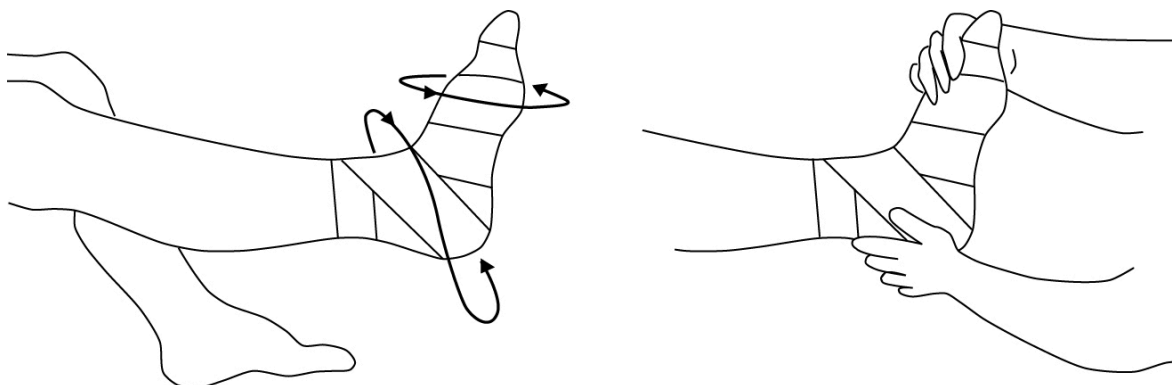
Tradičně je ortéza tvořena skořepinou, ta je „doplněna dalšími potřebnými díly, které mohou skořepinu vyztužovat, určovat pohyb jejích částí, popřípadě i definovaně korekčně působit. Od minulosti až do současnosti se modelace pozitivů, modelů pro finální tvarování skořepin ortéz, provádí manuálně kvalifikovaným ortopedickým technikem. Po zhotovení polotovaru individuální léčebné ortopedické pomůcky se provede její tvarové přizpůsobení, základní nastavení a seřízení účinku ortézy na pacientovi“ (Černý, 2012, s. 19).

1.5.1 Měrné podklady

Z hlediska výroby a získávání měrných podkladů rozlišujeme sériově a individuálně zhotovované ortézy. Získávání měr pro sériově vyráběné pomůcky nebývá náročné. Zpravidla postačí základní antropometrická měření. Při získávání měrných podkladů pro individuální výrobu záleží na typu ortézy. Některé pomůcky lze zhotovit na podkladě délkových a obvodových měr, plošných obkresů a otisků. Možností je také získání plastické polofomy pro ortopedické vložky nebo tvarování nízkoteplotně tvarovatelného plastu přímo na těle uživatele (Brozmanová et al., 2010).

Výše popsané metody se využívají v případech, kdy není potřebná dodatečná korekce modelu. V ostatních případech vyžaduje odběr měrných podkladů jistou zručnost ortopedického technika, který zhotoví sádrový negativní odlitek. Ten je vytvářen pomocí sádrových obinadel na těle klienta. Tato metoda vyžaduje několik minut čekání, dokud obinadlo neztvrdne v žádoucí poloze, přičemž tuhnutí sádry vyvolává exotermickou reakci. Snímání sádrového negativu může být zejména u malých dětí náročné (Brozmanová et al., 2010).

Obrázek 2 Získávání negativu dolní končetiny pomocí sádry

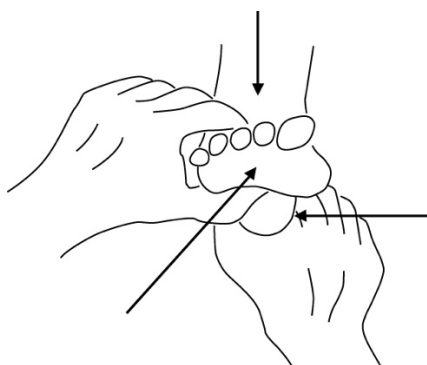


Zdroj: vlastní (podle: HOHMANN a UHLIG, 2005)

1.5.2 Korekce a modelace

Korekce na končetinách je vhodné, pokud to stav pacienta dovoluje, provádět již během snímání sádrového negativního odlitku. Případně je možné negativ rozříznout a znovu spojit v korigovaném postavení. Vylitím negativu získáme sádrový pozitivní odlitek, na kterém můžeme provádět další korekce a modelovat jej do požadovaného tvaru. Potřebné korekce lze provádět také na podkladě rentgenových snímků a měrných tabulek (Brozmanová et al., 2010) (Kaphingst, 2004).

Obrázek 3 Korekční držení dolní končetiny



Zdroj: vlastní (podle: HOHMANN a UHLIG, 2005)

1.5.3 Materiály a zpracování

Vlastnosti ortézy ovlivňuje výběr a zpracování použitého materiálu. Materiály vybíráme podle účelu ortézy (Černý, 2011). Podle charakteru použitého materiálu můžeme rozdělit ortézy na měkké (bandážového typu), polotuhé a pevné (Wong et al., 2019).

V minulosti byly ortézy tradičně vyráběny z kovu a usně. V posledních desetiletích převládají plasty a kompozity doplněné o kovové komponenty. I když zavedení nových materiálů přispělo ke zlepšení funkčnosti, trvanlivosti i estetiky pomůcek, mají tradiční materiály stále své místo (Wong et al., 2019). V současné době se v ortotice uplatňují jak materiály přírodní, například: měď, dural, stříbro v podobě textilních vláken, useň, bavlna, kaučuk, sklo nebo uhlík, tak materiály umělé, mezi nimiž najdeme: silikony, epoxidy, polyethylen (PE), polypropylen (PP), polyamid (PA), aramid, polyvinylacetát (PVA) a další (Černý, 2011).

Většina ortéz je vyrobena kombinací několika materiálů, které jsou k sobě přišity, přinýtovány nebo přilepeny. Funkčnost pomůcky pak ovlivňují nejen mechanické vlastnosti samotných materiálů, ale také způsob jejich použití, jejich tloušťka a tvar (Wong et al., 2019). Vlastností materiálů můžeme využít a kombinovat je. Například u AFO určené pro chůzi musíme brát v úvahu dlouhodobé cyklické namáhání, ale také další aspekty, aby byla pomůcka funkční, použitelná a používaná (Černý, 2011).

Mezi materiály používané v ortopedické protetice nepochybně patří i ty, které slouží k sejmutí negativního odlitku. Sádra je využívána dvojitým způsobem. Sádrové obvazy se používají k vytvoření negativu. Sádra ve formě prášku se pak po smíchání s vodou nalije do tohoto negativu, čímž dává vzniknout replice otiskované části těla, takzvané pozitivní formě (Wong et al., 2019).

Obvaz pletený ze skelných vláken, který je syntetizován polyuretanovou pryskyřicí, může taktéž sloužit k vytvoření negativu. Stejně jako sádrový obvaz musí být před aplikací na tělo ponořen do vody. Nedokáže však vykreslit detaily tak přesně jako sádra (Wong et al., 2019).

Chodidla jsou v některých případech otiskována do pěnové formy. Jedná se o fenolovou pěnu s uzavřenými buňkami, která je odolná proti vlhkosti. Otisky bývají přesné. Pozitiv vzniká, stejně jako u předchozích, nalitím tekuté sádry do negativu (Wong et al., 2019).

Tradičním materiálem s cennými vlastnostmi pro ortopedickou protetiku je useň. Vyrábí se činěním zvířecích kůží a její konečné vlastnosti závisí na typu kůže a jejím zpracování. Vyznačuje se pevností, roztažností, tvarovatelností a propustností pro vodní

páry. V ortotice je využívána v podobě pásků a řemínků, objímek anebo jako podšívkový materiál k pokrytí kovových částí nebo ortopedických vložek (Wong et al., 2019).

Běžně používaná jsou textilní vlákna v podobě tkanin i pletenin, z přírodních i syntetických vláken. Přírodní materiály z bavlny a vlny dobře pohlcují vlhkost. Syntetická vlákna mohou být na polymerní (PE, PA) nebo minerální (sklo, uhlík) bázi. Nežřídko nalezneme jejich směsi. Pleteniny se uplatňují při výrobě ortéz v podobě punčoch a tunýlků nebo jako potahový materiál neoprenových polštářků. Tkaniny se využívají často v podobě popruhů, které jsou vyrobeny z nylonu (NY) nebo polyesteru (PES) a bývají opatřeny stuhovým uzávěrem. Netkaná textilie z PES nebo vlny může sloužit jako výplň při laminování (Wong et al., 2019).

Kovy nalezneme v ortotice buď jako dlahy a klouby nebo jako spojovací materiály v podobě nýtů, přezek, oček apod. Nejpoužívanějšími materiály jsou měď, ocel, hliník a titan. Ocel se vyznačuje trvanlivostí, odolností vůči korozi a vysokou pevností. Její nevýhodou je však vysoká hmotnost. Nízkou hmotnost nabízí hliník, který je taktéž odolný vůči korozi, ale je vhodný pouze v případech, kdy je pomůcka vystavena nižšímu namáhání. Slitiny titanu jsou také lehčí než ocel, ale zároveň jsou velmi pevné (Wong et al., 2019).

Syntetické polymery můžeme rozdělit do tří skupin na plasty, polyuretany (PUR) a elastomery. Plasty se staly dominantním materiálem posledních desetiletí díky snadné tvarovatelnosti. Rozlišujeme termoplasty a reaktoplasty.

Termoplasty se po zahřátí stávají poddajnými a po vychladnutí zachovávají nový tvar. Velkou výhodou termoplastů je možnost opakovaně je nahřívat a tvarovat, což umožňuje vykonávat i drobné úpravy pomůcky. Vysokoteplotní termoplasty získávají novou formu na modelu. Deska zahřátá na patřičnou teplotu je natažena na model, kterému se přizpůsobí díky vytvoření vakua. Zatímco nízkoteplotní materiály lze nahřát ve vodní lázni a tvarovat přímo na těle (Wong et al., 2019).

Reaktoplasty jsou nanášeny na model v kapalné formě. Impregnují se do různých tkanin procesem laminování a jsou chemicky vytvrzovány, aby zachovaly tvar. Jsou jimi epoxidové, nenasycené polyesterové a akrylové pryskyřice. Epoxidové pryskyřice je po vytvrzení nejpevnější v tlaku i v tahu (Wong et al., 2019).

Kompozity jsou plasty vyztužené vlákny. Vyznačují se vysokou pevností a schopností snášet tlakové a ohybové namáhání. Nejběžnějšími vlákny v polymerních kompozitech jsou sklo, uhlík a aramid. Obecně platí, že objem vláken by měl být vyšší než objem pryskyřičné matrice. V ortotice se používají zvláště kompozity s uhlíkovými vlákny. Toto vlákno může mít podle stupně grafitizace vysokou pevnost a zároveň být lehké. Má vynikající tuhostní vlastnosti v tlaku i tahu, ale relativně nízkou rázovou houževnatost (Wong et al., 2019).

Vláknové kompozity se v praxi zpracovávají dvěma technikami. Ručním vrstvením s vakuovou impregnací nebo vytvrzováním pryskyřicí impregnovaných tkanin (takzvaný Pre-preg).

Vakuová laminace zahrnuje ruční vrstvení bavlněných nebo nylonových hadicových pletenin a výztužných vláken v podobě tkanin, hadic nebo rovingů. Tyto vrstvy materiálů jsou uzavřeny mezi dvěma sáčky z PVA, které mohou pojmout vlitou pryskyřici. Následným vytvořením podtlaku dochází k prosycení pryskyřice vlákny a vytvoření tenkostěnné struktury (Wong et al., 2019).

Předimpregnované materiály (Pre-preg) jsou složeny z výstužných vláken a pryskyřice (nejlépe epoxidové). Tato technologie je jednodušší než vakuové laminování. Materiály však nelze dlouhodobě skladovat při pokojové nebo vyšší teplotě (Wong et al., 2019).

Prostor mezi skořepinou ortézy a pokožkou obvykle vyplňují pěnové plasty. Ty jsou vyráběny termoplastů i reaktoplastů. Rozlišujeme pěny s otevřenými a uzavřenými buňkami. Buněčná struktura zpříčiňuje pružnost materiálu a může snižovat smykové síly. Pěnové plasty jsou vyráběny v široké škále tvrdostí. Pěny s uzavřenými buňkami jsou odolné vůči kapalinám, neabsorbují tedy ani pot. Některé pěny jsou povrchově upravovány například stříbrem, které má antimykotické účinky. Další možností vyměkčení skořepiny jsou sendvičové pěny PE-EVA. Nebo 3D pleteniny, které mají dobré kompresní vlastnosti a vynikající propustnost vzduchu (Wong et al., 2019).

Elastomery se vyznačují schopností vrátit se do přibližně původní velikosti a tvaru po uvolnění zatížení, jež způsobilo deformaci. Dokáží pohlcovat a rozptylovat zatížení a jsou proto vhodné například jako tlumící materiál ortopedických vložek. Do této skupiny

řadíme termoplastické elastomery (TPE), přírodní a syntetický kaučuk, PUR nebo silikon (Wong et al., 2019).

Lepidla používaná v ortopedické protetice jsou nejběžněji jednosložková kontaktní lepidla na bázi kaučuku a kontaktní lepidla na bázi PUR (Wong et al., 2019).

Pro lepší přijetí pomůcky bývá povrch ortézy barevně upravován technikou vodního tisku nebo transferovým papírem (Wong et al., 2019).

1.5.4 Design

“Designem se rozumí tvarování funkčních objektů a vytváření vizuálního vjemu. Je přítomný ve všech oblastech lidské činnosti” (Husić, 2003). Design je definován funkcí, použitým materiálem, technologií a zpracováním objektu (2003).

„Důležitým požadavkem na ortoticko-protetické pomůcky je všeobecně vedle pevnosti, tuhosti a životnosti jejich minimální hmotnost, aby byl zajištěn co největší komfort pro pacienta... Minimalizace hmotnosti souvisí s pevností a tuhostí pomůcek. Lehká, ale nedostatečně tuhá pomůcka sice může být pro pacienta komfortnější, ale také se může stát, že bude léčebně nefunkční. Pevnost, tuhost a hmotnost pomůcky musíme mít vždy na paměti jako veličiny, které spolu souvisejí, které budou vždy hrát významnou roli při navrhování a konstrukci ortoticko-protetických pomůcek” (Černý, 2011, s. 66).

Kvalitní návrh a zpracování působí na životnost pomůcky. *„Na únavovou pevnost má také vliv tvarování součástí. Jakákoliv místa se skokovou či zvýšenou koncentrací napětí, jako jsou náhlé změny tvarů, zápichy, otvory, zářezy, nerovnosti, škrábance a podobně“* (Černý, 2011, s. 36).

Při navrhování a výrobě bychom měli dbát na ergonomické tvarování, kvalitní provedení, hladké hrany, rovné stěny, čistou laminaci i konečný výběr komponentů. U ortopedických pomůcek je důležitou složkou jejich estetika, která může napomáhat k lepšímu přijetí pomůcky uživatelem i okolím (Husić, 2003). A tím přispět k jejímu používání.

2 3D TISK

2.1 Definice

3D tisk umožňuje výrobu fyzických objektů z virtuálních 3D modelů. Výroba začíná “s prázdňem” a objekt je vytvářen postupným přidáváním materiálu. Tímto se 3D tisk liší od subtraktivních výrobních postupů, kdy je cíleného tvaru dosahováno naopak odebráním nežádoucího materiálu (Diegel et al., 2019).

2.2 Terminologie

Během posledních třiceti let se terminologie týkající se 3D tisku proměňovala. V devadesátých letech se technologie označovala nejčastěji jako Rapid Prototyping (RP), někdy pak jako Solid Freeform Fabrication (SFF) či Layer Manufacturing. V roce 2009 dospěl mezinárodní výbor ASTM F42 k termínu aditivní výroba (AM) (Diegel et al., 2019).

“V dokumentu ASTM F2792 10e 1 Standardní terminologie pro aditivní výrobní technologie definovali aditivní výrobu jako: proces spojování materiálů pro výrobu objektů z dat 3D modelu, obvykle vrstvu po vrstvě, narozdíl od subtraktivních výrobních metod, jako je tradiční obrábění” (Diegel et al., 2019). V široké veřejnosti je však používanějším termínem 3D tisk (2019). V této práci jsou uváděny oba termíny zaměnitelně.

2.3 Klasifikace

Systémy AM lze klasifikovat na základě různých kritérií. Chua a Leong (2014) uvádějí rozdělení podle počáteční formy materiálu na kapalné, pevné a práškové. V prvním případě je kapalný materiál během výrobního procesu postupně vytvrzován do pevného stavu. Do této kategorie spadá například stereolitografie, označována jako SLA. V případě druhé metody začíná proces s pevnými materiály ve formě drátů, rolí, laminátů nebo pelet. V této kategorii nalezneme FDM (Fused Deposition Modeling), LOM (Laminated Object Manufacturing) a další. Ve třetím případě pracujeme se vstupním materiálem ve formě prášku (zrn). Tento systém využívá například SLS (Selective Laser Sintering). Všechny systémy pak využívají některou z technologií spojování materiálu, například pomocí lepidla nebo laseru (Chua et al., 2014).

2.4 Výroba

Aditivní výroba začíná vytvořením virtuálního 3D modelu CAD (počítačem podporované navrhování). Ten musí být vymodelován tak, aby byl povrch uzavřený. Jsou-li na povrchu objektu chybějící části nebo chyby ve spojení hran, představuje objekt nekonečně tenký povrch, který nelze vytisknout a je nutná jeho oprava. Soubor CAD je pro další zpracování převeden na trojúhelníkový soubor čitelný tiskárnou. Čím vyšší je rozlišení souboru, tím více obsahuje trojúhelníků, a tím vyšší je kvalita modelu. Nejčastěji používaným formátem je STL, existují však novější formáty jako například AMF nebo 3MF, které dokáží do souboru přidat informace o barvě a materiálu nebo používat zakřivené trojúhelníky. Někteří výzkumníci se zabývají možností tisku přímo z CAD pro zachování co nejvyšší kvality modelu (Diegel et al., 2019).

Soubor ve vhodném formátu (STL, AMF...) je následně otevřen v softwaru tiskárny. Model musí být umístěn na virtuální stavební podložku v nejvhodnější orientaci pro tisk (orientace může ovlivnit kvalitu povrchu a pevnost dílu). Následně je model softwarem rozřezán na tenké vrstvy, podle nichž je objekt vytištěn. Způsob sestavování jednotlivých vrstev a výběr materiálu může být různý a závisí na konkrétní využívané technologii. Po dokončení tisku a vyjmutí z tiskárny vyžaduje díl následné zpracování. To může zahrnovat očištění dílu od zbytků pryskyřice nebo prášku, odstranění podpůrného materiálu, obrábění, tepelné zpracování, barvení, lakování a další úpravy (Diegel et al., 2019).

2.5 Technologie

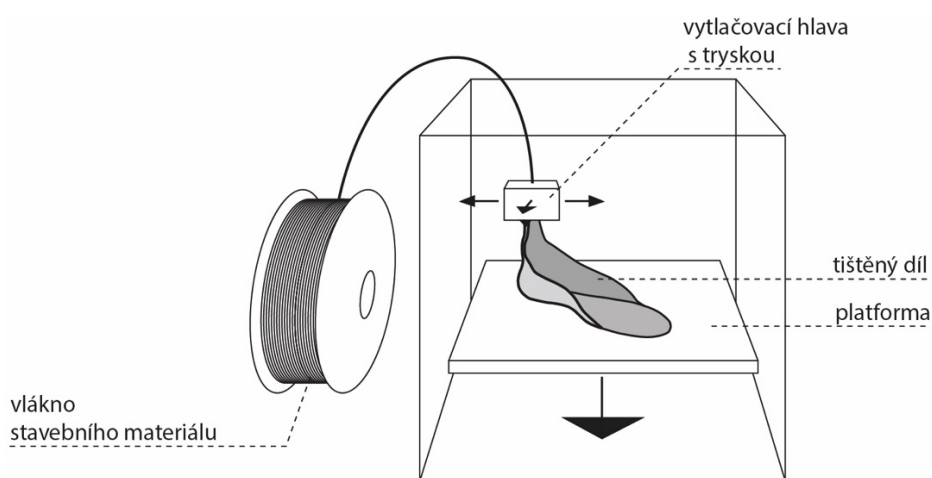
Proces 3D tisku je oficiálně rozdělen do sedmi kategorií. Existují však další výrobní metody, které mohou být obtížně zařaditelné. V této práci jsou navíc uvedeny MJF (více proudová fúze) a CLIP (Continuous liquid interface production), protože jsou některými autory zmiňovány v souvislosti s ortotikou.

2.5.1 Vytlačování materiálu (MEX)

Tato metoda spočívá ve vytlačování jemného vlákna materiálu tryskou na platformu. Materiálem je obvykle polymer. Existují také kompozitní materiály obsahující například kov, uhlík, kevlar nebo skelné vlákno. Vlákno je rozehříváno uvnitř trysky, která kreslí na platformu tvar dílu. Platforma a tryska se během tisku vzájemně pomalu oddalují a díl tak vrstvu po vrstvě “roste” do výšky. Tyto systémy mají obvykle druhou trysku, která současně nanáší podpůrný materiál, aby na něj bylo možné vytisknout přečnávající

části dílu. Podpurný materiál je po dokončení tisku zapotřebí odstranit. Nejběžnější technologií využívající extruzi materiálu je FDM. Nevýhodou této technologie je, že díly bývají anizotropní. Vazba mezi jednotlivými vrstvami dílu je slabší než samotný tiskový materiál, což způsobí, že je díl slabší ve vertikálním směru (Z), než ve směru horizontálním (X,Y). Tato technologie tedy není vhodná pro výrobu dílů, které mohou být namáhány tahem. Ten by mohl způsobit oddělení vrstev. Další nevýhodou je nízká kvalita povrchu dílu. Zejména mírně se svažující části mívají viditelný “schodovitý” povrch (Diegel et al., 2019).

Obrázek 4 Schéma FDM



Zdroj: vlastní (podle: Additively.com)

2.5.2 Tryskání materiálu (MJT)

Při této technologii je materiál v podobě kapek nanášen tiskovou hlavou na platformu. Fotopolymerní materiál je vytvrzován během procesu pomocí ultrafialového záření (UV), které následuje tiskovou hlavu (takže není nutné dodatečné vytvrzování dílu jako u SLA). Tisková hlava nanáší kromě materiálu dílu také podpurný materiál, který je po dokončení tisku třeba ručně odstranit (obvykle vodním paprskem). Díly mohou být po vyjmutí z tiskárny lepkavé, ale ponecháním na slunečním světle se během jednoho dne vysuší. Výhodou této technologie je, že dokáže vytvořit díl z více materiálů. Mohou tedy vznikat vícebarevné díly nebo kombinace například plastu a pryže. Nevýhodou je, že takto vyrobené díly podléhají UV záření. Ponecháním na slunečním světle po delší dobu dochází ke změnám barev i vlastností materiálu (Diegel et al., 2019).

2.5.3 Vazebné tryskání (BJT)

Tato technologie využívá kombinaci prášku a tekutého pojiva. Na platformu je nejprve nanášena vrstva prášku. Na příslušné části je poté nanášeno pomocí tiskové hlavy tekuté pojivo. Prášek ve spojení s pojivem ztuhne, platforma se sníží a proces se opakuje, dokud není vytvořen celý díl. Po dokončení tisku je zapotřebí odstranit přebytečný prášek. Díly je možné zpevnit nebo zpružnit infiltrací přísad. Tato technologie je uplatňována při výrobě pískových forem pro odlévání, forem pro investiční lití a pro přímou výrobu kovových dílů (Diegel et al., 2019).

2.5.4 Listová laminace (SHL)

Technologie laminování desek zahrnuje výrobu laminovaných objektů (LOM) a ultrazvukovou aditivní výrobu (UAM). Z velmi tenkého plátu materiálu je vyříznut obrys dílu, plátky jsou postupně vrstveny jeden na druhý a vzájemně spojovány. LOM používá jako stavební materiál papír nebo polymerní fólii, pojivem je lepidlo. Díly je možné vytvořit v plné barevnosti, ale jsou vhodné pouze jako modely. UAM využívá plechy (hliník, měď, nerezová ocel, titan), které jsou spojovány ultrazvukovým svařováním. Tento proces vyžaduje dodatečné CNC obrábění. Využívá se především pro výrobu prototypů (Diegel et al., 2019).

2.5.5 Nádržová fotopolymerizace (VPP)

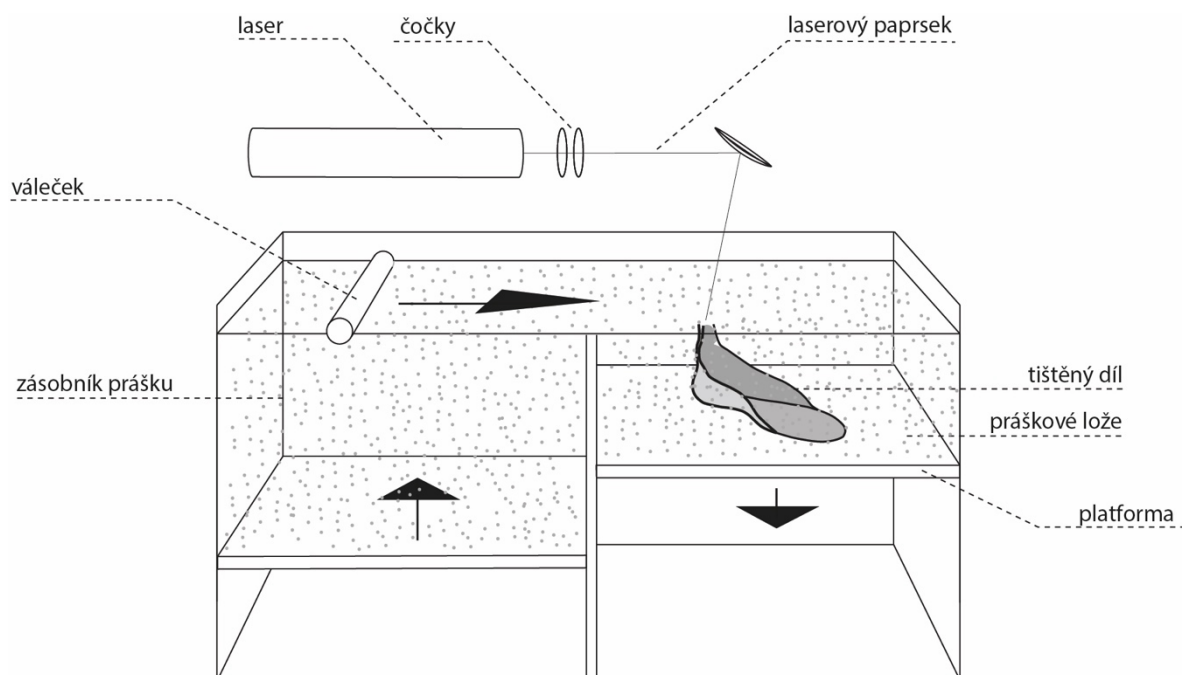
Stavebním materiálem pro tuto technologii je tekutá fotopolymerní pryskyřice (může obsahovat příměsi). Pryskyřice je v kádi, vrstvu po vrstvě, vytvrzována pomocí paprsku UV světla. Současně s dílem je vytvářen i podpůrný materiál, který je po dokončení třeba odstranit. Díl je následně nutné vytvrdit v UV peci. I tak jsou hotové díly, pokud jsou ponechány na denním světle, náchylné k degradaci. Výhodou této metody je dosažení vysoké úrovně detailů, kvalitního povrchu a optické čistoty. Je vhodná pro výrobu průhledných dílů, prototypů a výrobků, které nejsou vystavovány UV záření (například sluchadla) (Diegel et al., 2019).

2.5.6 Fúze práškového lůžka (PBF)

Jedná se o nejpoužívanější technologii pro výrobu průmyslových dílů. Proces začíná nanášením jemné vrstvy stavebního materiálu ve formě prášku na platformu. Zde je pomocí energetického paprsku (laser, elektronový paprsek) prášek roztaven všude tam, kde je uložena první vrstva dílu. Následně je platforma posunuta dolů a je pomocí válečku rozprostřena další vrstva prášku. Ten je roztaven v patřičných místech a zároveň spojen

s předchozí vrstvou. Proces se opakuje dokud není díl hotový. Výhodou této technologie je vysoká pevnost dílů, které jsou relativně izotropní ve všech směrech. Případnou anizotropii je možné minimalizovat následným zpracováním. Výroba je možná z různých polymerů a kovů (nerezová ocel, hliník, titan a další). Pokud jsou plastové díly správně navrženy pro AM, vykazují podobné vlastnosti jako díly vyrobené vstřikováním. Takto vyrobené kovové díly jsou zase srovnatelné s díly odlévanými. Nevýhodou je schodovitý efekt na povrchu zakřivených částí dílu (Diegel et al., 2019). Do této kategorie řadíme selektivní laserové slinování (SLS).

Obrázek 5 Schéma SLS



Zdroj: vlastní (podle: Additively.com)

2.5.7 Řízená energetická depozice (DED)

DED pracuje pomocí trysky, která umisťuje kov ve formě prášku nebo drátu. Materiál se během nanášení roztaví vlivem laserového nebo elektronového paprsku a ztuhne. Princip je podobný vytlačování materiálu, ale tryska je namontována na víceosém rameni a může se proto pohybovat ve více směrech. Materiál je díky tomu nanášen pod libovolným úhlem. Díly vyrobené přímým nanášením jsou, ve srovnání s ostatními aditivními technologiemi, méně přesné a vyžadují následnou úpravu obráběním. Systémy, které kombinují přímé nanášení a CNC obrábění v jednom označujeme jako hybridní AM (Diegel et al., 2019).

2.5.8 Více proudová fúze (MJF)

3D tiskovou metodu MJF nelze snadno zařadit. Tato technologie pracuje s práškovým i tekutým materiálem a využitím tepla. Proces provádí několik tiskových hlav. Do vrstvy práškového materiálu (obvykle NY) je pomocí tiskové hlavy nanášeno fixační a detailovací činidlo. Díky infračervené topné jednotce dojde k roztavení a spojení materiálu v místech s fixačním činidlem. V místech s detailovacím činidlem zůstane materiál ve formě prášku. Tato technologie nevyžaduje modelovací podpěry (Shrnutí základních technologií 3D tisku, 2023).

2.5.9 CLIP

“Proces CLIP (Continuous Liquid Interface Production) je patentově chráněný proces fotopolymerizace na bázi pryskyřice, který je řízen UV světlem a kyslíkem...nemá žádnou viditelnou strukturu vrstev a je výrazně rychlejší ve výrobním procesu...používané materiály jsou SIL, RPU, FPU, EPU, UMA, EPX a CE” (Kienzle, Schläfer, 2018).

2.6 Využití a výhody

Aditivní výroba se v posledních letech stala významnou výrobní technologií. Vzhledem k neustálému vývoji je možné předpokládat, že její využití bude stále častější. Jedná se však o doplňkovou technologii, která pravděpodobně nikdy zcela nenahradí tradiční výrobu. Zásadní je pochopení výhod 3D tisku oproti konvenční výrobě. Rozpoznání, kdy je výhodné AM využívat tak, aby přinášela výrobku přidanou hodnotu. *“Ta může spočívat buď ve snížení nákladů na životní cyklus produktu, nebo v umožnění účtovat zákazníkovi vyšší cenu” (Diegel et al., 2019).*

3D tisk umožňuje vyrábět velmi složité díly a také vzájemně propojené pohyblivé díly v hotových funkčních sestavách. *“Při konvenční výrobě je výroba dílu tím dražší, čím je geometricky složitější, a v určitém bodě se stává nemožnou. AM funguje opačně: Čím je díl geometricky složitější, tím je vhodnější pro AM, protože výroba složitého dílu nestojí více než výroba jednoduchého dílu...Pokud je však díl velmi jednoduchý, může se AM stát drahým způsobem výroby...” (Diegel et al., 2019).* Nižších nákladů můžeme docílit nahrazením několika jednodušších dílů jedním složitějším (sníží se tak náklady na montáž a skladování) (2019).

Velkou výhodou AM je svoboda designu, složité tvarosloví dílu neznemožňuje jeho výrobu. Možnost snadné úpravy designu pak *“otevřít dveře masové customizaci, při níž může být každý výrobek, přestože je vyráběn hromadně, přizpůsoben každému*

jednotlivému zákazníkovi. K tomu již začíná docházet v odvětvích, jako jsou naslouchadla, zubní korunky, implantáty, lékařské protézy, ortopedické vložky do bot na míru...”(Diegel et al., 2019).

Další výhodou 3D tisku je výroba lehčích dílů na základě topologické optimalizace. *“Topologická optimalizace je metoda odstranění co největšího množství materiálu ze součásti při zachování dostatečných mechanických vlastností. Spočívá v provedení analýzy konečných prvků a následném opakovaném odstraňování nepotřebného materiálu”* (Diegel et al., 2019).

Protože AM dovoluje vyrábět díly bez používání dalších nástrojů, které vyžaduje konvenční výroba, zkracuje se a zrychluje celý výrobní proces. Takzvaná “výroba na vyžádání” pak zcela mění způsob řízení zásob. Potřebné díly lze vyrobit až v případě jejich vyžádání a nemusí být skladovány. Navíc mohou být vyrobeny s konkrétními úpravami a v přesném množství. Za zmínku stojí také proměna modelu dodavatelského řetězce, který se s rozšířením AM zkracuje (Diegel et al., 2019).

3 3D TISK V ORTOTICE

Přínosy digitálního pracovního postupu jsou založeny na předpokladu, že přesnost digitálních nástrojů snižuje množství úprav modelu a vede k rychlejšímu dodání pomůcky. Výhodami jsou čistota práce, reprodukovatelnost změn virtuálního modelu, nízká váha modelů z PU pěny a v neposlední řadě marketingový efekt (Köster, 2018). Kahle (2020) zmiňuje faktor atraktivity digitálních technologií, který může pomoci učinit toto odvětví zajímavějším pro další generaci kvalifikovaných odborníků. Podle Köstera (2018) je však digitální často nesprávně ztotožňováno s dobrým. V této souvislosti pak často dochází k velkému rozporu mezi očekáváním a realitou.

3.1 Digitální procesní řetězec

Existují různé možnosti, jak zahrnout digitální technologie do výrobního řetězce. Prvním krokem zcela digitálního výrobního řetězce je 3D skenování. Poté následuje zpracování modelu a návrh pomůcky v programu CAD. Dalším krokem je 3D tisk a nakonec zkoušení a předání pomůcky.

3.1.1 Skenování

Digitální zachycení tvaru lidského těla se obvykle provádí metodou 3D skenování s využitím strukturovaného světla. Tam, kde vyžadujeme přesnost doporučuje Kahle (2020) skenovací systémy s vysokým rozlišením (např. skener EVA od společnosti Artec). Oproti tomu tam, kde není zapotřebí milimetrové přesnosti, například při výrobě sedačky invalidního vozíku, vystačí skenovací systém s nízkým rozlišením (např. iSense pro iPad).

Köster (2018) výstižně uvádí, že: *“3D skener dokáže zachytit pouze to, co je viditelné, bez ohledu na to, jaký měřicí princip používá. Veškeré informace, které zkušený ortopedický technik získá palpací, zůstávají skeneru skryty...”* (Köster, 2018). Korekční držení, které se běžně provádí během sádrování, znamená zakrytí některých částí skenovaného těla rukama technika. Při virtuálním modelování pak přicházíme o zpětnou vazbu od pacienta. Dobrých výsledků lze docílit jedině vhodnou kombinací technologií a zkušeností (2018).

Podle Kienzleho a Schläfera (2018) se ukázalo, že zcela bezkontaktní měření neposkytuje uspokojivé výsledky ve všech případech. Řešením může být využití zařízení, které dokáže simulovat korekci těla před skenováním tlakem korekčních podložek.

“Pod ortopedickým dohledem má uživatel během tohoto procesu možnost funkčně vyzkoušet polohu korekce budoucí pomůcky před skenováním. Na jedné straně je možné vyhodnotit, jak velkou korekci pacient snese, a na druhé straně je možné ověřit, zda pacient skutečně vykazuje zlepšení funkčního výsledku při definované korekci před snímáním formy” (Kienzle, Schläfer, 2018).

Problematiku 3D skenování blíže popisují také Kempf et al. (2021). Tvrdí, že *“spastickou ruku nelze přímo 3D skenovat, protože požadovaná korekce musí být nastavena individuálně...a čistě virtuální korekce proto není účelná”* (Kempf et al., 2021). Možností je použití polohovacích pomůcek, které je však následně nezbytné digitálně oddělit. To může být časově náročné. Navíc musí být ruka při skenování nehybná, zejména nesmí změnit polohu kloubů, což nemusí být v některých případech vůbec proveditelné.

Další možností je zhotovení sádrového negativu a vytvoření klasického modelu, který je následně naskenován. Zde se však ztrácí časová úspora, která má být výhodou ve výrobním procesu. Kempf et al. (2021) proto navrhuje jako nejlepší řešení provést otisk ruky materiálem s rovnoměrnou tloušťkou stěny.

“Na rozdíl od klasického sádrového odlitku lze tloušťku stěny stejnorodého materiálu digitálně odečíst pomocí jednoduchého posunu. To znamená, že osvědčené odborné znalosti ortopedických techniků lze i nadále využít k manuálnímu uvedení končetiny do korigované polohy. Jako otiskovací materiály byly dosud testovány výrobky "Orficast" a "STS Casting Socks", přičemž první z nich je termoplasticky tvarovatelný a druhý se vytvrzuje pomocí PU pryskyřice” (Kempf et al., 2021).

Jak bylo uvedeno, ke skenování lze využít různých pomůcek. Dalším příkladem může být často používaná průhledná deska k polohování dorzální flexe dolní končetiny. Köster (2018) však upozorňuje, že některé průhledné materiály ovlivňují výsledky měření v důsledku lomu světla a doporučuje následně porovnávací měření.

Podle Köstera (2018) je třeba vzít v úvahu, že vyšetření a skenování pacienta nemusí být vždy prováděno stejnou osobou, která později data zpracovává. Proto je důležité zaznamenat všechny patřičné informace a vyznačit na skenovaném subjektu body. Ty umožňují následně složit více skenů do jednoho modelu. Referenční značky pak umožňují rychlejší skenování, protože usnadňují sledování plochy a zvyšují přesnost. Některé skenery zachycují kromě tvaru také barvy. Přenesení tvaru včetně barev znamená

získání a uchování ucelenějších dat. Barevné značení navíc usnadňuje zprostředkování informací mezi ortotiky.

Podle Köstera (2018) je předpokladem efektivního digitálního procesního řetězce pečlivé plánování. O vhodném způsobu získávání měrných podkladů je třeba rozhodovat individuálně. V některých případech zůstává jednoduše nejvhodnějším řešením tradiční sádrový negativ. Pro skenování a konvenční sádrování platí tatáž zásada: čím pečlivěji je provedeno, tím produktivnější jsou následné kroky.

3.1.2 Modelování

Naskenovaný objekt je zapotřebí nejprve zkontrolovat a upravit jeho povrch, poté je importován do softwaru pro modelování. Výhodou modelování digitálního objektu je možnost snadného uchování původního tvaru modelu. Köster (2018) uvádí, že kromě tvaru povrchu lze při modelování zohlednit data získaná z lékařských obrazových dat.

“Data 3D skenů se vyměňují ve formátech STL, OBJ, PLY a VRML. Zatímco data STL přenášejí pouze trojrozměrnou podobu, ostatní formáty si mohou vyměňovat také informace o barvách. Z lékařských obrazových dat z MRI, DVT a CT ve formátu DICOM lze jako 3D data extrahovat komponenty kostí, kůže a měkkých tkání. Náčrty, fotografie, otisky nohou a jednotlivé rentgenové snímky se vyměňují pomocí běžných obrazových formátů (JPG, PNG, BMP, PSD). Obrysové kontury, 2D data CAD a vektorová data se přenášejí prostřednictvím rozhraní DXF, IGES, AI nebo vektorového PDF. Technické systémy CAD, které se používají při návrhu nakupovaných dílů, jako jsou například spony a spojovací prvky, si vyměňují 3D data prostřednictvím dat IGES, STEP a Parasolid” (Köster, 2018). K prostému zobrazení 3D modelu slouží formát 3D PDF, který lze otevřít i na počítačích, které nedisponují modelovacím softwarem. To může usnadnit komunikaci mezi ortotiky, lékaři a klienty (2018).

Pro usnadnění digitálního modelování byla vytvořena řada programů a šablon. Kienzle a Schläfer (2018) uvádějí, že digitální úpravy modelů vycházejí z ortopedických principů působení a jsou většinou shodné s tradičním sádrovým modelováním. Avšak rozhodující výhodou je možnost vrátit se v každé pracovní fázi k původnímu tvaru objektu. Köster (2018) popisuje funkce digitálního modelování jako srovnatelné s nástroji využívanými při ručním modelování. Počítačové programy obsahují digitální nástroje pro zarovnávání, měření, aplikaci či odstraňování objemu, vyhlazování, značení a podobně. Navíc jsou zde možnosti, které při dílenské řemeslné práci chybí. Těmito funkcemi mohou

být transparentní zobrazení modelů a jejich překrývání, vracení pracovních kroků, rychlé vytváření duplikátů, přesné měření a zachovávání informací.

Z modelovacích softwarů zmiňuje Köster (2018) “Geomagic Freeform”, který je zaměřen na organické tvarování. Modelování může být prováděno pomocí myši anebo, jak je tomu například u zmiňovaného softwaru, haptickým vstupním zařízením. Haptické vstupní zařízení může být pro využití v ortotice velmi užitečné, protože se práce s ním více přibližuje tradičnímu modelování. Pokud má haptické vstupní zařízení 3D rozhraní se silovou zpětnou vazbou (tzv. force feedback), jsou digitální data na obrazovce “citelná” jako by byla skutečná. Ovládání tak může být intuitivnější a přesun z tradičního na digitální modelování snazší.

Pro používání digitálního modelování existují různé strategie. Někdy je možné pracovat na modelu bez skenování, zato s využitím přesného měření a udržování knihovny modelů (Köster 2018).

Urban (2021) uvádí, že přidané hodnoty digitálního modelování lze dosáhnout standardizací pomocí kategorizovaných knihoven modelů. Pracovat lze například s programy Canfit (Vorum), Rodin 4D (Rodin) nebo Geomagic Freeform (3D Systems). Jako příklad zmiňuje Urban (2021) výrobu korzetu Chêneau. Zde je využívána kategorizace podle typu a intenzity křivky. Na základě individuálních údajů o klientovi je vybrán odpovídající soubor, který musí být následně přizpůsoben jeho rozměrům.

“K tomuto účelu existují v rámci softwarových řešení odpovídající nástroje, ve kterých se mění obvodové, anteriorně-posteriorní (AP) a/nebo medio-laterální (ML) rozměry v definovaných rovinách a knihovní model se podle toho automaticky upraví. Kromě toho se pomocí rozměrového listu definují výškové rozměry, tj. vzdálenosti mezi definovanými rovinami. V závislosti na typu úpravy je také třeba provést individuální doplnění nebo odečtení rozměrů pacienta” (Urban, 2021).

Za nevýhodu této metody modelování označuje Urban (2021) to, že je sice zajištěna rozměrová přesnost, ale nikoli přizpůsobení skutečnému tvaru těla klienta. Tento nedostatek vzniká z důvodu nemožnosti zcela zohlednit rotační složku. Takto vytvořený model nezdědka vyžaduje pozdější úpravy.

Další možností je pracovat s modelem knihovny a zároveň s importovaným skenem, uvádí Urban (2021). V tomto případě se zachová původní naskenovaný tvar a něž

jsou přeneseny relevantní informace z modelu knihovny (např. umístění nástroje pro odlehčení caput fibulae).

Třetí možností standardizace, kterou Urban (2021) uvádí je Morfing, tedy automatické převedení skenu do požadovaného tvaru pomocí algoritmu. Morfing by znamenal nejvyšší stupeň automatizace, nicméně prozatím není na trhu software, který by dokázal zajistit potřeby ortopedie.

Po zhotovení digitálního modelu lze výrobní data exportovat jako data STL pro výpočet frézovacích programů. Anebo, pokud je cílem vytvořit 3D tištěnou ortézu, použije se model jako základ pro její konstrukci (Köster, 2018).

3.1.3 Navrhování

Digitální návrh je prováděn na podkladě digitálně vytvořeného modelu, který zde slouží jako forma. Urban (2021) k digitálnímu navrhování pomůcky zmiňuje dva způsoby práce. Prvním z nich možnost vytvořit vždy zcela nový návrh. Tato metoda může být však velmi časově náročná. Druhým způsobem je standardizované navrhování. Zde lze importovat profily hran a plochy pro různé tloušťky stěn s využitím knihovny modelů a jednotlivé oblasti pak sloučit pomocí booleovských operací. Köster (2018) zmiňuje, že pro návrh ortézy je možné využít 3D modelů komponentů jako jsou klouby apod. poskytnutých výrobcí.

Využívání CAD může podle Kienzleho a Schläfera (2018) vést ke zlepšení vlastností jako jsou prodyšnost a hmotnost pomůcek a tím zvýšit jejich akceptabilitu. Pro kontrolu návrhu pomůcky jsou využívány nejmodernější metody.

“Cílové hodnoty musí být předem definovány a odpovídající varianty návrhu otestovány. Cyklické testování vlastností při dlouhodobém používání a provádění zkoušek maximální zátěže, které mohou vést k porušení součásti, jsou stejně nezbytné jako testování zkušebních vzorků, které umožňují následnou kontrolu během výroby. Kromě poměrů se stanovené normalizované hodnoty zatížení používají jako parametry při simulaci konstrukce, která se aplikuje na navrženou pomůcku pomocí metody konečných prvků (MKP)” (Kienzle, Schläfer, 2018).

Metoda konečných prvků „je konstruktéry využívána pro výpočet konkrétních problémů z praxe, k testování prototypů a k simulaci nejrůznějších podmínek kladených na strojní a jiné součásti“ (Křížek, 1992 str 138). Výstupy zadaných úloh umožňují díky

grafickému zpracování (izolinie, barvy) snadnou orientaci a dobrou představu o řešení problému (Křížek, 1992, s. 138).

3.1.4 Tisk

Kienzle a Schläfer (2018) ve svém článku zmiňují čtyři procesy aditivní výroby, které mohou být pro výrobu ortopedických pomůcek vhodné.

Prvním z nich je FDM, k němuž uvádějí, že je ideálním nástrojem k výrobě prototypů a dílů pro zkoušení padnutí tvaru. K výrobě definitivních pomůcek však dle jejich názoru není FDM ideální z důvodů nedostatečných mechanických vlastností a drážkovitému povrchu vytištěného objektu. Podle Kahleho (2020) je tisk FDM vhodný pouze v omezené míře. Označuje jej jako nevhodný pro výrobu finální pomůcky, protože pevnost výrobku nemusí být dostatečná ve všech směrech. *“Vzhledem k tomu, že nanesená vrstva materiálu před nanesením nové vrstvy vychladne, nedochází k homogennímu spojení vrstev s dříve nanesenou vrstvou, což má za následek možné prasknutí”* (Kahle, 2020). Využití FDM však můžeme najít při výrobě zkušebních dílů za nízké náklady.

Kienzle a Schläfer (2018) uvádějí, že technologií MJF je možné docílit přesného, homogenního kompozitu s mírně drsným, ale přesným povrchem. Nevýhodou MJF může být menší výběr barev materiálu.

Dalším vhodným výrobním procesem může být CLIP (Kienzle, Schläfer, 2018).

Za nejvhodnější je označována metoda SLS. *“Z hlediska mechaniky materiálu, kvality kompozitu a možností barevného provedení je tento výrobní proces předurčen pro výrobu pomůcek. Běžnými materiály jsou PA11, PA12, PA12CF, TPU a kovy”* (Kienzle, Schläfer, 2018). Pořizovací náklady SLS tiskáren mohou být vysoké, proto některé společnosti využívají služeb externích poskytovatelů tisku.

Urban (2021) k technikám MJF, SLS a FDM uvádí, že *“všechny takto vytištěné díly však mají pouze omezenou tepelnou tvarovatelnost. Kvalita povrchu je také horší než u konvenčně vyráběných dílů. Je proto nutné následné opracování pomocí tryskání, vibračního broušení, zhutňování povrchu nebo jiných procesů. Kromě toho stejné materiály, které se v ortopedické technice používají již desítky let, nejsou často pro aditivní procesy k dispozici”* (Urban, 2021).

Jako faktory ovlivňující kvalitu 3D vytištěného produktu uvádějí Kienzle a Schläfer (2018) kvalitu STL souboru, polohu objektu v konstrukčním prostoru, kvalitu tiskového materiálu a podmínky umístění tiskárny. Za vhodné materiály pro výrobu tuhých a polotuhých součástí pomůcek shledávají polyamidy tříd PA11, PA12 a TPA.

Náklady na materiál a tisk metodami SLS nebo MJF jsou v průměru vyšší než při hlubokém tažení konvenčních materiálů. Proto je aditivní výroba finančně náročnější než tradiční, uvádí Kahle (2020).

3.1.5 Zkouška a úpravy

Vytištěná pomůcka je, jak píše Kienzle a Schläfer (2018), polotovarem, který musí být pečlivě ozkoušen na těle klienta. Ortotik provede kontrolu padnutí a terapeuticko-mechanické funkce pomůcky. Do jisté míry je možné upravovat tvar nahřátím konkrétního místa na pomůcce. Kahle (2020) uvádí, že úprava pomůcek vyrobených z PA11 nebo PA12 je náročnější, než je tomu u běžně používaných termoplastů. Pokud došlo v období mezi skenováním a předáváním pomůcky k výraznějším změnám těla klienta uvádí Kienzle a Schläfer (2018), že je často nezbytná opětovná výroba pomůcky. Padnutí lze ovlivnit vložením měkkého materiálu. Dokončením pomůcky se rozumí úpravy, kterými se povrch zhutní a zušlechťí. *“Nanesení cca 0,2 mm silné vrstvy barviva slouží nejen k obarvení pomůcky, ale také k tomu, aby byl povrch odolný vůči UV záření a trvanlivý. V rámci dokončovacího procesu lze na tlakově zatěžované zóny aplikovat gelové podložky snižující tlak a připevnit případné uzavírací mechanismy”* (Kienzle, Schläfer, 2018).

3.1.6 CNC frézování

Kahle (2020) udává, že ne všechny díly je možné realizovat pomocí 3D tisku. Výrobu řady pomůcek lze započít skenováním, následně digitálně zpracovat, ale netisknout. *“Podle současných výrobních standardů v oblasti asistivní technologie je mnohem běžnější, že se model CAD-CAM po úpravě na PC vyfrézuje z tvrdé pěny a pomůcka se v následném procesu vyrobí konvenčně. Proto je možné digitalizovat i dílčí procesy při výrobě zdravotnických pomůcek”* (Kahle, 2020).

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍL PRÁCE

Předkládaná bakalářská práce zkoumá využití 3D tisku v ortotice. Teoretická část, rozdělená do tří kapitol, stručně představuje obor ortotika a 3D tisk, a dále se rozšiřuje na problematiku využití digitálních technologií v této oblasti. Praktická část se zaměřuje na možnosti aditivní výroby v ortotice dolních končetin. Cílem je poskytnout praktický přehled možného využití 3D technologií v ortotice za současných podmínek.

VÝZKUMNÉ OTÁZKY

4.1 Hlavní výzkumná otázka

Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin?

4.2 Vedlejší výzkumná otázka

Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?

5 METODIKA PRÁCE

Využitelnosti 3D technologií v ortotice byla v posledních letech věnována řada studií. Pro vytvoření teoretické části práce byla provedena rešerše, kdy bylo čerpáno z českých a zahraničních odborných článků a literatury. Je nutné poznamenat, že tato oblast je poměrně široká a je proto autory článků nahlížena z mnoha úhlů. Po zadání klíčových slov “3D” a “orthotics” (ortotika), s časovým vymezením let 2019-2023, do databáze Web of Science bylo nalezeno celkem 64 článků. Nejvíce z nich bylo možné zařadit do kategorie ortopedie, za ní následovali biomedicínské inženýrství, věda o materiálech a rehabilitace, ostatní články se daného tématu dotýkaly například z pohledu chirurgie, sportovních věd, elektrotechniky a elektroniky, chemie a dalších. Články relevantní pro tuto práci byly nejprve rozřazeny podle mezinárodní klasifikace vycházející z tělesné topografie. Z výsledku bylo zřejmé, že největší pozornost byla věnována ortotice dolních končetin. Právě z těchto studií byly čerpány prvotní informace k vypracování praktické části. Ne všechny studie se však adekvátně vztahovaly k výzkumným otázkám. Proto bylo hledání rozšířeno na databáze ScienceDirect a ResearchGate. Celkem bylo vyhodnoceno osm studií.

6 KVALITATIVNÍ VYHODNOCENÍ STUDIÍ

6.1 Komparace tradiční výroby a 3D tisku

Dvě z vybraných studií byly věnovány porovnávání funkčnosti ortéz vyrobených tradiční metodou a pomocí 3D tisku.

Wojciechowski et al. (2022) provedli studii, ve které se zaměřili na možnosti výroby AFO pro děti s onemocněním Charcot-Marie-Tooth (CMT). Zatímco Mo et al. (2019) sledovali biomechaniku běhu a vnímaný komfort u běžkyň s nadměrnou pronací nohou.

Ortézy testované v rámci studie Wojciechowski et al. (2022) byly indikovány pro podporu kotníku, dosažení správné polohy nohy při chůzi a ke zlepšení rozložení tlaku na chodidle, jelikož pacienti s CMT trpí nestabilitou kotníku, zakopáváním a sníženou kožní citlivostí, která může vést k mozolům, stresovým zlomeninám a infekcím. Navrženy a vyrobeny byly tradiční AFO, 3D tištěné AFO se stejným designem jako tradiční AFO, a 3D tištěné AFO s přepracovaným designem. Jejich funkčnost byla porovnávána u 12 dětí s CMT ve věku 5-16 let (6 chlapců a 6 dívek).

Tradiční AFO byly vyrobeny z PP technikou hlubokého tažení. Vyrobeny a testovány byly AFO s posteriorní listovou pružinou, AFO s kloubem a pevné AFO. Druhým vzorkem byly aditivně vyrobené repliky tradičních AFO. Pozitiv byl získán pomocí 3D skeneru (Artec Eva), k modelování a návrhům posloužil program Rhinoceros. Výroba proběhla metodou extruze materiálu. Tiskovým materiálem byl zvolen Nylon 12. Pro zvýšení pevnosti byl model otočen o 45° ve všech rovinách. Pokud se nevešel do stavebního objemu, byl úhel upraven. Třetí vzorek AFO byl přepracován tak, aby byly zlepšeny biomechanické vlastnosti. AFO byly přizpůsobeny pro jednotlivé účastníky s využitím nových konstrukčních prvků. Některé AFO byly přepracovány tak, aby se zvýšila pohyblivost v sagitální rovině a byla podpořena flexe v kotníku. Výrobní postup zůstal stejný jako u předchozích AFO. Wojciechowski et al. (2022) se při navrhování zaměřovali na snížení hmotnosti, čehož docílili umístěním otvoru na dorzální straně lýtkové objímky, změnou síly materiálu v místech, kde je to přípustné a umístěním prvků na zapínání (redukci dalších komponentů).

Mo et al. (2019) vybrali pro studii 13 rekreačních běžkyň (minimálně 10 km týdně po dobu alespoň 6 měsíců), vykazujících nadměrnou pronaci nohou, které nikdy dříve

ortézy nepoužívaly. Pro každou z nich byly vyrobeny individuální FO ve dvou variantách. Tradiční FO na základě otisků získaných sádrováním byly vyrobené z PP. Pro aditivně vyrobené FO byl využit 3D skener (David SLS HD), modelovací software (Geomagic Freeform) a 3D tiskárna (Raise3D). K tisku byl zvolen nylonový materiál (Polymaker Poly Mide, Shore 58) s tloušťkou tisku 3 mm. Mo et al. porovnávali běh bez ortézy, s tradiční ortézou a s 3D tištěnou ortézou.

K testování zvolili běh na běžeckém pásu, přičemž vyzvali účastnice studie k běhu pohodlnou rychlostí. Ty postupně vyzkoušely běžecké podmínky bez ortéz, s tradičními ortézami a s 3D tištěnými ortézami, aniž by věděly, které v danou chvíli používají. Za účelem získání dat byla provedena kinematická a kinetická analýza běhu a hodnocení vnímaného komfortu týkající se ML stability a pocitu “odpružení paty” pomocí dotazníku.

Výsledky studie Mo et al. (2019) ukázaly nižší vrcholové úhly everze zadní části chodidla při běhu s ortézami, klasickými i 3D tištěnými, než bez ortézy. V ostatních biomechanických parametrech nebyly mezi těmito třemi podmínkami pozorovány žádné rozdíly. Běh s ortézami vedl k lepšímu vnímanému pohodlí v ukazatelích ML stability a pocitu “odpružení paty”. Mezi klasickými a tištěnými ortézami nebyly ve všech parametrech zjištěny statistické rozdíly.

Wojciechowski et al. (2022) provedli ke zjišťování výsledků časově-prostorovou, kinematickou a kinetickou 3D analýzu chůze, pedobarografii v obuvi a taktéž zjišťování spokojenosti pomocí dotazníku. Studie prokázala, že AFO vyrobené aditivně na základě tradičního designu vykazovaly s tradičními AFO srovnatelné výsledky. Bylo zjištěno, že začleněním nových konstrukčních prvků lze docílit pomůcky, která bude mít lepší biomechanické funkce a bude lehčí (v této studii v průměru o 35 %). Autoři uvedli, že se snížením hmotnosti AFO pravděpodobně sníží energetický výdej, únava a zlepší se vytrvalost dětí s CMT, což může mít pozitivní dopad na začlenění se mezi vrstevníky. Na základě těchto studií je možné konstatovat, že 3D tištěné ortézy mohou být vhodnou alternativou tradičně vyráběných pomůcek.

6.2 Statické ortézy

Následující studie ověřovaly využitelnost 3D tisku při výrobě statických ortéz. Leite et al. (2019) provedli studii věnovanou personalizované medicíně. V té se zabývali návrhem a výrobou polohovací kolenní ortézy pro adolescenta s dětskou mozkovou obrnou. Ortéza byla indikována k zabránění opětovného zkrácení flexorů kolene po

chirurgickém zákroku a byla navržena tak, aby poskytovala maximální pohodlí a aby si jí pacient mohl sám nasadit i sundat bez dopomoci. Vishnu et al. (2020) pak prokázali využitelnost aditivní výroby při léčbě pes equinovarus congenitus (PEC). Návrh ortézy napodoboval účinnost Ponsetiho metody a zároveň řešil některé její nedostatky.

V obou případech byla pomůcka konstruována na míru podle naskenovaných nohou dítěte. Vishnu et. al (2020) provedli modelaci s ohledem na určité parametry jako jsou směr a požadovaná míra korekce. Nastavení poloh aparátu bylo umožněno na základě konstrukce tří vzájemně kolmých os. Inverze a everze byla řízena ve směru osy x, extenze a flexe byla řízena v ose y, addukce a abdukce v ose z. Pomůcka byla navržena tak, aby do ní byla noha dítěte připevněna v obuvi (zde byla použita obuv z bavlny a usně), která zajišťovala potřebný komfort. Upevnění bylo zajištěno pomocí textilních popruhů. Vishnu et al. (2020) provedli návrh pomocí softwaru CAD (Solidworks 2016) a výrobu na 3D tiskárně FDM s použitím biokompatibilního polymeru PLA. Jako důvody výběru FDM uvedli nižší finanční náklady a menší časovou náročnost v porovnání s ostatními technikami, dále široký sortiment tiskových materiálů a dostupnost samotné tiskárny. Pevnost ortézy vyrobené z PLA je sice mnohem menší, ve srovnání s konvenčními ortézami, podle autorů je však dostačující s ohledem na fakt, že ke korekci nohou kojenců postačí použití minimální síly.

Leite et al. (2019) využili k zaměření anatomických struktur 3D skener (Zscanner 700). Sken by následně upraven v modelovacím softwaru (Meshmixer). K tisku taktéž posloužila metoda FDM. Představená metodika spočívala v postupné tvorbě prototypů, kdy každý z nich prošel fází hodnocení a získané poznatky byly využity při návrhování dalšího. Celkem bylo navrženo pět prototypů, přičemž finální splňoval všechny požadavky stanovené na začátku. K posouzení výsledků byla následně provedena zkouška ortézy pacientem a posouzení zdravotnickým personálem.

Vishnu et al. (2020) popsali výhody jimi vyvinuté ortézy v porovnání s konvenční Ponsetiho metodou. Ta vyžaduje opakované sádrování a může způsobovat problémy jako například dehydrataci pokožky. I když výroba tištěné ortézy trvala déle než provedení sádry, její výhody převažovaly. Jako přínos byla označena možnost nastavení polohy/míry korekce, jednoduchost a komfort používání pomůcky, možnost ošetření těla, nízkou váhu a omyvatelnost pomůcky, snížení lékařského odpadu a nákladově efektivní proces léčby. Studie uvedená Leite et al. (2019) taktéž prokázala potenciál aditivní výroby v oblasti

rehabilitace. Autoři konstatovali, že představená metodika umožňuje rychlou realizaci prototypů a snadné přizpůsobení a změny pomůcky při nízkých finančních nákladech. Díky tomu poskytuje vysokou úroveň personalizace návrhu pomůcky a zvyšuje její akceptabilitu.

6.3 Dynamické ortézy

Někteří autoři se zabývali návrhem, výrobou a testováním dynamických ortéz. Dynamické ortézy jsou v porovnání se stabilními více zatěžovány a musejí tak splňovat náročnější kritéria. Ali et al. (2021) popsali návrh a výsledky simulace peroneální AFO z několika materiálů určených pro aditivní výrobu. AFO byla navržena tak, aby přispívala ke správnému udržení cyklu chůze pacienta s parézou nervus peroneus. Dvě studie pak představily AFO, které jsou sestavitelné ze tří separátně vyrobených dílů. Funes-Lora et al. (2022) realizovali návrh individuální segmentované AFO s aditivně vyrobenými skořepinami pro lýtko a chodidlo, propojenými kovovou dlahou. Kumar et al. (2023) zkoumali účinnost aditivně vyrobené peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.

K získání měrných podkladů využili Kumar et al. (2023) jak standardní antropometrické měření, tak 3D skenování (Artec Eva). Úprava 3D objektu byla provedena pomocí softwaru GOM inspect, modelace pomocí softwaru Matic (Materialise). Dále byla v programu Solidworks 2018 navržena modulární konstrukce sestávající z lýtkové objímky, skořepiny nohy a dlahy propojující obě tyto části. Části byly navrženy tak, aby je bylo možné sestavit a rozebrat pomocí matic a šroubů standardní velikosti M8. Rovná dlaha obdélníkového průřezu byla konstruována o šířce 20 mm, tloušťce 5mm a s variabilní délkou upravitelnou na základě délky tibiální kosti pacienta. Všechny části AFO byly vyrobené na 3D tiskárnách (Markforged a Raise3D pro2 plus). Pro zajištění vyhovujících mechanických vlastností byla důležitá orientace směru vláken při tisku dlahy (45°). K výrobě byly použity dva materiály. Pro výrobu objímky lýtko a skořepiny chodidla byl vybrán materiál na bázi polymeru ABS. K výrobě dlahy byl použit materiál na bázi nylonového kompozitu s uhlíkovými vlákny Onyx (Markforged) pro vysoký poměr pevnosti k hmotnosti, houževnatost, dobrou tisknutelnost a chemickou odolnost. Z ekonomického hlediska je výhodnější navrhovaná modulární konstrukce ortézy oproti AFO vyrobené výhradně z materiálu na bázi uhlíkových vláken, protože materiál z uhlíkových vláken je ve srovnání s ABS dražší.

Funes-Lora et al. (2022) popsali ve své studii šest kroků výroby od 3D skenování (OMEGA; WillowWood), přes úpravu modelu (Meshmixer), navrhování dílů, 3D tisk technikou extruze materiálu MEX (Fortus 450mc, Stratasys), až po sestavení jednotlivých segmentů.

Při navrhování skořepiny chodidla byla plocha rozdělena do čtyř konstrukčních oblastí. Pro každou z oblastí byla definována vhodná síla materiálu v závislosti na požadované pevnosti (například zvýšení pevnosti v oblasti, která je cyklicky zatěžována ohybem). V oblasti, kde bylo navrženo propojení mezi skořepinou chodidla s kovovou dlahou byly konstruovány tři plochy, které odpovídaly vnitřní straně dlahy. Byly umístěny tak, aby rovnoměrně rozkládaly zatížení z dlahy na nášlapnou plochu. Při navrhování lýtkové objímky byla rovněž vytvořena plocha pro umístění dlahy a dva otvory pro připevňovací pásek. Funes-Lora et al. (2022) zvolili jako tiskový materiál Nylon 12. Doba tisku trvala 6 hodin a doba dokončení ortézy 4 hodiny. Dlahu byla vyrobena z plechu pružinové oceli a byla upravená tak, aby odpovídala rozměrům bérce a tvaru zbývajících segmentů. Tuhost dlahy byla stanovena podle hmotnosti, stupně aktivity a obecných klinických potřeb klienta. Lýtková objímka byla opatřena stuhovým uzávěrem. Celková hmotnost AFO byla 598 g. Ortéza popsána ve studii Funes-Lora et al. (2022) byla používána po dobu 4 měsíců bez známek poškození. Subjektem byl zdravý muž ve věku 33 let s hmotností 84 kg, výškou 180 cm s aktivním životním stylem. Používal AFO na levé noze při běžných aktivitách jako jsou chůze, překonávání schodů a příležitostný běh po dobu 4 měsíců, průměrně 12 h denně. Jednou týdně byl prováděn rozhovor. Subjekt neuváděl nepohodlí při užívání.

Studie Funes-Lora et al. (2022) prokázala, že navrhovaná technologie může konkurovat tradiční výrobě. Segmentovaná AFO s aditivně vyrobenými částmi pro lýtko a chodidlo může být stejně odolná jako tradiční AFO a celkové náklady na tuto AFO byly cenově srovnatelné. Výhodami jsou krátká doba tisku a možnost rychlého nastavení ohybové tuhosti ortézy díky vyměnitelné kovové dlaze. Výroba AFO rozdělené na více segmentů umožňuje nezávislou změnu orientace tisku lýtkové objímky a skořepiny nohy. Segmentování AFO snižuje výšku finálního tisku, což snižuje možnost selhání tisku a redukuje potřebu 3D tiskáren s velkým stavebním prostorem. Autoři studie na závěr zmiňují alternativu, kdy lze na míru vyrobit pouze skořepinu nohy, zatímco dlahu a lýtkovou objímku může být vyráběna sériově.

6.3.1 Materiál dynamických ortéz

Studie Ali et al. (2021) porovnávala dynamické AFO s klouby a bez kloubů. CAD modely byly navrženy v softwaru SolidWorks a následně byla provedena analýza konečných prvků. Při analýze byly aplikovány různé materiály a testovány jejich kombinace. Nejdříve byla provedena simulace AFO s klouby z materiálu PLA. Podle výsledků bylo patrné, že veškeré napětí bylo soustředěno právě na klouby modelu. Následně byl model upraven tak, aby byly nejvíce zatěžované oblasti zpevněny uhlíkovými vlákny. Tyto dva modely byly porovnány s modelem AFO bez kloubů z materiálů PLA a Nylon 12.

Bylo zjištěno, že přidáním uhlíkových vláken došlo ke snížení maximální deformace i maximálního napětí u AFO s klouby, nicméně AFO bez kloubů z materiálů PLA a Nylon 12 vykazovalo nižší hodnoty než obě AFO s klouby. AFO bez kloubů se prokázalo jako udržitelnější, avšak AFO s klouby je mnohem efektivnější díky zajištění pohybové flexibility. Ali et al. (2021) tak potvrdili, že AFO s klouby vyžaduje velmi odolný materiál proti namáhání, jímž mohou být uhlíková vlákna.

Rovněž Raj et al. (2022) zjišťovali efektivitu přítomnosti uhlíkových vláken v aditivně vyrobené AFO. Ve studii zkoumali, jak materiál PLA a PLA vyztužený uhlíkovými vlákny (PLA-C) ovlivňuje mechanickou pevnost. Testovaná AFO byla navržena pro sedmiletou pacientku. Digitální pozitiv byl získán pomocí 3D skeneru (David SLS-3). Bylo provedeno šest skenů v různých směrech a data byla částečně automatizovaně zpracována systémem AutoMedPrint. Následovalo 3D modelování v softwaru (AutoDesk Inventor) a 3D tisk technikou FDM z materiálů PLA a PLA-C. Pro každý materiál byly vyrobeny tři vzorky, které byly upravené pro testování.

Mechanické chování obou AFO ve studii Raj et al. (2022) bylo předpovězeno pomocí metody konečných prvků. Jak při předpovědi, tak při experimentální analýze byly AFO na bázi PLA-C popisovány jako tužší a vydržely větší zatížení než AFO na bázi PLA. Bylo zjištěno, že AFO na bázi PLA-C vykazovaly méně elastické energie, což znamená, že při zatížení 160 N došlo k menší výchylce. Experiment ukázal, že uhlíkové vlákno zvyšuje pevnost a odolnost PLA, když je s ním smíchán. Autoři uvedli, že vyztužením termoplastických AFO pomocí uhlíkových vláken lze dosáhnout zvýšení síly flexe kotníku. Během testování AFO pro zatížení 160 N po pěti opakováních nebyly pozorovány žádné trhliny. To je přibližně velikost síly, kterou 16 kg vážící dítě vyvine při chůzi.

Raj et al. (2022) konstatovali, že AFO jsou pro dítě odolné, avšak vzhledem k tomu, že bylo zohledněno pouze statické zatížení, nelze tvrdit, že by AFO bylo odolné při skákání, běhu nebo hře. V rámci studie byly AFO mechanicky zatěžovány, dokud strukturálně neselhaly. Tím se určilo maximální zatížení, které by AFO mohly odolat. K poškození modelů došlo při zatížení 286,2 N pro PLA a 345,4 N pro PLA-C.

Raj et al. (2022) dále udávají, že AFO vyrobená pomocí 3D tisku je lehčí a výrobní náklady jsou výrazně nižší, než je tomu u AFO vyrobené z konvenčních materiálů.

Stejně tak již zmíněná studie Kumar et al. (2023) prokázala, že dlaha s příměsí uhlíkových vláken je funkční součástí, která může zlepšovat chůzi pacientů s peroneální parézou. K získání výsledků byla provedena kinematická a kinetická analýza chůze. U tří pacientů s jednostrannou parézou n. peroneus byla provedena srovnávací kvantitativní studie mezi chůzí zdravé nohy a nohy s parézou. Pro ověření účinnosti byly provedeny testy chůze s ortézou a bez ní. Bylo zjištěno, že dlaha ukládá a uvolňuje energii v různých fázích krokového cyklu, které jsou potřebné pro normální průběh chůze.

6.3.2 Metoda konečných prvků

Modely AFO popsané ve studii Ali et al. (2021) nebyly vytištěny, ale byla provedena analýza metodou konečných prvků (MKP) pomocí softwaru ANSYS. Stejně tak ve studii Raj et al. (2022) bylo mechanické chování obou AFO předpovězeno pomocí MKP. Zde však byly předpovědi ověřeny porovnáváním s mechanickými pevnostními zkouškami, které Raj et al. (2022) ve studii podrobně popsali. Prokázalo se, že předpovězené výsledky dobře odpovídají experimentálním výsledkům. Ukázalo se tak, že metodika předpovědi mechanické odolnosti použitá ve studii může být účinným nástrojem pro výběr materiálů v souladu se specifikacemi pomůcky. Autoři dospěli k závěru, že přesné předpovědi mohou vést ke zkvalitnění výroby, aniž by docházelo k plýtvání zdroji nebo časem.

7 VÝSLEDKY

Pro přehlednost byly studie rozděleny do tabulek. Uvedené výsledky se vztahují k výzkumným otázkám. Na základě kvalitativního vyhodnocení studií lze odpovědět na hlavní i vedlejší výzkumnou otázku.

7.1 Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin?

Z výsledků lze vyvodit, že 3D tisk je potenciálně vhodnou alternativou pro výrobu ortéz dolních končetin. Přiložené tabulky naznačují, že 3D technologie může být využita při výrobě ortéz statických i dynamických.

Tabulka 1 Komparace tradiční výroby a 3D tisku

Autor, rok	Wojciechowski et al., 2022	Mo et al., 2019
Ortéma	AFO pro děti s onemocněním CMT	FO pro běžce
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12	Nylon
Cíl	Porovnat tradiční AFO, 3D tištěné AFO se stejným designem jako tradiční AFO a 3D tištěné AFO s přepracovaným designem.	Porovnat biomechaniku běhu a vnímaný komfort běžkyň s nadměrnou pronací nohou bez ortézy, s tradiční ortézou a s 3D tištěnou ortézou.
Výsledky	3D tištěné AFO vykazovaly stejné výsledky jako tradiční AFO se stejným designem. 3D tištěné AFO s přepracovaným designem byly hodnoceny lépe.	Mezi klasickými a 3D tištěnými ortézami nebyly zjištěny přílišné rozdíly.

Z tabulky výše vyplývá, že 3D tisk může být vhodnou alternativou výroby ortéz dolních končetin.

Tabulka 2 Statické AFO

Autor, rok	Leite et al., 2019	Vishnu et al., 2020
Ortéra	Polohovací KO pro adolescenta s DMO	Ortéra pro léčbu PEC
Technika	Extruze materiálu (FDM)	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	-	PLA
Cíl	Navrhnout a vyrobit polohovací ortézu k zabránění opětovného zkrácení flexorů kolene po chirurgickém zákroku. Představit metodiku pro návrh a vývoj protéz a ortéz s využitím principů personalizované medicíny.	Navrhnout a vyrobit pomůcku nahrazující sádrování Ponsetiho metodou při PEC.
Výsledky	Studie prokázala potenciál AM v oblasti rehabilitace. Představená metodika umožňuje rychlou realizaci prototypů, snadné přizpůsobení a změny pomůcky při nízkých finančních nákladech.	Studie prokázala využitelnost aditivní výroby při léčbě PEC.

Z tabulky je zřejmé, že je 3D tisk využitelný při výrobě statických ortéz.

Tabulka 3 Dynamické AFO

Autor, rok	Funes-Lora et al., 2022	Kumar et al., 2023	Ali et al., 2021
Ortéra	Segmentovaná peroneální AFO	Segmentovaná peroneální AFO	Peroneální AFO
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12, dlahá z pružinové oceli	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlahá)	CFRP, PLA, Nylon 12
Cíl	Navrhnout a vyrobit individuální segmentovanou AFO s aditivně vyrobenými díly pro lýtko a chodidlo, propojenými kovovou dlahou.	Zkoumat účinnost aditivně vyrobené peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.
Výsledky	Studie prokázala, že navrhovaná technologie může konkurovat tradiční výrobě. Segmentovaná AFO s aditivně vyrobenými částmi pro lýtko a chodidlo může být stejně odolná jako tradiční AFO a celkové náklady na tuto AFO byly cenově srovnatelné.	Byla prokázána účinnost aditivně vyrobené segmentované peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	AFO bez kloubů se prokázalo jako odolnější. AFO s klouby vyžaduje zpevnění v namáhaných oblastech, je však výhodné, protože zachovává pohyby v kotníku.

Studie uvedené v tabulce dokládají, že 3D tisk nachází uplatnění při výrobě dynamických ortéz.

7.2 Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?

Uvedené studie kladou důraz na tvorbu návrhu, výběr materiálů a směr tiskových vláken. Nakonec je patrné, že výrobní proces může pozitivně ovlivnit začlenění analýzy metodou konečných prvků.

Tabulka 4 Navrhování

Autor, rok	Wojciechowski et al., 2022	Funes-Lora et al., 2022	Leite et al., 2019
Ortéza	AFO pro děti s onemocněním CMT	Segmentovaná peroneální AFO	Polohovací KO pro adolescenta s DMO
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	Nylon 12	Nylon 12, dlahy z pružinové oceli	-
Cíl	Porovnat tradiční AFO, 3D tištěné AFO se stejným designem jako tradiční AFO a 3D tištěné AFO s přepracovaným designem.	Navrhnout a vyrobit individuální segmentovanou AFO s aditivně vyrobenými díly pro lýtko a chodidlo, propojenými kovovou dlahou.	Navrhnout a vyrobit polohovací ortézu k zabránění opětovného zkrácení flexorů kolene po chirurgickém zákroku. Představit metodiku pro návrh a vývoj protéz a ortéz s využitím principů personalizované medicíny.
Výsledky	Bylo zjištěno, že začleněním nových konstrukčních prvků lze docílit pomůcky, která bude mít lepší biomechanické vlastnosti a bude lehčí (v této studii v průměru o 35 %). 3D tištěné AFO s přepracovaným designem byly hodnoceny lépe.	Při navrhování skořepiny chodidla byla plocha rozdělena do čtyř konstrukčních oblastí, pro které byla definována vhodná tloušťka materiálu v závislosti na požadované pevnosti.	Potvrdilo se, že 3D technologie umožňují rychlou realizaci prototypů, snadné přizpůsobení a změny pomůcky při nízkých finančních nákladech. Tím je umožněna vyšší úroveň personalizace návrhu a zvyšuje se akceptabilita pomůcky.

Studie uvedené v tabulce upozorňují na výhody 3D navrhování ortéz.

Tabulka 5 Uhlíková vlákna

Autor, rok	Raj et al., 2022	Kumar et al., 2023	Ali et al., 2021
Ortéza	AFO	Segmentovaná peroneální AFO	Peroneální AFO
Technika	Extruze materiálu (FDM)	Extruze materiálu	-
Materiál	PLA, PLA-C	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlaha)	CFRP, PLA, Nylon 12
Cíl	Zkoumat, jak materiál PLA a PLA vyztužený uhlíkovými vlákny (PLA-C) ovlivňuje mechanickou pevnost aditivně vyrobené AFO.	Zkoumat účinnost aditivně vyrobené peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.
Výsledky	Studie ukázala, že AFO na bázi PLA-C byly tužší a vydržely větší zatížení než AFO na bázi PLA. Bylo zjištěno, že AFO na bázi PLA-C vykazovaly méně elastické energie. Experiment ukázal, že příměs uhlíkového vlákna zvyšuje pevnost a odolnost PLA.	Studie prokázala, že dlahy s příměsí uhlíkových vláken je funkční součástí, která zlepšuje chůzi pacientů s peroneální parézou. Dlahy ukládají a uvolňují energii v různých fázích krokového cyklu, které jsou potřebné pro normální průběh chůze.	Bylo zjištěno, že přidáním uhlíkových vláken došlo ke snížení maximální deformace i maximálního napětí u AFO s klouby.

Z tabulky vyplývá, že mechanické vlastnosti ortézy může pozitivně ovlivnit volba materiálu s příměsí uhlíkových vláken.

Tabulka 6 Orientace tisku

Autor, rok	Funes-Lora et al., 2022	Kumar et al., 2023	Wojciechowski et al., 2022
Ortéza	Segmentovaná peroneální AFO	Segmentovaná peroneální AFO	AFO pro děti s onemocněním CMT
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12, dlahy z pružinové oceli	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlaha)	Nylon 12
Poznámky	Segmentování AFO umožňuje nezávislou změnu orientace tisku jednotlivých dílů a snižuje výšku finálního tisku.	Pro zajištění vyhovujících mechanických vlastností dlahy byla důležitá orientace směru vláken 45°.	Pro zvýšení pevnosti byl model otočen o 45° ve všech rovinách (pokud se nevešel do stavebního prostoru, byl úhel upraven).

Studie uvedené v tabulce zmiňují význam způsobu uložení dílů v tiskárně (ovlivnění orientace směru vláken).

Tabulka 7 Metoda konečných prvků

Autor, rok	Ali et al., 2021	Raj et al., 2022
Ortéma	Peroneální AFO	AFO
Technika	-	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	CFRP, PLA, Nylon 12	PLA, PLA-C
Cíl	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.	Zkoumat, jak materiál PLA a PLA vyztužený uhlíkovými vlákny (PLA-C) ovlivňuje mechanickou pevnost aditivně vyrobené AFO.
Poznámky	Na základě analýzy MKP bylo zjištěno, že AFO bez kloubů je odolnější než AFO s klouby. AFO s klouby byla upravena tak, aby byly nejvíce zatěžované oblasti zpevněny.	Prokázalo se, že předpovězené výsledky dobře odpovídají experimentálním výsledkům. Bylo prokázáno, že metodika předpovědi mechanické odolnosti použitá ve studii může být účinným nástrojem pro výběr materiálů.

Z tabulky je patrné, že analýza metodou konečných prvků (MKP) může vést ke zkvalitnění výroby ortéz.

8 DISKUZE

Výsledky ukázaly, že 3D tisk může být vhodnou alternativou výroby ortéz. 3D technologie lze úspěšně využít v ortotice dolních končetin k výrobě jak statických (Leite et al., 2019; Vishnu et al., 2020), tak dynamických ortéz (Funes-Lora et al., 2022; Kumar et al., 2023; ALi et al., 2021) s ohledem na výběr materiálu a tiskovou metodu. Výzkum navíc zdůrazňuje přínosy 3D navrhování a využití analýzy metodou konečných prvků.

Práce ortotika začíná zjištěním klientových potřeb na základě žádosti lékaře, provedením anamnézy a vyšetřením. Poté následuje získávání měrných podkladů. V tuto chvíli musí rozhodnout, zda využít tradiční sádrovací techniku nebo se přiklonit ke 3D skenování.

Odběr měrných podkladů může být pro klienta zatěžující a vyžaduje jistou zručnost ortopedického technika. Negativní odlitek získávaný pomocí sádrových obinadel vyžaduje několik minut čekání, dokud obinadlo neztvrdne v žádoucí poloze, přičemž tuhnutí sádry vyvolává exotermickou reakci. U malých dětí může být náročné snímání sádrového negativu z těla (Brozmanová, 2010). V praxi se navíc můžeme setkat se špatnou reakcí na sádrování, protože se neobejde bez ušpinění.

Skenování oproti tomu nabízí “čistou” a pohodlnou formu měření. Pro získání kvalitního obrazu je však zapotřebí spolupráce ortotika a klienta. Skenovaná část těla by se neměla pohybovat. To není možné zajistit v případech, kdy je dítě příliš malé nebo klient není schopen porozumět a vyhovět požadavku.

Při získávání negativu je významná palpace, kterou skenování nenahradí. U končetin je navíc většinou vhodné korigovat je do správného postavení. Korekční držení, které se běžně provádí během sádrování, znamená při skenování zakrytí některých částí těla rukama technika (Köster, 2018). Zcela bezkontaktní měření nevykazuje uspokojivé výsledky ve všech případech. Řešením může být využití zařízení, které dokáže simulovat korekci těla tlakem korekčních podložek (Kienzle, Schläfer, 2018). Polohovací pomůcky je však následně nezbytné digitálně oddělit, což může být časově náročné. Další možností, jak získat sken může být provedením negativu materiálem s rovnoměrnou tloušťkou stěny. Poté negativ naskenovat a následně tloušťku materiálu digitálně odečíst. Výhodou této metody je zachování palpce a korekce (Kempf et al., 2021). Nevýhodou použití obvazu

syntetizovaného PUR je, že jím nelze vykreslit detaily tak přesně jako sádrou (Wong et al., 2019). Další možností je kombinace obou technik. Tedy zhotovení sádrového negativu a vytvoření klasického modelu, který je následně naskenován. Zde se však ztrácí časová úspora, která má být výhodou ve výrobním procesu (Kempf et al., 2021). V některých případech zůstává jednoduše nejvhodnějším řešením tradiční technika.

Dalším krokem je tvorba modelu. Pro usnadnění digitálního modelování byla vytvořena řada programů a šablon. Digitální úpravy modelů vycházejí z ortopedických principů působení a jsou většinou shodné s tradičním sádrovým modelováním (Kienzle, Schläfer, 2018). Funkce digitálního modelování mohou být srovnatelné s nástroji využívanými při ručním modelování. Přesun z tradičního na digitální modelování může usnadnit využití haptického vstupní zařízení 3D rozhraní se silovou zpětnou vazbou (tzv. force feedback), kde jsou digitální data na obrazovce “citelná” jako by byla skutečná (Köster, 2018).

Digitální modelování může být usnadněno udržováním knihovny modelů. Ty se však musí umět vhodně využívat (Köster, 2018; Urban, 2021). Nevýhodou používání modelů z kategorizovaných knihoven může být nedostatečné přizpůsobení skutečnému tvaru těla. Takto vytvořený model nezdědka vyžaduje pozdější úpravy (Urban, 2021).

Knihovny modelů lze využít i při následném navrhování pomůcky. Druhou možností je vytvořit vždy zcela nový návrh. Tato metoda však může být velmi časově náročná (Urban, 2021).

Ať už konstruujeme ortézu na sádrový nebo digitální model, musí být v první řadě zajištěna funkčnost pomůcky. Při navrhování využíváme stejných biomechanických principů jako je pákový princip, třibodový princip a další (Brozmanová, 2010; Černý, 2012).

Ortéza je tvořena skořepinou a dalšími potřebnými díly. Výhodou 3D navrhování je možnost využít 3D modely komponentů jako jsou klouby apod. poskytnutých výrobcí (Köster, 2018).

Další výhodou 3D navrhování je výroba lehčích dílů na základě topologické optimalizace. Ta spočívá v odstraňování nepotřebného materiálu při zachování dostatečných mechanických vlastností (Diegel et al., 2020). Například skořepina chodidla může být rozdělena do několika konstrukčních oblastí, kdy pro každou z nich může být

definována jiná síla materiálu v závislosti na požadované pevnosti (například zvýšení pevnosti v oblasti, která je cyklicky zatěžována ohybem) (Funes-Lora et al., 2022). Snížení hmotnosti pomůcky může být docíleno také umístěním otvorů, například na dorzální straně lýtkové objímky nebo vhodným umístěním prvků na zapínání (redukci dalších komponentů) (Wojciechowski et al., 2022). Digitální navrhování může vést také k lepší prodyšnosti pomůcek a tím zvýšit jejich akceptabilitu (Kienzle, Schläfer, 2018). Minimalizování hmotnosti však nesmí být na úkor dostatečné tuhosti a pevnosti ortézy (Černý, 2011).

Prispět k používání ortopedických pomůcek může jejich estetika. Ta může napomáhat k lepšímu přijetí pomůcky uživatelem i okolím (Husić, 2003). Přijatelnost ortézy lze zvýšit personalizací návrhu (Leite et al., 2019). Povrch tradičně vyráběných ortéz bývá barevně upravován pomocí vodního tisku nebo transferovým papírem (Wong et al., 2019).

3D tisk nabízí oproti tradiční výrobě svobodnější design. Omezení můžeme nalézt ve výběru tiskových materiálů, ovšem tato oblast se neustále vyvíjí.

Ortézy vyráběné konvenčními metodami – hlubokým tažením nebo laminováním, jsou nejčastěji vyráběny z termoplastů a kompozitů z pryskyřice a uhlíkových vláken. Plasty se staly dominantním materiálem díky snadné tvarovatelnosti. Kompozity se vyznačují vysokou pevností a schopností snášet tlakové a ohybové namáhání (Wong et al., 2019).

Většina ortéz je vyrobena kombinací několika materiálů, které jsou k sobě přišity, přinýtovány nebo přilepeny (Wong et al., 2019). Vlastnosti ortézy ovlivňuje výběr a zpracování použitého materiálu. Například u AFO určené pro chůzi musíme brát v úvahu dlouhodobé cyklické namáhání, ale také další aspekty, aby byla pomůcka funkční. (Černý, 2011).

Z výsledků vyplývá, že mechanické vlastnosti 3D tištěné AFO může pozitivně ovlivnit volba materiálu s příměsí uhlíkových vláken (Raj et al., 2022; Kumar et al., 2023; Ali et al., 2021). Materiál PLA-C dokáže zvýšit mechanickou pevnost ortézy. Jak při předpovědi, tak při experimentální analýze byly AFO na bázi PLA-C popisovány jako tužší a vydržely větší zatížení než AFO na bázi PLA. Vyztužením termoplastických AFO

pomocí uhlíkových vláken lze dosáhnout zvýšení síly flexe kotníku. Během testování AFO pro zatížení 160N po pěti opakováních nebyly pozorovány žádné trhliny (Raj et al., 2022).

Stejně tak bylo prokázáno, že dlaha s příměsí uhlíkových vláken je funkční součástí, která může zlepšovat chůzi pacientů s peroneální parézou. Bylo zjištěno, že dlaha ukládá a uvolňuje energii v různých fázích krokového cyklu, které jsou potřebné pro normální průběh chůze (Kumar et al., 2023).

Po porovnání dynamických AFO s klouby a bez kloubů, kdy byly aplikovány různé materiály a testovány jejich kombinace, bylo zjištěno, že AFO s klouby vyžadují velmi odolný materiál proti namáhání, jímž mohou být uhlíková vlákna. Přidáním uhlíkových vláken došlo ke snížení maximální deformace i maximálního napětí u AFO s klouby (Ali et al., 2021).

Pro kontrolu návrhu může být úspěšně využita metoda konečných prvků. Mechanické chování AFO bylo předpovězeno pomocí MKP a následně byly předpovědi ověřeny porovnáním s mechanickými pevnostními zkouškami. Prokázalo se, že předpovězené výsledky dobře odpovídají experimentálním výsledkům (Raj et al., 2022).

Z ekonomického hlediska se prokázala výhodnou modulární konstrukce AFO sestavená dílů vyrobených z více materiálů (Kumar et al., 2023). Oproti AFO vyrobené výhradně z jednoho materiálu je segmentovaná AFO levnější, protože může kombinovat levnější a dražší materiály v různých částech ortézy podle požadovaných vlastností.

Z výsledků se může zdát, že výrobní náklady 3D tištěné AFO jsou výrazně nižší, než je tomu u AFO vyrobené z konvenčních materiálů (Raj et al., 2022). Zde je nutné objasnit, že ve studiích interpretovaných v této práci, byla využita k výrobě výhradně technika MEX. Při použití jiných vhodných technik by výrobní náklady vzrostly. Náklady na materiál a tisk metodami SLS nebo MJF jsou v průměru vyšší než při hlubokém tažení konvenčních materiálů. Proto je aditivní výroba finančně náročnější než tradiční (Kahle, 2020). Pořizovací náklady SLS tiskáren mohou být vysoké, což může být pro výrobce překážkou. Některé společnosti proto využívají služeb externích poskytovatelů tisku (Kienzle, Schläfer, 2018).

Ačkoli se MEX, potažmo FDM ukazuje jako nejpoužívanější způsob 3D tisku, nevýhodou této technologie je, že díly bývají anizotropní. Vazba mezi jednotlivými vrstvami dílu je slabší než samotný tiskový materiál, což způsobí, že je díl slabší ve

vertikálním směru (Z), než ve směru horizontálním (X,Y). Proto tato technologie není vhodná pro výrobu dílů, které mohou být namáhány tahem. Ten by mohl způsobit oddělení vrstev. Další nevýhodou je nízká kvalita povrchu dílu. Zejména mírně se svažující části mívají viditelný “schodovitý” povrch (Diegel et al., 2020; Kahle, 2020; Kienzle, Schläfer, 2018).

FDM může být ideálním nástrojem k výrobě prototypů a dílů pro zkoušení padnutí tvaru s nízkými finančními náklady (Kienzle, Schläfer, 2018; Kahle, 2020). Nebo finálních dílů v případě, kdy předpokládáme, že ke korekci postačí použití minimální síly (Vishnu et al., 2020).

V praxi se však ukazuje, že pomůcka musí často vydržet namáhání větší, než je síla potřebná k terapii. Například se setkáváme se s tím, že děti chodí v polohovacích ortézách určených na spaní.

Technologií MJF je možné docílit přesného, homogenního kompozitu s mírně drsným, ale přesným povrchem. Nevýhodou může být menší výběr barev materiálu (Kienzle, Schläfer, 2018).

Procesem fotopolymerizace na bázi pryskyřice CLIP lze docílit kvalitního povrchu s neviditelnou strukturou vrstev. Tato technologie je ve srovnání s ostatními poměrně rychlá (Kienzle, Schläfer, 2018).

Jako nejvýhodnější pro tisk finálních produktů se označovává metoda SLS (Kienzle, Schläfer, 2018). Výhodou SLS je vysoká pevnost dílů, které jsou relativně izotropní ve všech směrech. Případnou anizotropii je možné minimalizovat následným zpracováním. Nevýhodou je schodovitý efekt na povrchu zakřivených částí dílu (Diegel, a další, 2020).

Díly vyrobené metodami MJF, SLS a FDM mají horší kvalitu povrchu, než je tomu u konvenčně vyráběných dílů. Je proto nutné jejich následné opracování (Urban, 2021).

Kvalitu 3D vytištěného produktu mohou ovlivnit kvalita STL souboru, kvalita tiskového materiálu, podmínky umístění tiskárny a také poloha objektu v konstrukčním prostoru (Kienzle, Schläfer, 2018). Pro zvýšení pevnosti je vhodné přizpůsobit orientaci dílu na platformě (otočit model na platformě o 45°) (Wojciechowski et al., 2022; Kumar et al. 2023; Funes-Lora et al., 2022).

Ne všechny díly je možné realizovat pomocí 3D tisku. Výrobu řady pomůcek lze započít skenováním, následně digitálně zpracovat, ale netisknout. Běžné je CNC frézování modelu z tvrdé pěny s následnou konvenční výrobou (Kahle, 2020).

Zásadní pro konzervativní léčbu je režim používání pomůcky určený předepisujícím lékařem, pravidelné kontroly změn skeletu i změn na pomůčkách, a jejich vhodné přizpůsobení, aby se účinnost v průběhu léčby nesnížila (Černý, 2012). Ortotik provádí kontrolu padnutí a terapeuticko-mechanické funkce pomůcky.

Velkou výhodou termoplastů je možnost opakovaně je nahřívat a tvarovat, což umožňuje vykonávat drobné úpravy pomůcky. Díly vyrobené metodami MJF, SLS a FDM však mají pouze omezenou tepelnou tvarovatelnost (Urban, 2021). Úprava pomůcek vyrobených z PA11 nebo PA12 je náročnější, než je tomu u běžně používaných termoplastů (Kahle, 2020). Pokud došlo v období mezi skenováním a předáváním pomůcky k výraznějším změnám těla klienta, je často nezbytné výrobu opakovat (Kienzle a Schläfer, 2018).

Za limity této práce považuji, že mezi analyzované studie byly zahrnuty výhradně ty, které se věnovaly AFO a FO. Další bádání by mohlo více směřovat k problematice 3D skenování a digitálnímu modelování. Realita práce s klienty ortopedické protetiky je různorodá. Pro další výzkum by bylo zajímavé sledovat podmínky vhodné pro 3D skenování.

9 ZÁVĚR

Výsledky této práce naznačují, že 3D tisk má potenciál nahradit konvenční výrobu ortéz v mnoha ohledech. 3D tisk může poskytovat vhodnou alternativu pro výrobu ortéz dolních končetin, jak statických, tak dynamických. Klíčové je zvolit správný materiál a metodu tisku. 3D technologie je možné začlenit do výrobního procesu s ohledem na jejich vhodnost a výhodnost v konkrétních případech.

Proces výroby začíná už vyhodnocením způsobu odběru měrných podkladů. Na základě zdravotního stavu a možností klienta je důležité rozhodnout se mezi klasickou sádrovou technikou a 3D skenováním, přičemž každá metoda má své výhody a nevýhody.

3D skenování nabízí čistší a pohodlnější způsob získávání dat, ačkoli vyžaduje spolupráci ortotika a klienta a dodržení statické polohy během skenování. Při získávání negativu je v některých případech důležitá palpace, kterou nelze plně nahradit skenováním.

Při tvorbě modelu a navrhování pomůcky nabízí aditivní výroba využití programů a šablon, které mohou práci usnadnit, využívají-li se správně. Ať už konstruueme ortézu na sádrový nebo digitální model, musí být v první řadě zajištěna funkčnost pomůcky. Při navrhování uplatňujeme v obou případech stejné biomechanické principy běžně využívané v ortotice.

Ortéza je tvořena skořepinou a dalšími potřebnými díly. Výhodou 3D navrhování je vedle svobody designu možnost výroby lehčích dílů na základě topologické optimalizace.

Volba materiálu je klíčová pro vlastnosti ortéz. Různé materiály a jejich kombinace mohou být využity k dosažení požadované funkce. To platí u ortéz vyrobených tradičními postupy i 3D tiskem. Je třeba zdůraznit, že 3D tisk není vhodný ve všech případech, a že některé ortopedické pomůcky mohou vyžadovat kombinaci různých výrobních technik.

Chceme-li využívat nové technologie v ortopedické protetice, nesmíme opomenout různorodost práce s klienty, zejména v závislosti na věku a typu jejich postižení. Musíme se zajímat pro které klienty, za jakých podmínek a v jaké fázi výroby je vhodné 3D technologie využívat.

Zařazení digitálních technologií do výrobního procesu může přispět k tomu, abychom díky zkrácení výrobního času mohli věnovat více času klientům. Zásadní je

potřeba odborníků ortopedické protetiky, kteří se budou zároveň 3D technologie efektivně využívat.

SEZNAM LITERATURY

ALI, Hazrat; SMAGULOV, Zhalgas a OTEPBERGENOV, Temirlan, 2021. Finite element analysis of the CFRP-based 3D printed ankle-foot orthosis. Online. *Procedia Computer Science*. Roč. 179, s. 55-62. ISSN 1877-0509. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050920324455>. [cit. 2024-02-28].

BROZMANOVÁ, Blažena; SPIŠÁKOVÁ, Jana a KOKAVEC, Milan, 2010. *Aktuality z ortopedickéj protetiky*. Bratislava: HERBA. ISBN 978-80-89171-77-4.

ČERNÝ, Pavel, 2011. *Technické základy a materiály pro obor ortotika-protetika*. 1. Praha: Ortotika. ISBN 978-80-260-0930-6.

ČERNÝ, Pavel, 2012. Silové působení končetinových a trupových ortéz: možnosti přesné verifikace. *Ortopedická protetika*. Č. 18. ISSN 1212-6705.

DIEGEL, Olaf; NORDIN, Axel a MOTTE, Damien, 2019. *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing*. Online. 1. Springer Singapore. Dostupné z:

<https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-981-13-8281-9>. [cit. 2024-03-17].

FUNES-LORA, Miguel; POSH, Ryan; WENSMAN, Jeffrey a SHIH, Albert, 2022. Design of a segmented custom ankle foot orthosis with custom-made metal strut and 3D-printed footplate and calf shell. Online. *Prosthetics and Orthotics International*. Roč. 46, č. 1, s. 37-41. ISSN 0309-3646. Dostupné z:

https://journals.lww.com/poijournal/abstract/2022/02000/design_of_a_segmented_custom_ankle_foot_orthosis.7.aspx. [cit. 2024-02-26].

HOHMANN, Dietrich a UHLIG, Rolf, 2005. *Orthopäedische Technik*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG. ISBN 3-13-135929-3.

HUSIĆ, Ivan, 2003. *Ortotika: Doporučný učební text pro rekvalifikační kurzy*. Praha. FOPTO.

CHUA, Chee Kai a LEONG, Kah Fai, 2014. *Additive Manufacturing: Principles And Applications (With Companion Media Pack) - Fourth Edition Of Rapid Prototyping*. Singapore: Word Scientific Publishing Company. ISBN 9814578495.

KAHLE, Christoph, 2020. Effizienzsteigerung durch additive Fertigung in der Orthopädie-Technik. Online. *Orthopädie Technik*. Roč. 71, č. 2, s. 34–41. ISSN 0340-5591. Dostupné z: <https://360-ot.de/effizienzsteigerung-durch-additive-fertigung-in-der-orthopaedie-technik/>. [cit. 2024-02-24].

KAPHINGST, Wieland, 2004. *Ortotika: pro učební obor technické ortopedie. Základy ortotiky dolních a horních končetin*. Praha: FOPTO.

KEMPF, Teresa; STEIL, J; FALKENBERG, S a SPINTZYK, S, 2021. Einstieg in die additive Fertigung in der Silikontechnik. Online. *Orthopädie Technik*. Roč. 72, č. 1, s. 50-53. ISSN 0340-5591. Dostupné z: <https://360-ot.de/einstieg-in-die-additive-fertigung-in-der-silikontechnik/>. [cit. 2024-02-24].

KIENZLE, Christian a SCHLÄFER, Michael, 2018. Integration additiver Fertigungsverfahren (3D-Druck) in den orthopädiotechnischen Versorgungsalltag. Online. *Orthopädie Technik*. Roč. 2018, č. 5, s. 48-55. ISSN 0340-5591. Dostupné z: <https://360-ot.de/integration-additiver-fertigungsverfahren-3d-druck-in-den-orthopaedietechnischen-versorgungsalltag/>. [cit. 2024-02-24].

KÖSTER, Antonius, 2018. Möglichkeiten der digitalen Prozesskette in der Orthopädie-Technik. Online. *Orthopädie Technik*. Roč. 2018, č. 5, s. 58–66. ISSN 0340-5591. Dostupné z: <https://360-ot.de/moeglichkeiten-der-digitalen-prozesskette-in-der-orthopaedie-technik/>. [cit. 2024-02-23].

KŘÍŽEK, Michal, 1992. Padesát let metody konečných prvků. Online. *Pokroky matematiky, fyziky a astronomie*. Roč. 37, č. 3, s. 129-140. Dostupné z: <http://eudml.org/doc/37047>. [cit. 2024-03-15].

KUMAR, Rohit; KUMAR, Rajesh; KALRA, Parveen; SAXENA, Somya; GUPTA, Ranjeetkumar et al., 2023. Effectiveness of 3D printed carbon fiber composite strut in customized ankle foot orthosis. Online. *Composite Structures*. Roč. 324, č. 117540. ISSN 0263-8223. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263822323008863>. [cit. 2024-02-26].

LEITE, Marco; SOARES, Bruno; LOPES, Vanessa; SANTOS, Sara a SILVA, Miguel T., 2019. Design for personalized medicine in orthotics and prosthetics. Online. *Procedia*

CIRP. Roč. 84, s. 457-461. ISSN 2212-8271. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827119309011>. [cit. 2024-02-28].

MO, Shiwei; LEUNG, Sam H. S.; CHAN, Zoe Y. S.; SZE, Louis; MOK, Kam-Ming et al., 2019. The biomechanical difference between running with traditional and 3D printed orthoses. Online. *Journal of Sports Sciences*. Roč. 37, č. 19, s. 2191-2197. ISSN 1466-447X. Dostupné z:

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2019.1626069>. [cit. 2024-02-29].

RAJ, Ratnesh; DIXIT, Amit Rai; ŁUKASZEWSKI, Krzysztof; WICHNIAREK, Radosław; RYBARCZYK, Justyna et al., 2022. Numerical and Experimental Mechanical Analysis of Additively Manufactured Ankle–Foot Orthoses. Online. *Materials*. Roč. 15, č. 17, article 6130. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1996-1944/15/17/6130>. [cit. 2024-02-28].

Shrnutí základních technologií 3D tisku, 2023. Online. Sharplayers. Dostupné z: <https://eshop.sharplayers.cz/a/technologie-3d-tisku>. [cit. 2024-03-23].

URBAN, Bernd, 2021. Aspekte der Automatisierung in der Orthopädie-Technik durch CAD und Additive Fertigung. Online. *Orthopädie Technik*. Roč. 72, č. 1, s. 44-49. ISSN 0340-5591. Dostupné z: <https://360-ot.de/aspekte-der-automatisierung-in-der-orthopaedie-technik-durch-cad-und-additive-fertigung/>. [cit. 2024-02-24].

VISHNU, Ashish; ZACHARIA, Tom a PAUL, Lijo, 2020. Design and development of orthosis for clubfoot correction in infants an additive manufacturing approach. Online. *Materials Today: Proceedings*. Roč. 27, č. 3, s. 2605-2608. ISSN 2214-7853. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785319337563>. [cit. 2024-02-26].

WOJCIECHOWSKI, Elizabeth A.; CHENG, Tegan L.; HOGAN, Sean M.; MUDGE, Anita J.; BALASSONE, Daniel et al., 2022. Replicating and redesigning ankle-foot orthoses with 3D printing for children with Charcot-Marie-Tooth disease. Online. *Gait & Posture*. Roč. 96, s. 73-80. ISSN 0966-6362. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663622200131X?fr=RR-1&ref=cra_js_challenge. [cit. 2024-03-01].

WONG, M. S.; BEYGI, Babak Hassan; ZHENG, Yu a NARAYAN, Roger, 2019. Materials for Exoskeletal Orthotic and Prosthetic Systems. Online. In: *Encyclopedia of*

Biomedical Engineering. 1. Elsevier, s. 352–367. ISBN 9780128048290. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/324085144_Materials_for_Exoskeletal_Orthotic_and_Prosthetic_Systems. [cit. 2024-03-15].