

**Univerzita Karlova  
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Ergoterapie pro dospělé



**Bc. Klára Gazdová**

**Návrh univerzálních modelů pomůcek pro výrobu pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku**

The Design of Universal Models of Assistive Devices for Production Using a 3D Printing to Improve the Self-sufficiency of People with Acquired Brain Injury

Diplomová práce

Vedoucí závěrečné práce: Bc. Zuzana Rodová, M.Sc.

Praha, 2022

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěla bych poděkovat vedoucí diplomové práce, paní Bc. Zuzaně Rodové, M.Sc.za vedení, cenné poznámky, odborné připomínky a podporu v průběhu zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat panu Ing. Janu Fojtů za spolupráci a za odbornou podporu v procesu 3D modelování, automatického generování 3D modelů a při vytváření výkresů kompenzačních pomůcek. V neposlední řadě patří díky ergoterapeutkám v Rehabilitačním ústavu Kladruby a ERGO Aktiv o.p.s., které mi byly nápomocny s vytipováním vhodných pacientů.

## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval/a samostatně a že jsem řádně uvedl/a a citoval/a všechny použité literární zdroje. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 19. 04. 2022

Bc. Klára Gazdová

---

Podpis studenta

## **IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM**

GAZDOVÁ, Klára. *Návrh univerzálních modelů pomůcek pro výrobu pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku. [The Design of Universal Models of Assistive Devices for Production Using a 3D Printing to Improve the Self-sufficiency of People with Acquired Brain Injury]*. Praha, 2022. 74 stran, 3 přílohy. Diplomová práce (Mgr.). Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí diplomové práce Bc. Zuzana Rodová, M.Sc..

## **ABSTRAKT DIPLOMOVÉ PRÁCE**

**Jméno, příjmení:** Bc. Klára Gazdová

**Vedoucí práce:** Bc. Zuzana Rodová, M.Sc.

### **Název diplomové práce:**

Návrh univerzálních modelů pomůcek pro výrobu pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku

### **Abstrakt diplomové práce:**

Východiska: Pacienti se získaným poškozením mozku často potřebují vybavení personalizovanými kompenzačními pomůckami, pro zvýšení zapojení paretické horní končetiny a soběstačnosti. Jednou z technologií výroby pomůcek je 3D tisk, který je využíván v zahraničí. Limitem je odborná a časová náročnost při přípravě 3D modelů pomůcek pro tisk. Snížení této náročnosti je možné vytvořením univerzálních 3D modelů, které umožní změnu rozměrů pomůcky bez odborného zásahu.

Formulace cíle: Hlavním cílem je vytvoření univerzálních 3D modelů pomůcek. Tyto pomůcky pomohou pacientům v zapojení paretické horní končetiny a soběstačnosti. Na základě analýzy byly vybrány personální všední denní činnosti u pacientů se získaným poškozením mozku.

Metodologie: Autor vytvořil *Záznamový formulář* pro sběr dat, k němu byly vytvořeny pokyny pro minimalizaci subjektivity při získání dat jinými ergoterapeuty. Sběr dat prováděl autor v Rehabilitačním ústavu Kladruby a ERGO Aktiv o.p.s. *Záznamový formulář* byl rozeslán ergoterapeutům pracujícím s cílovou skupinou pacientů, ale modely byly vytvářeny z dat sesbíraných pouze samotným autorem.

Výsledky: Na základě vyhodnocení dat autora, byly vytvořeny univerzální 3D modely: modifikovaná rukojeť příboru, modifikovaný úchop nádoby na pití a kompenzační pomůcka pro psaní.

Závěr: Využití technologie 3D tisku je pro obor ergoterapie velmi perspektivní. Existuje více způsobů řešení odborné náročnosti. Vytvoření univerzálních 3D modelů odpovídá uvažovanému rozšíření a zrychlení přípravy pomůcky v režimu „JIT (just in time)“. Z důvodu malého vzorku jsou modely univerzální v této práci pouze pro testovaný vzorek. Pro reálnou aplikaci je třeba podrobit navržené modely a *Záznamový formulář* testování.

**Klíčová slova:** kompenzační pomůcky, 3D tisk, získané poškození mozku, soběstačnost, ergoterapie

## **ABSTRACT**

**Author:** Bc. Klára Gazdová

**Supervisor:** Bc. Zuzana Rodová, M.Sc.

### **Title:**

The Design of Universal Models of Assistive Devices for Production Using a 3D Printing to Improve the Self-sufficiency of People with Acquired Brain Injury

### **Abstract:**

**Background:** Patients with acquired brain injury often need to be equipped with personalized compensatory aids to increase paretic upper limb involvement and self-sufficiency. One of technologies for production of aids is 3D printing, which is use abroad. Limit is professional and time consuming in preparation of 3D models of printing aids. Reducing this complexity is possible by creating universal 3D models that allow change dimensions of aid without professional intervention.

**Goal:** Main goal is design universal 3D models of aids. Aids help patients engage paretic upper limb and increase self-sufficiency. Based on analysis, activities of daily living in patients with acquired brain injury were selected.

**Methodology:** Author created Record Form data collection, guidelines were created to minimize subjectivity in acquisition of data from occupational therapists. Author collected data at Rehabilitation Institute Kladruby and ERGO Aktiv o.p.s. Record form was distributed to occupational therapists working with target group of patients, but models were created from collected data by author.

**Results:** Based on the evaluation of author's data, universal 3D models were created for: cutlery handle, handle for cup and writing aid.

**Conclusion:** Use 3D printing technology is very promising for field of occupational therapy. There are several ways to deal with professional demands. Creation of universal 3D models corresponds to considered extension and acceleration of preparation of aid in "JIT (just in time)" mode. Due to small sample, models are universal only for tested sample. For real application, it is necessary to subject proposed models and Record Form to testing.

**Key words:** Assistive Devices, 3D Printing, Acquired Brain Injury, Self-sufficiency, Occupational Therapy



# OBSAH

1	ÚVOD .....	1
2	TEORETICKÁ ČÁST .....	3
2.1	Získané poškození mozku .....	3
2.1.1	Cévní onemocnění mozku .....	3
2.1.2	Kraniocerebrální trauma .....	3
2.1.3	Nitrolební nádory .....	4
2.1.4	Zánětlivá onemocnění mozku .....	4
2.2	Rehabilitace .....	4
2.2.1	Ergoterapie .....	5
2.2.2	Asistivní technologie .....	6
2.3	Technologie 3D tisku .....	10
2.3.1	Proces .....	10
2.3.2	Typy tiskáren .....	11
2.3.3	Materiály .....	11
2.3.4	Výhody a nevýhody .....	12
2.4	Využití 3D tisku ve zdravotnictví .....	12
2.4.1	Anatomické modely .....	13
2.4.2	Farmaceutický průmysl .....	14
2.4.3	Zdravotnické pomůcky .....	14
2.4.4	3D bioprinting .....	16
2.4.5	3D skenování .....	17
2.5	Využití 3D tisku v ergoterapii .....	18
2.5.1	Protézy horní končetiny .....	18
2.5.2	Ortotické pomůcky .....	23
2.5.3	Kompenzační pomůcky .....	28
2.5.4	Další využití .....	34



2.5.5	Technická náročnost .....	34
2.5.6	Finanční hlediska .....	36
3	PRAKTICKÁ ČÁST .....	39
3.1	Cíle práce, výzkumné otázky .....	39
3.1.1	Cíle diplomové práce .....	39
3.1.2	Výzkumné otázky .....	39
3.2	Metodologie diplomové práce .....	39
3.2.1	Typ práce .....	39
3.2.2	Výzkumný soubor .....	40
3.2.3	Výběr vzorku .....	41
3.2.4	Metody tvorby dat.....	42
3.2.5	Popis postupu.....	43
3.2.6	Etická hlediska výzkumu .....	44
3.2.7	Metody analýzy dat.....	45
3.3	Výsledky pilotáže.....	45
3.3.1	Popis vzorku pilotáže.....	46
3.3.2	Popis výsledků .....	48
3.3.3	Odpověď na výzkumné otázky .....	55
3.3.4	Vytvořené 3D modely pro vybrané položky soběstačnosti .....	57
4	DISKUZE .....	65
4.1.1	Interpretace výsledků.....	65
4.1.2	Potenciální zdroj nepřesností a limitace .....	66
4.1.3	Konfrontace výsledků s literaturou.....	67
4.1.4	Zasazení výsledků do širšího kontextu .....	70
4.1.5	Hodnocení cílů.....	71
4.1.6	Argumentace výběru literálních zdrojů .....	72
5	ZÁVĚR.....	73

6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	75
7	SEZNAMY .....	83
	7.1 Seznam zkratek .....	83
	7.2 Seznam tabulek .....	84
	7.3 Seznam grafů.....	84
	7.4 Seznam obrázků .....	84
	7.5 Seznam příloh .....	86
8	PŘÍLOHY .....	87
	8.1 Příloha č. 1 Záznamový formulář .....	87
	8.2 Příloha č. 2 Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře .....	90
	8.3 Příloha č. 3 Informovaný souhlas pacienta .....	97

# 1 ÚVOD

Dle Santose et al. (2019) žije ve světové populaci 785 (15,6%) až 975 (19,4%) milionů lidí nad patnáct let, kteří žijí s nějakou formou disability. Jako hlavní příčiny způsobující disability zmiňuje globální stárnutí spojené s růstem incidence chronických onemocnění, kde dominují diabetes mellitus, kardiovaskulární onemocnění, úrazy, Parkinsonova nemoc a získaná poškození mozku. Disability je příčinou poklesu soběstačnosti, omezení zapojení postižené končetiny do činností, ztráty zaměstnání, vyšších ekonomických nákladů, sociální izolace a psychologických problémů (Krivošíková, 2011).

Výše zmíněným trendem roste potřeba rehabilitačních pracovníků, kteří by byly schopni snižovat funkční omezení osob s disability a zvyšovat jejich schopnost se zapojit do každodenního života ve společnosti (Santos et al., 2019). Jedním ze způsobů zvýšení soběstačnosti je vybavení vhodnými asistivními technologiemi, které mohou zvýšit i kvalitu života (Krivošíková, 2011). Aby mohlo dojít ke zvýšení výkonu zaměstnávání s pozitivním dopadem na kvalitu života, je zásadní včasné vybavení asistivními technologiemi, které odpovídají specifickým potřebám konkrétního pacienta (Watanabe et al., 2015). Dosažení tohoto cíle je v konvenční výrobě limitováno především nedostatkem asistivních technologií upravených na míru, omezenou dostupností, stigmatizujícím vzhledem a vysokou cenou (Russo et al., 2018; Buehler et al., 2016). Tyto důvody poukazují na vysoký potenciál využití 3D tisku v ergoterapii především pro výrobu asistivních technologií, kterým se diplomová práce zabývá. V teoretické části práce je zaměřena pozornost především na nejnovější poznatky zahraniční literatury o možnostech využití 3D tisku v ergoterapii.

Diplomová práce byla vytvořena v návaznosti na bakalářskou práci autora: „*Návrh a realizace kompenzačních pomůcek pro pacienty se získaným poškozením mozku pomocí 3D tiskárny*“ (Gazdová, 2020). V rámci bakalářské práce byla testována vhodnost aplikace 3D tisku při výrobě kompenzačních pomůcek pro sebesycení u pěti pacientů hospitalizovaných na Lůžkách včasné rehabilitace iktového centra – Všeobecné fakultní nemocnice v Praze do tří měsíců po získaném poškození mozku. Na základě podrobného individuálního vyšetření a simulací byl vytvořen počítačový model kompenzační pomůcky na míru pro konkrétního pacienta. Kompenzační pomůcka byla následně vyrobena pomocí 3D tisku a testována s pacientem v tréninkových podmínkách. Bakalářská práce potvrdila potenciál aplikace 3D tisku v ergoterapii zmiňovaných zahraničními autory – konkrétně pro výrobu kompenzačních pomůcek pro sebesycení u pacientů se získaným poškozením mozku. Zároveň odhalila

nedostatky pro aplikaci technologie 3D tisku do klinické praxe ergoterapeutů. Popisu a řešení vybraných nedostatků se věnuje diplomová práce.

Hlavním cílem diplomové práce bylo vytvoření univerzálních 3D modelů v počítačovém programu pro zvýšení soběstačnosti a zapojení paretické horní končetiny osob se získaným poškozením mozku ve vybraných personálních všedních denních činnostech. Při sběru dat byl využit speciální formulář vytvořený autorem pro účely diplomové práce, případně pro úpravy vytvořených univerzálních modelů. Sběr dat prováděl autor, zároveň byly formuláře rozeslány na pracoviště ergoterapeutů pracujících s osobami se získaným poškozením mozku. Na základě výstupů sběru dat a nastudované literatury byly vytvořeny počítačové 3D modely, které je možné v počítačovém programu jednoduchým způsobem upravit konkrétnímu pacientovi na míru a poté vytisknout na 3D tiskárně s minimální časovou dotací a nižší technickou náročností celého procesu.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Získané poškození mozku

Nejčastějšími příčinami získaného poškození mozku jsou cévní onemocnění mozku, kraniocerebrální trauma, nitrolební nádory, případně zánětlivá onemocnění mozku (Růžička et al., 2019).

#### 2.1.1 Cévní onemocnění mozku

*„Celosvětově je cévní mozková příhoda (CMP) po ischemické chorobě srdeční a nádorových onemocněních třetí nejčastější příčinou úmrtí. V České Republice je ročně pro CMP hospitalizováno zhruba 50 000 pacientů“* (Růžička et al., 2019, str. 213-214). Zároveň jsou nejčastější příčinou vzniku centrálních spastických paréz (Votava, 2017). Lokalizované postižení cévního systému zahrnuje akutní CMP a trombózu mozkových splavů. Akutní CMP způsobuje ischemie (85 – 95%), intracerebrální krvácení (10 – 12%) a subarachnoidální krvácení. *„Nejčastěji bývá ischemií i krvácením postižena oblast arteria cerebri media, důsledkem je hemiparéza na kontralaterální straně těla“* (Votava, 2017, str. 182). Difuzní postižení cévního zásobení mozku zahrnuje akutní a chronické ischemické vaskulární encefalopatie (Růžička et al., 2019).

#### 2.1.2 Kraniocerebrální trauma

Ročně celosvětově vyhledá lékařskou péči 100 – 300 osob na 100 000 obyvatel z důvodu kraniocerebrálního traumatu (KCT), 95% však tvoří lehká forma (Růžička et al., 2019). Kraniocerebrální trauma se oproti cévním onemocněním mozku vyskytuje častěji u mladších osob (Votava, 2017). *„Je nejčastější příčinou úmrtí nebo závažného trvalého postižení mezi 1. až 40. rokem života“* (Růžička et al., 2019, str. 240). Mezi primární trauma se řadí difuzní (lehké mozkové poranění a difuzní axonální poranění) a fokální trauma (hematom a kontuze). Mohou být zavřená, otevřená (s poruchou kožního krytu) nebo penetrující (při poruše dura mater). *„Sekundární postižení mozku vzniká aktivací systémové fyziologické odpovědi na primární inzult“* (Růžička et al., 2019, str. 253). Mezi sekundární kraniocerebrální trauma patří edém, ischemie, intrakraniální hypertenze a herniace mozku. Kraniocerebrální trauma způsobuje centrální parézu (hemiparézy či kvadruparézy), kognitivní i fatické poruchy (Votava, 2017).

### 2.1.3 Nitrolební nádory

Ambler (2011, str. 159) uvádí, že „*primární mozkové nádory vycházejí z buněk gliových (50 – 60% tvoří gliomy – glioblastom, astrocytom, oligodendrogliom), ependymových (ependymomy), z podpůrné tkáně (meningiomy, schwannomy) a v dětství z primitivních buněk (meduloblastomy). Sekundární – metastatické tvoří 20 – 40% nitrolební nádorů. Z hlediska lokalizace se dělí na supratentoriální (hlavně gliomy a meningiomy) a infratentoriální (meningiom, angioretikulom).*“ Dle Votavy (2017) závisí symptomatologie na lokalizaci a povaze nádoru. Mezi benigní řadíme především extracerebrální tumory, maligními jsou především intracerebrální tumory, ty však s výjimkou likvorových cest nemetastazují. Naopak biologicky benigní nádory mohou být při pozdní diagnóze klinicky maligní. Může docházet k dekompenzaci nitrolební hypertenze, rozvoji edému, zhoršení krevního průtoku, vzniku okcipitálního nebo temporálního konu a úmrtí. Primárním tumorem metastazujícím do mozku je nejčastěji bronchogenní karcinom, melanoblastom, Grawitzův tumor, karcinom prsu a tlustého střeva. (Ambler, 2011)

### 2.1.4 Zánětlivá onemocnění mozku

Méně častou příčinou získaného poškození mozku jsou zánětlivá onemocnění: meningitidy a encefalitidy, postižení však může být i kombinované (meningoencefalitida). Jde o celkový stav organismu s celkovými projevy zánětu (teplota, zvýšená sedimentace, leukocytóza). Dle primárního napadení je dělíme na primární a sekundární. Dle Amblera (2011, str. 207): „*cesta průniku vlastního agens do oblasti centrální nervové soustavy může být metastatická (hematogenní nebo lymfatická), per continuitatem (šíření z okolní zánětlivé tkáně – středouší, paranazální dutiny) nebo přímým průnikem zvnějšku při otevřených a penetrujících poraněních.*“ Příčinou onemocnění mohou být bakterie (pyogenní infekce), viry, plísňe a houby (Ambler, 2011).

## 2.2 Rehabilitace

„*Cílem rehabilitace je znovuzarazení člověka s disabilitou zpět do společnosti, v optimálním případě zpět do pracovního procesu*“ (Angerová, 2017, str. 210 – 211). Konkrétními cíli jsou například prevence komplikací (spasticity, kontraktur, kloubních bolestí), zlepšení hybnosti postižené části těla, nácvik chůze a soběstačnosti a kompenzace trvalých následků (Růžička et al., 2019). Při dosahování terapeutických cílů je důležitá komplexnost rehabilitace a spolupráce členů nejen v multidisciplinárním týmu, ale i s rodinou a pacientem samotným (Angerová, 2017). Rehabilitační tým by měl být tvořen odborníky

odborností rehabilitační lékař, fyzioterapeut, ergoterapeut, klinický logoped, klinický psycholog nebo neuropsycholog, zdravotně sociální pracovník, speciální pedagog, případně zrakový terapeut a další zdravotnické profese (Santos et al., 2019; Růžička et al., 2019). Ergoterapeut společně s rehabilitačním týmem pracuje na výše zmíněných společných cílech. Využití jednotlivých přístupů a metod se prolíná vícero odbornostmi.

*„V terapii syndromu centrálního motoneuronu má rehabilitace zcela nezastupitelné místo. Prakticky žádná další terapie nedosáhne zamýšleného efektu bez spolupráce s rehabilitačními odborníky“* (Angerová, 2017; str. 210). Rehabilitační postupy u osob se získaným poškozením mozku jsou dány primárně klinickými příznaky, než konkrétní diagnózou (Růžička et al., 2019). Klinické příznaky se silně odrážejí ve výkonu zaměstnávání: ve všedních denních aktivitách, produktivitě i ve volném čase (Růžička et al., 2019). Pokles ve výkonu zaměstnávání zároveň snižuje kvalitu života pacienta (Ang et Yeow, 2019). Včasná, intenzivní terapie trvající minimálně tři měsíce zásadně ovlivní výsledný stav a pomůže pacientovi s adaptací na jeho aktuální situaci omezující jeho schopnosti (Růžička et al., 2019). Dle Ang a Yeow (2019) účinná rehabilitace kromě intenzity má být repetitivní a zaměřená na konkrétní úkoly. To potvrzuje Angerová (2017, str. 214): *„Častější a intenzivnější zapojování postižené HK do činností urychluje a zlepšuje návrat hybnosti.“*

V neurorehabilitaci se hojně využívají komplexní metody založené na neurofyziologickém podkladě, které se zaměřují na reedukaci pohybových stereotypů a obnovení hybnosti u pacientů s centrálními parézami (Angerová, 2017). V pseudochabém stádiu je zásadní prevence senzorické deprivace, sarkopenie, rozvoje kontraktur a dekubitů; včasnou vertikalizací redukuje kolapsy a podporujeme kardiovaskulární adaptaci; důležitou součástí je také denní statický prodloužený strečink (Růžička et al., 2019). Votava (2017) zdůrazňuje polohování, nácvik mobility na lůžku, vertikalizace, stability a chůze. Důležitou součástí neurorehabilitace je také aktivní samostatné cvičení pacienta v domácím prostředí, obnova čítí a cílená aplikace botulotoxinu kombinovaná s intenzivním cvičením (Angerová, 2017). Votava (2017) zmiňuje terapii horní končetiny skrze aktivity podporující extenzi prstů, bimanuální aktivity a později nácvik diferencovaných pohybů. Vhodným doplňkem tradiční terapie je roboticky asistovaná terapie (Ang et Yeow, 2019), relaxační techniky, muzikoterapie a arteterapie (Angerová, 2017).

### **2.2.1 Ergoterapie**

Mezi hlavní role ergoterapeuta patří diagnostika a terapie výkonu všedních denních aktivit (ADL) (Křivošíková, 2011). U získaného poškození mozku často dochází ke

kombinaci více poruch, které je důležité zohlednit při nácviku soběstačnosti (Votava, 2017). Ergoterapeut využívá intenzivně přístup ADL, stupňuje aktivity, adaptuje prostředí, navrhuje bezbariérové úpravy, navrhuje kompenzační přístupy, provádí také trénink kognitivních funkcí a další (Angerová, 2017). Získání soběstačnosti v jednotlivých položkách ADL může vyžadovat vybavení asistivními technologiemi (Krivošíková, 2011). Ergoterapeut se zabývá i obnovou funkce horní končetiny, kterou se snaží zapojit co nejdříve do funkčních aktivit, kde mohou pomoci vhodné asistivní technologie. *„Asistivní technologie jsou zahrnuty mezi faktory prostředí v Mezinárodní klasifikaci funkcí, postižení a zdraví (MKF)“* (Watanabe et al., 2015, str. 1047, překlad autora). Dle Santose et al. (2019) je přizpůsobení asistivních technologií na míru důležitou oblastí, jelikož může lidem s disabilitou umožnit autonomii, nezávislost, sociální začlenění a zvýšení kvality života. *„V tomto scénáři vystupují asistivní technologie jako důležitá oblast pro nové přístupy zaměřené na vývoj přizpůsobených nebo personalizovaných produktů, které mohou lidem se zdravotním postižením přinést samostatnost, nezávislost, zvýšení kvality života a sociální začlenění“* (Santos et al., 2019, str. 743, překlad autora).

Často používané jsou ortézy a kompenzační pomůcky pro lokomoci (mechanický/elektrický vozík, chodítka, hole, berle) a kompenzační pomůcky pro soběstačnost (nástavec na toaletu, sedačky na vanu/do vany, toaletní křesla, podavače, fixační a protiskluzové podložky, prkénka na krájení a nástavce na kartáče, hřebeny, zubní kartáčky, speciální přístroje nebo nože) (Angerová, 2017).

### **2.2.2 Asistivní technologie**

Nejen pacienti se získaným poškozením mozku potřebují vybavení vhodnými asistivními technologiemi pro zlepšení či umožnění výkonu ve všech oblastech zaměstnávání (volný čas, produktivita, ADL). Watanabe et al. (2015) zmiňuje nutnost včasného vybavení pacienta vhodnými kompenzačními pomůckami především u pacientů s progresivním onemocněním či pediatrických pacientů. V opačném případě může docházet k poklesu výkonu zaměstnávání a zhoršení kvality života.

Jako hlavní nevýhodu konvenčních pomůcek popisují Russo et al. (2018) velkou váhu, velikost, vzhled a problémy s hygienou z důvodu nemožnosti výměny přístroje. Alfaro Arias et al. (2020) uvádí, že jsou konvenční pomůcky drahé a nedostávají se včas ke koncovým uživatelům. Buehler et al. (2016) upozorňují na potřebu větší velikosti, změny či aktualizace, aby byla pomůcka stále odpovídající aktuálnímu stavu pacienta, což lze řešit pouze zakoupením nové pomůcky. Pokud nelze naplnit individuální potřeby výběrem a nastavením



asistivní technologie (dále jen AT), je třeba využít přestavby nebo výroby nové pomůcky. Volba AT závisí na zkušenostech terapeuta, komunity a znalostech v daném oboru. Problémem výroby je nízká návaznost díky absenci předávání zkušeností mezi terapeuty, náklady na výrobu nebo přestavbu z důvodu opakovaných úprav (finanční, časové a lidské zdroje) a často chybějící včasné vybavení z důvodu dlouhé doby výrobního procesu. Zároveň individuálně upravená pomůcka nelze většinou využít u dalších pacientů. (Watanabe et al., 2015)

Kompenzační pomůcky vyráběné sériově nabízí například tyto firmy: DMA Praha s.r.o., Meyra – Česká republika, SIVAK medical technology s.r.o., Ortoservis s.r.o, ORTIKA CZ, s.r.o., Medicco s.r.o. Nevýhodou je nemožnost přizpůsobení jednotlivých pomůcek na míru, což může bránit zapojení paretické horní končetiny do činností ADL a vést ke snížení soběstačnosti (Lee et al., 2019). Naopak pomůcky vytvářené na míru (například DIY řešení, DIY = do it yourself, v překladu kutilství) nabízejí nová inovační řešení, možnost využití různých materiálů, rychlejší realizaci, než zisk konvenčních AT; jsou však náročnější na vymyšlení způsobu výroby, výběru vhodného materiálu a jeho zakoupení (Watanabe et al., 2015).

Kvalita a doba výroby je silně závislá na zkušenostech terapeuta, které nejsou předávány dalším terapeutům. Jedna z mála autorek věnující se kutilství (DIY) je Willkomm (2005), která již vydala několik publikací Řešení asistivních technologií během několika minut (Assistive Technology Solution in Minutes). Využívá materiály běžně dostupné v hobby obchodech. Ve své knize uvádí návody na výrobu modifikovaného ovládání elektrického vozíku obalením šroubu vytvarovaným tmelem. Dále využívá tvarovací tvrdnoucí hmotu k modifikovanému úchopu počítačové myši. Mezi dalšími pomůckami vyráběla prodlouženou rukojeť lžice pomocí plastové trubky, ústní tyčinku pro psaní na klávesnici a mnohé další. Často využívaným materiálem i mezi ergoterapeuty jsou izolace na potrubí pro modifikaci úchopů příboru, kartáček, nástrojů pro práci. Nevýhodou izolace je však nízká odolnost mechanickému opotřebení a omezení tvaru (pouze válcový typ úchopu). Další materiálem je flexibilní páska, kterou je možné obmotat předmět (psací náčiní, příbor) a rozšířit tím úchop. Lze využít i pro oblepení izolace na potrubí pro zvýšení odolnosti. Zároveň je většina řešení definitivních a nelze je umístit na jiný předmět (například nový kartáček) a je nutné pomůcku vytvořit znovu.

Ortézy a dlahy jsou konvenčně vyráběné především ortotiky – protetiky, častou praxí je tedy spolupráce ergoterapeuta s jiným odborníkem. Statické imobilizují, semidynamické omezují určitý pohyb a usnadňují cílený pohyb za využití různých kloubů, gumiček, pružinek;

dynamické neboli mobilizační podporují pohyb končetiny. „*Ortézy mohou být prefabrikované s možností následných úprav, individuálně vytvarované z plastu, kovu nebo vyráběné na základě přesného odlitku*“ (Angerová, 2017). Ergoterapeuté často využívají pro výrobu dlah termoplastický materiál, jehož výhodou je možnost přizpůsobení změnám pacienta. Termoplastické dlahy se často využívají u spastických dystonií pro korekci patologického postavení a pro protahování zkrácených svalů (Angerová, 2017). Jejich další využití je široké, příklad popisují Nam et al. (2018) a Sorkin et al. (2017) u pacientů s popáleninami k zamezení vzniku kloubních kontraktur pomocí dlah na prsty. Nam et al. (2018) upozorňují na složitou výrobu, omezenou adaptabilitu a vyšší náklady ve srovnání s možnostmi výroby pomocí 3D tisku. Díky prefabrikátu z nízkoteplotního termoplastického filamentu je po výtisku na 3D tiskárně možné přizpůsobit dlahu na míru po zahřátí ve vodní lázni (Patterson et al., 2020). Materiál PLA (kyselina polyléčná) zároveň umožňuje opakované zahřívání a úpravy, kdy se materiál při opakovaném zahřívání na rozdíl od tradičního způsobu výroby nedeformuje (Hofmann et al., 2019). Dlahy je zároveň méně nápadná a je možné ji esteticky přizpůsobit konkrétnímu pacientovi; zároveň 3D tisk umožňuje výrobu několika kusů najednou (Keller et al., 2021). Toth et al. (2020) zkoumali výrobu ortéz ovládaných pohybem zápěstí pro zlepšení funkce ruky u pacientů s míšní lézí. Jako nevýhodu konvenčního způsobu výroby uvádí nedostatek inovací, vysokou váhou, časově náročnou výrobu a nepohodlí. Naopak výroba pomocí 3D tisku umožňuje lepší přizpůsobení, vyšší funkčnost a dostupnost. Montáž byla rychlejší o 1,5 hodiny a náklady byly o 15 USD nižší. Dle Yoo et al. (2019) jsou myoelektrické ortézy drahé (5000 USD za dynamickou ortézu s externím řízením), málo estetické a pro použití je nutná aktivní extenze zápěstí. Zároveň vyzdvihují výhodu 3D tisku vyrábět levná personalizovaná zařízení. Ang a Yeow (2019) vnímají měkkou robotiku jako perspektivní oblast v roboticky asistované rehabilitaci – její výhodou je přizpůsobivost a bezpečnost. Většina však neposkytuje dostatečný stupeň volnosti v bezpečných podmínkách. Rukavice vyrobená pomocí 3D tisku umožňovala v bezpečných podmínkách 70% fyziologického rozsahu (Ang et Yeow, 2019).

Mezi uživatele protéz patří nejčastěji pacienti s vrozenou vývojovou vadou či po amputaci (Manero et al., 2019). Pro využití asistivní technologie a její rehabilitační funkce je zásadní dokonalé přizpůsobení tělu (Barrios-Muriel et al., 2020). Tradiční výrobní proces protéz provádí ortotici-prototici a je převážně rukodělný, kdy jsou využívány sádrové či pěnové formy pro sejmutí morfologie těla, následně je vytvořen prototyp, který je opracován dle individuálních potřeb pacienta. Při výrobě protéz vzniká množství odpadového materiálu a je finančně, časově a personálně náročná (Santos et al., 2019). Zároveň je kvalita výsledných

protéz silně závislá na zkušenostech a dovednostech konkrétního odborníka, proto Barrios-Muriel et al. (2020) zmiňují potřebu vývoje procesu výroby.

Novým přístupem pro výrobu protéz horní končetiny je 3D tisk, kdy je 3D model protézy konstruován v počítači, či je využito volně dostupných modelů na webových portálech (open-source), které jsou následně v počítačovém programu upraveny na míru (Tanaka et Lightdale-Miric, 2016). V zahraničí je 3D tisk již nedílnou součástí výroby protéz horní končetiny v reakci na omezenou dostupnost, vysoké náklady a možnosti přizpůsobení u konvenčních postupů výroby (Manero et al., 2019). 3D tisk a 3D skenování umožňují specifickou konstrukci v CAD (počítačem podporovaném designu), rychlou, přesnou konstrukci bez množství odpadového materiálu (Barrios-Muriel et al., 2020). „*Výroba se může pohybovat v rozmezí od několika týdnů u tradičního procesu až po několik dní u 3D tisku, jeho využití představuje alternativu v ortoprotetickém průmyslu*“ (Barrios-Muriel et al., 2020, str. 3, překlad autora). Kolem 3D tisku postupně vznikaly komunity tvůrců a neziskových organizací tvořených různými odborníky, díky nim vzniká množství volně dostupných online 3D modelů protéz horní končetiny, které umožňují udržení nízké ceny i u protéz s externím řízením (Vijayavenkatamaram et al., 2017). Mezi nejznámější patří e-NABLE, Open Bionics, Not Impossible Labs (Vijayavenkatamaram et al., 2017), Enable Community Foundation, Robohand a Limbitless Solutions (Manero et al., 2019). Levnějším a rychlejším způsobem výroby dílu protézy je vstřikování plastových dílů do forem, přizpůsobení na míru však umožňuje pouze výroba nové formy, která je velmi nákladná (ten Kate et al., 2017).

Manero et al. (2019) se zaměřil na hodnocení míry užívání protéz a faktory, které ji ovlivňují. Ačkoliv je zřejmé, že užívání protéz horní končetiny umožňuje zapojení a zlepšuje výkon zaměstnávání, míra užívání protéz je nízká pouze 37-56%. Mezi hlavní důvody odmítnutí patří: špatná dostupnost protéz, vysoké náklady, vysoká hmotnost a především estetika protézy, která je často stigmatizující a vyvolává obavy z negativního vnímání druhými lidmi. Dalšími faktory přijetí či odmítnutí protézy jsou typ amputace, pohlaví, věk, funkce protézy, typ ovládání, pohodlí a trvanlivost. Častěji odmítají protézy osoby s vrozenou vývojovou vadou končetiny. U dětí bývá příčinou odmítnutí myoelektrická protéza z důvodu složitosti ovládání, čemuž může pomoci nácvik ovládání pomocí herního prostředí.

Estetika AT má silný dopad na psychosociální vývoj, sebevědomí, začlenění do společnosti zdravých osob a tím celkově na kvalitu života (Manero et al., 2019; dos Santos et al., 2020). Zařízení musí být společensky přijatelné, nepřitahovat negativní pozornost a neupozorňovat na disabilitu. Důležité je vymanit se ze zatížení negativní symbolikou:

příkladem může být využití chytrých hodinek či brýlí u osob se zrakovou disabilitou (dos Santos et al., 2020), či estetické asistivní technologie vyráběné pomocí 3D tisku (Slegers et al., 2020). Konvenční protézy zajišťují přirozenější vzhled pokrytím protézy kosmetickou rukavicí v barvě kůže. Využíván je nejčastěji silikon, či polyvinylchlorid (PVC). Kosmetická rukavice zároveň chrání protézu před nečistotami a vlhkostí, při pohybu je však nutná větší síla pro ovládání a zároveň přináší další náklady. 3D tisk umožňuje poměrně neomezené možnosti designu protézy; pro získání přirozenějšího vzhledu může být využit filament v barvě těla bez nutnosti opakovaného nasazování rukavice, obtíží při ovládání protézy a vyšších nákladů (ten Kate et al., 2017).

## **2.3 Technologie 3D tisku**

Technologie digitální výroby neboli 3D tisk, aditivní výroba či rychlé prototypování vytváří fyzický objekt přidáváním materiálu (Shahrubudin et al., 2019). Je tedy opakem obrábění, kdy je objekt vytvářen pomocí odebrání materiálu nebo řezání (Suresh et Narayana, 2016). Známa je už od osmdesátých let minulého století. Od velkých firem se k běžným uživatelům dostává až od roku 2009 díky snížení pořizovací ceny (Stříteský, 2019). Od té doby došlo k prudkému rozvoji 3D tiskáren i materiálů. Dle Shahrubudina et al. (2019) umožňuje široké využití v mnoha oblastech pro efektivnější výrobu, masivní přizpůsobování, flexibilitu a výkonnost.

### **2.3.1 Proces**

Samotnému tisku předchází vytvoření 3D modelu, které může probíhat modelováním objektu ve speciálním programu CAD (počítačem podporovaný design), stažením 3D modelu z webových portálů, nebo získáním objektu skrze 3D skenování, počítačovou tomografii, magnetickou resonanci, ultrazvuk či 3D rotační angiografii (Stříteský, 2019). Po získání 3D modelu je možné ho přizpůsobit pacientovi na míru. Po nastavení jednotlivých parametrů tisku je počítačový 3D model virtuálně rozřezán na vrstvy (v příčném řezu) (Suresh et Narayana, 2016). Generovaný kód (G-code) určuje jednotlivé pohyby 3D tiskárny, která tvoří objekt pomocí vytváření jednotlivých vrstev v daném pořadí (Suresh et Narayana, 2016). Pohyb 3D tiskárny zahrnuje pohyb tiskové hlavy v rovině X, Y a Z, vůči ní se pohybuje tisková podložka, na kterou je objekt tištěn (Kadlec, 2019). G-code je paměťové kartě přenesen do 3D tiskárny. Existuje sedm typů 3D tisku, každý typ zahrnuje různé druhy 3D tiskáren, které se liší v dalším postupu, užitých materiálech a cílené aplikaci (Shahrubudin et

al., 2019). Podrobněji postup je popsán ve zmiňované bakalářské práci autora (Gazdová, 2020).

### 2.3.2 Typy tiskáren

Mezi nejvyžívanější technologie patří vytváření fotopolymeru (tekutého materiálu), selektivní sinterování práškových materiálů (roztavení nebo spojení práškového materiálu) a nanášení taveniny (zahřívání a vytlačování polymerů v polotekutém stavu). Do první skupiny patří Stereolitografie (SLA) a PolyJet. SLA vytváří tekutou pryskyřici pomocí laseru. PolyJet má dvě tiskové hlavy, kdy jedna kape fotopolymer pro model a druhá pro podpěry modelu, fotopolymer je vytvářen UV lampou. Do druhé skupiny patří Selective Laser Sintering (SLS), Direct Metal Laser Sintering (DMLS) a Selective Laser Melting (SLM). K roztavení nebo spojení materiálu slouží laser nebo elektronový paprsek. Tyto tiskárny mohou tisknout z kovu, keramiky, polymeru, kompozitních a hybridních materiálů (Shahrubudin et al., 2019). Do třetí skupiny patří Fused deposition modeling (FDM) a Laminated Object Manufacturing (LOM). FDM je ze všech uvedených tiskáren nejjednodušší pro obsluhu (Shahrubudin et al., 2019). Těsně před tiskem na FDM je nutné zavést tiskovou strunu (filament) a nahřát tiskovou podložku (Stříteský, 2019). Poté tiskárna pracuje již samostatně: tisková hlava (tryska) taví tiskovou strunu (filament) a tiskne objekt na tiskovou podložku v jednotlivých vrstvách. (Kadlec, 2019)

### 2.3.3 Materiály

Hlavní materiály využitelné pro výrobu pomocí 3D tisku jsou kovy, polymery (neboli termoplasty), keramika, kompozitní materiály, inteligentní materiál a speciální materiály (Shahrubudin et al., 2019).

3D tisk kovů se využívá od tisku protéz až po letecké díly (Horst et al., 2018). Patří mezi ně slitiny hliníku, slitiny na bázi kobaltu (dentální aplikace), slitiny na bázi niklu (odolnost proti korozi a tepelné teplotě), slitiny nerezové oceli a slitiny titanu (letecký průmysl, biomedicínský průmysl) (Shahrubudin et al., 2019). Mezi nejvyžívanější polymery patří PLA (kyselina polylactonová), ABS (akrylonitrilbutadienstyren), PP (polypropylen) a PE (polyethylen) (Camínero et al., 2018). Pro jejich tisk se využívá nejčastěji tiskárna FDM s výhodou nízké ceny a hmotnosti a flexibilitou zpracování (Wang et al., 2017). Keramika v kombinaci s betonem se využívá ve stavebním průmyslu pro tisk budov a stavebních dílů, dále k dentální aplikaci a v leteckém průmyslu. Na tiskárně SLA lze použít bioaktivní sklo pro výrobu kostní hmoty a skeletu. Inteligentní materiál jsou slitiny a polymery s tvarovou pamětí; například kombinace niklu a titanu se využívá pro výrobu biomedicínských

implantátů. Speciální materiály jsou využívány pro šperkařský a oděvní průmysl (Dilberoglu et al., 2017), pro výrobu dílů z měsíčního prachu s potenciálem při kolonizaci měsíce (Goulas et Friel, 2016) a pro úpravu potravin (Lili et al., 2019).

#### 2.3.4 Výhody a nevýhody

Hlavními výhodami využití 3D tisku je flexibilita při plánování, možnost opakovaného použití 3D modelů a snadné úpravy a přizpůsobení bez zvýšení nákladů, možnost sdílení modelů s odborníky, přizpůsobení na míru, absence odpadu (ekologie) a masové přizpůsobení (Patterson et al., 2020). Dále umožňuje výrobu několika dílů najednou, volbu z více materiálů (dle typu 3D tiskárny), využití bezplatných online úložišť 3D modelů a bezplatné výukové aplikace a videa ohledně 3D tisku a 3D modelování v CAD (Suresh et Narayana, 2016). Naopak mezi nevýhody technologie patří nedostatek dostupných 3D modelů, vysoké nároky pro vytváření 3D modelů v CAD, chybovost některých typů 3D tiskáren, postprocessing některých materiálů (čištění, broušení, ultrafialové pece), vysoké náklady na proces, náklady na zakoupení 3D tiskárny a jeho nevhodnost pro sériovou výrobu (Patterson et al., 2020). „*Navzdory rostoucí popularitě a klesající ceně 3D tiskáren pro spotřebitele stále existují problémy se spolehlivostí tiskáren*“ (Buehler et al., 2016, str. 2, překlad autora). Rychlost tisku závisí především na technologii 3D tisku a vstupního materiálu.

### 2.4 Využití 3D tisku ve zdravotnictví

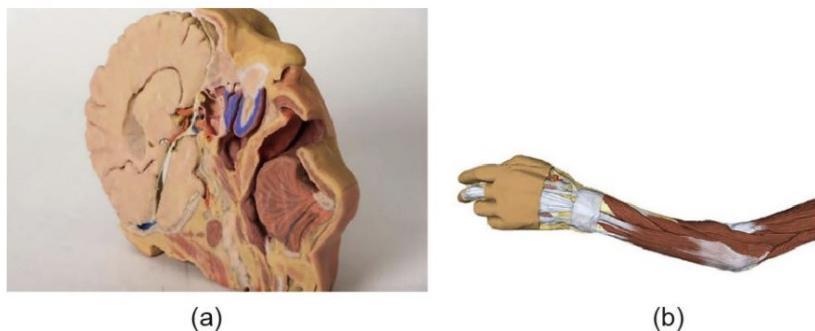
Rychlý rozvoj technologie 3D tisku se projevil i v mnoha odvětví lékařství a příbuzných zdravotnických oborech (Spencer et Kay Watts, 2020). Dominuje využití pro vizualizaci a operační plánování, výrobu pomůcek pro usnadnění operačních zákroků, výrobu anatomických modelů pro vzdělávání, ve farmaceutickém průmyslu, pro výrobu implantátů, ortéz, protéz i v rámci rehabilitace (Hurst, 2016). Největší potenciál má rozvíjející se 3D bioprinting – tisk tkání a orgánů (Patterson et al., 2020). Pro výrobu potřebných objektů se využívají moderní zobrazovací technologie běžně užívané ve zdravotnictví, ale i technologie 3D skenování (Haleem et Javaid, 2019). Pro rozsáhlejší aplikaci v klinické praxi Spencer a Kay Watts (2020) upozorňují na potřebu analýzy finanční efektivity, sestavení rozpočtu pro vybavení, vyhodnocení životnosti objektů, vyhodnocení reálného snížení provozních nákladů a výzkum tiskových materiálů (například kmenových buněk).

### 2.4.1 Anatomické modely

Anatomické modely vyrobené pomocí 3D tisku mohou posloužit jako repliky částí těla zobrazující fyziologický stav organismu, ale i různé patologie (viz obr. 2.4.1) (Yan et al., 2018). Využívají se pro výuku studentů zdravotnických oborů, vzdělávání lékařů a zdravotních pracovníků, ale i pro jednodušší komunikaci s pacientem v klinické praxi (Patterson et al., 2020). Dle Spencer a Kay Watts (2020) by jejich využívání pomohlo řešit problémy etické, právní, kulturní, finanční a s nedostatkem dárců těl pro vzdělávání. Při vytváření modelů je možné využít běžné zobrazovací technologie, 3D skenování, nebo zdarma dostupných modelů na online uložkách (Patterson et al., 2020).

V klinické praxi jsou modely nejčastěji využívány pro vizualizaci patologie konkrétního pacienta (Spencer et Kay Watts, 2020). Rychlá výroba modelu orgánu konkrétního pacienta umožňuje lepší předoperační plánování, plánování a poskytování péče či možnost nácviku chirurgických technik (Shahrubudin et al., 2019). Nejprínosnější je využití vizualizace v kardiouchirurgii, neurochirurgii a dalších oborech chirurgie (kraniální, spinální, chirurgie ruky) (Vijayavenkatamaran et al., 2017; Tack et al., 2016). Využití nachází i ve stomatologii – ortodoncii, endodoncii, kraniofaciální, orální a maxilofaciální chirurgii (Nesic et al., 2020). Dle (Vaishya et al., 2018) mohou být modely anatomických abnormalit nápomocny i pro zlepšení forenzní praxe. Mezi hlavní výhody vizualizace patří lepší pochopení patologie a interakce s pacientem, zkrácení operační doby a anestezie, snížení krevních ztrát, zlepšení léčebných výsledků a snížení radiační zátěže pacienta i personálu (Spencer et Kay Watts, 2020, Tack et al., 2016). V průběhu operačního zákroku jsou využívány navigační vzory (předlohy) především pro zavádění fixačního materiálu (Vijayavenkatamaran et al., 2017). Dle Tack et al. (2016) chybí analýza zvýšených nákladů za tisk a dodatečné skenování s obtížným prokazováním výše zmíněných výhod.

**Obrázek 2.4.1 Anatomický model hlavy (a) a horní končetiny (b) (Yan et al., 2018)**

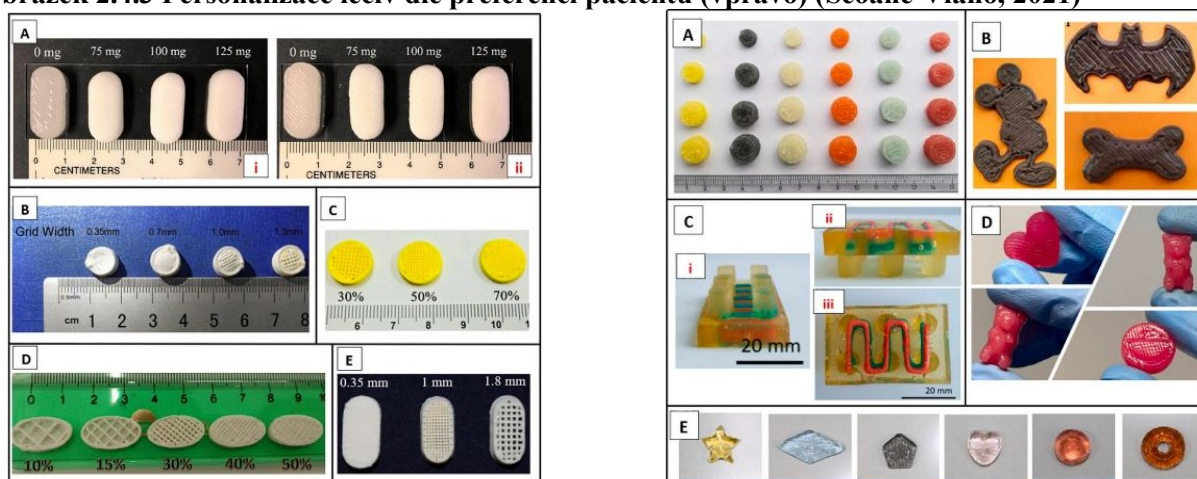


## 2.4.2 Farmaceutický průmysl

Ve farmaceutickém průmyslu se 3D tisk využívá především pro výrobu a výzkum léčiv a farmaceutických přípravků (Norman et al., 2017). Díky možnosti personalizace by mohlo dojít ke zlepšení strategií v podávání léčiv skrze na míru přizpůsobené složení, dávkování a léčby a komplexním profilům uvolňování (viz obr. 2.4.2) (Aquino et al., 2018). Samiei (2020) vyzdvihuje potenciál výroby a vývoje nových perorálních léků například pro úzce zaměřenou skupinu pacientů či jednotlivce, dále výhody v experimentální výrobě díky rychlému, bezpečnému a nízkonákladovému vývoji ve výrobním procesu, díky němuž je efektivní při inovacích a tvorbě nových léčivých přípravků. Seoane-Viaño (2021) zmiňuje možnost výroby léků různých tvarů dle preferencí pacientů (chutě, barvy) především při aplikaci v pediatrii (viz obr. 2.4.3). Dočasným limitem je dle Samiei (2020) vyvinutí vhodného složení materiálu pro tisk.

**Obrázek 2.4.2 Personalizace léčiv (vlevo) (Seoane-Viaño, 2021)**

**Obrázek 2.4.3 Personalizace léčiv dle preferencí pacientů (vpravo) (Seoane-Viaño, 2021)**



## 2.4.3 Zdravotnické pomůcky

„Ve stomatologii se využívá především 3D tiskárny typu SLA a to pro výrobu implantátů, dočasných korunek a můstků či pro přípravu modelů pro odlévání z vosku“ (Kadlec, 2019, str. 19). Všem těmto výrobkům však chybí testování dlouhodobého užívání (Spencer et Kay Watts, 2020).

Dle Lal a Patralekh (2018) se využívá 3D tisk v ortopedii a traumatologické chirurgii pro výrobu implantátů (viz obr. 2.4.4), ortéz a protéz odpovídajících individuální anatomii pacienta. Biomedicínské implantáty vyráběné z kovů (nikl, titan) a keramiky jsou již rutinně využívány k rekonstrukci kostních defektů, kde endoprotéza může být vytvořena na míru, nikoliv zvolena nejbližší vhodná velikost, jako je tomu u konvenčních postupů (Anderson,



2017). Dle Spencer a Kay Watts (2020) již byly schváleny zubní protézy, protézy mandibuly, náhrady stehenní kosti, kolenního a kyčelního kloubu, kde byla minimální latence mezi návrhem a finální výrobou. Frekventované využití je také pro výrobu protéz horní i dolních končetiny, ve vývoji jsou protézy oka, obličejové a průhledné obličejové masky pro léčbu hypertrofických jizev v obličejí po popáleninách (Spencer et Kay Watts, 2020). Při výrobě ortéz využili Patterson et al. (2020) 3D skenování, které je velmi přesné při vytváření podpůrné ortézy, v případě korekční ortézy popisují obtíže udržení polohy končetiny při 3D skenování. Pro aplikaci do klinické praxe doporučují výběr ortotického návrhu ze seznamu terapeutem a následnou automatickou generaci vhodné ortézy na základě 3D skenování. Druhou možností je tisk 2D dlahy z termoplastického materiálu, která je po zahřátí ve vodní lázni vytvarována konkrétnímu pacientovi na míru. Další autoři vytvářeli ortézy pro léčbu skoliózy (Nesic et al., 2020), podporu paty pro eliminaci bolesti při plantární fascitidě (Li et al. 2018) a ortézu hlezenního kloubu (AFO) pro peroneální neuropatii (viz obr. 2.4.5) (Cha et al., 2017). Dodziuk (2016) navíc zmiňuje využití 3D tisku pro výrobu naslouchadel.

**Obrázek 2.4.4 Lékařské implantáty a nástroje (Kadlec, 2019)**



**Obrázek 2.4.5 Ortéza hlezenního kloubu při peroneální neuropatii (b), konvenční ortéza (a) (Cha et al., 2017)**

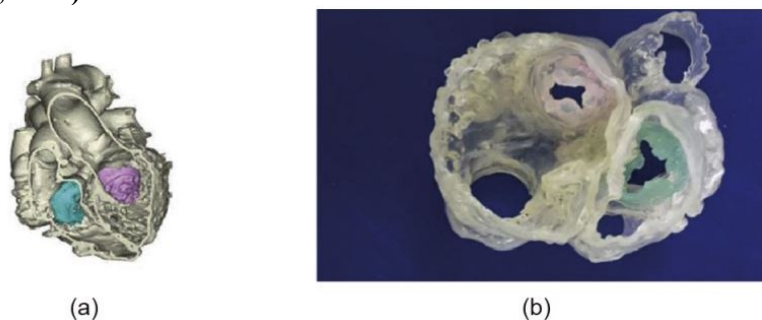


#### 2.4.4 3D bioprinting

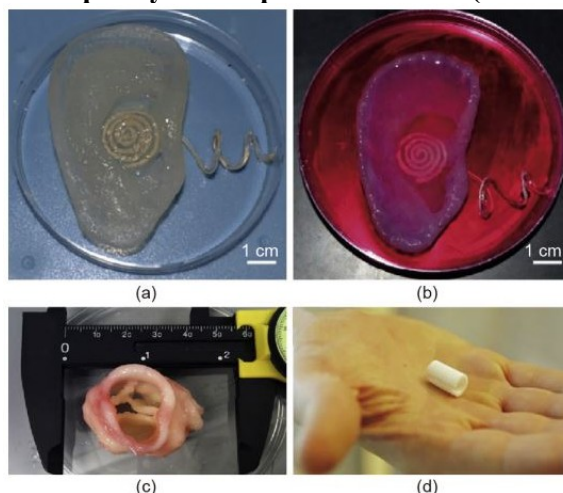
3D bioprinting je technologie 3D tisku, která jako vstupní materiál využívá buňky, růstové faktory a biomateriál (Patterson et al., 2020). Materiál je distribuován vrstvou po vrstvě a vytváří tak organické tkáně (kožní, kostní, srdeční...) a modifikované potraviny, vývoj však směřuje k tisku celých orgánů (Wixted, 2021). Yan et al. (2018) dělí 3D bioprinting na výrobu lokálních bioaktivních a biodegradabilních scaffoldů (podkladů pro tvorbu nové tkáně) a na přímý tisk tkání a orgánů. Rychlá výroba personalizovaných biodegradabilní scaffoldů by umožnila opravu defektu in situ pomocí buněk. Ačkoliv je tisk tkání a orgánů v počátcích s poměrně malým využitím, jeho potenciál do budoucna je vysoký. Vytvoření orgánu z vlastní tkáně pacienta by zkrátilo čekací lhůty na vhodné implantáty a pomohlo řešit krizi s nedostatkem dárců pro transplantace plně funkčních orgánů a tkání (Spencer et Kay Watts, 2020; Aimar et al., 2019; Gardin et al., 2020). Dle Airmara et al. (2019) by díky lepší kompatibilitě došlo ke snížení počtu komplikací, zkrácení doby rekonvalescence, snížení počtu neintervencí a tím i ke snížení nákladů na zdravotní péči. Pro aplikaci do klinické praxe je však stále nedostatek výzkumů a vývoje tkání – aktuální největší výzvou je replikace složité vnitřní cévní sítě (Spencer et Kay Watts, 2020). Vijayavenkatamaran et al. (2017, str. 5, překlad autora): „Ačkoli je růst technologie chvályhodný, nejsou úměrně řešeny související etické a právní problémy, což zpozdí klinickou translaci.“

Yan et al. (2018) vytvořili pomocí 3D bioprintingu bionické ucho, funkční srdeční chlopeň a průdušnici (viz obr. 2.4.6 a 2.4.7). Shahrubudin et al. (2019) popisuje možnosti pro výrobu kosti a chrupavky, náhradní tkáně, orgánů a výrobky pro urychlení výzkumů rakoviny. Aimar et al. (2018) zmiňuje replikaci přirozené struktury kůže s nižšími náklady pro transplantaci u pacientů s popáleninami a pro testování kosmetických, chemických a farmaceutických produktů. Dle Wixted (2021), kde došlo k časné tvorbě chrupavky po implantaci do králičích kloubů, by 3D bioprinting přirozené chrupavky byl průlomem v léčbě artritidy.

**Obrázek 2.4.6 Srdeční modul (b) a model z dat počítačové tomografie a 3D echokardiografie (a) (Yan et al., 2018)**

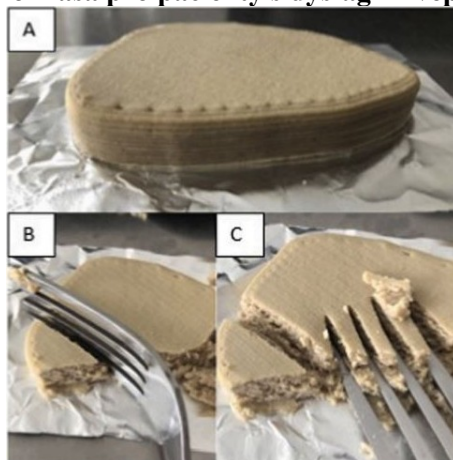


**Obrázek 2.4.7 Funkční srdeční chlopeč vyrobená pomocí 3D tisku (Yan et al., 2018)**



3D tisk může být aplikován při úpravě složení potravin například pro sportovce, děti, těhotné ženy a pacienty se specifickými dietami bez poklesu živin a změny chuti (Lili et al., 2019). Zároveň je šetrný k životnímu prostředí a umožňuje dobrou kvalitu s nízkými náklady (Lili et al., 2019). Dick et al. (2020) vyrobili například plátek vepřového masa z vepřové pasty pro pacienty s dysfagií (viz obr. 2.4.8).

**Obrázek 2.4.8 Plátek vepřového masa pro pacienty s dysfagií z vepřové pasty (Dick et al., 2020)**



Potenciálem vzdálenější budoucnosti je 4D tisk, kdy je 3D tisk kombinován s inteligentními materiály, které jsou schopny reagovat na vnější podněty (Gardin et al., 2020). Dle Wixted (2021) reagují na konkrétní prostředí (teplotu, pH, magnetické pole...) a na jeho základě jsou schopny samovolné opravy, změny tvaru, velikosti i vlastností.

### 2.4.5 3D skenování

Ve zdravotnictví existuje množství zobrazovacích technologií vnitřních struktur a orgánů (sonografie, magnetická resonance, počítačová tomografie a další). Existuje však málo technologií, které by objektivně zobrazovaly povrch těla – pro tyto účely je rostoucím

trendem využití 3D skenování. Dle Haleem et Javaid (2019) je možné využití pro antropometrii, měření povrchu kůže, diagnostiku velikosti a tvaru částí těla, 3D vizualizaci a pro návrh a vývoj pomůcek. V antropometrii se využívá pro vytvoření modelu lidského těla, k zachycení tvaru, velikosti a objemu. Měření povrchu kůže je výhodné díky bezkontaktnímu skenování (například u pacientů s popáleninami). Pomáhá rychleji stanovit přesnou míru poškození a na základě toho stanovit potřebné množství léků a posoudit účinek léčby. V diagnostice může přesněji porovnat fyziologický tvar a velikost se stavem pacienta a na základě toho určit stav onemocnění a sledovat tělesné změny pacienta. 3D vizualizace pomocí 3D skenování pomáhá v posouzení zdravotního stavu a rizika, v porozumění patologii, v komunikaci týmu i s pacientem a při plánování operací. 3D skenování umožňuje zachytit velikosti fyzických objektů, což umožňuje lepší pasování dílů při návrhu a vývoji lékařských nástrojů, protéz, ortéz, implantátů, asistivních technologií a podobně. Ve stomatologii se dle (Nesic et al., 2020) využívá intraorální 3D skenování místo plastických otisků. Výhodami 3D skenování je krátký čas skenování, zachycení objektu s velkou přesností, bezpečnost pro lidské tělo, rychlejší doba realizace pomůcek a možnost zaslání 3D modelu pro posouzení jiným odborníkem nebo pro výrobu pomocí 3D tiskárny. Naopak neposkytuje informaci o vnitřních částech těla. (Haleem et Javaid, 2019)

## **2.5 Využití 3D tisku v ergoterapii**

Nejvýznamnější využití 3D tisku v ergoterapii je pro výrobu asistivních technologií (Santos et al., 2019). Mezi nejčastějšími vyráběnými asistivními technologiemi Patterson et al. (2020) zmiňují protézy horní končetiny, ortézy a dlahy a kompenzační pomůcky. Další oblasti jeho využití jsou například pro výrobu pomůcek pro terapii a výrobu anatomických modelů horní končetiny (Patterson et al., 2020).

### **2.5.1 Protézy horní končetiny**

Technologie 3D tisku se stále častěji využívají pro výrobu protéz nejen horní končetiny (Vijayavenkatamaran et al., 2017). Provizorní protéza horní končetiny hraje důležitou roli v rehabilitaci a zlepšování klinických výsledků pacienta (Zuniga et al., 2019). Pomocí 3D tisku se vyrábí tři typy protéz dle úrovně amputace – v oblasti ruky, předloktí a paže (ten Kate et al., 2017).

Hlavní výhodou 3D tisku je možnost přizpůsobení protézy na míru (Manero et al., 2019) – personalizace objímky, úprava velikosti a tvaru a v neposlední řadě barvy a tvaru (ten Kate et al., 2017). Dalšími výhodami jsou možnost výroby protézy z jednoho dílu (bez

potřeby montáže), široké možnosti při návrhu protézy; snadná personalizace a přizpůsobení (bez potřeby úpravy stoje); levné a rychle dostupné protézy od nápadu po realizaci a s tím související možnost rychlého návrhu vylepšení a úprav nové protézy HK (ten Kate et al., 2017). O'Brien et al. (2020) zmiňují také nižší hmotnost. Zuniga et al. (2015; 2016; 2019) vyzdvihuje levnou a jednoduchou výrobu protéz.

Mezi hlavními nevýhodami ten Kate et al. (2017) zmiňují obtíže předvídat mechanické vlastnosti protézy ovlivněné mnoha faktory, omezení velikosti objektu velikostí 3D tiskárny, omezené množství materiálů u jednotlivého typu 3D tiskárny, nižší odolnost materiálu oproti kovovým materiálům, zároveň na běžné 3D tiskárně nelze vytisknout miniaturní předměty. V porovnání s myoelektrickou protézou má protéza z 3D tiskárny nižší sílu úchopu a stisku (O'Brien et al., 2020).

Aplikaci 3D tištěných protéz autoři vyzdvihují především v oboru pediatrie. Mezi hlavní specifika tohoto oboru patří: potřeba malých rozměrů, rychlý růst, častá změna psychosociálních podmínek a psychosociálního vývoje (Zuniga et al., 2019). Manero et al. (2019) ve srovnání s konvenčními protézami přidávají výhodu jednoduššího ovládání, nižších finančních nákladů, dostupnosti, odolnosti a designu. 3D tisk umožňuje také cenově dostupnější opravy a modernizace protéz (Vijayavenkatamaran et al., 2017; Tanaka et Lightdale-Miric 2016). Protézy pro děti vyžadují časté úpravy velikosti, přizpůsobení se měnícím potřebám dítěte včetně změny designu (Vijayavenkatamaran et al., 2017). Burn et al. (2016) zdůvodňují aplikaci v pediatrii díky možnosti jednodušších řešení, nízké hmotnosti, úpravy velikosti a následování psychosociálního vývoje dítěte. Naopak u dospělých vyzdvihuje výhody konvenční výroby technologicky vyspělejších protéz, majících více pohyblivých částí, a u kterých vyšší náklady nehrají tak významnou roli, jelikož je protéza užívána mnohem déle. Vijayavenkatamaran et al. (2017) nedoporučují výrobu 3D tištěné protézy dítěti do čtyř let, jelikož jde o volnou distribuci, která není kontrolována zdravotnickým pracovníkem a dítě v tomto věku obtížně vyjadřuje diskomfort.

Hlavními požadavky cílových uživatelů je dle ten Kate et al. (2017) vzhled, komfort, ovládání a funkce protézy; naopak důvodem nejčastějšího odmítnutí protéz uvádí nadměrnou hmotnost a nedostatečnou funkci protézy.

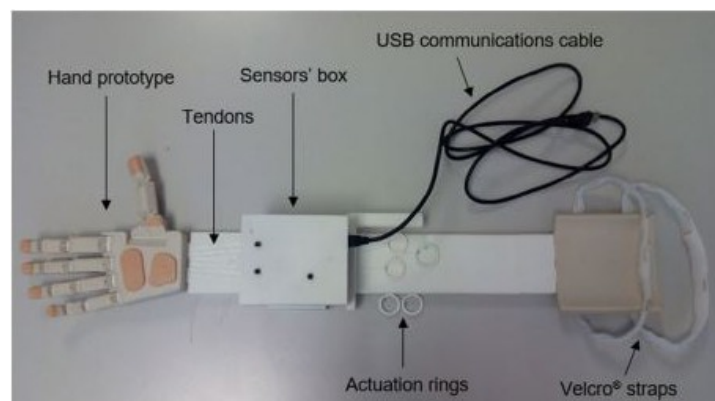
Cílem designu je antropomorfní protéza, která co nejvěrněji plní aspekty lidské ruky: tvar, velikost, barvu, teplotu i estetické faktory (ten Kate et al., 2017). Zatímco dospělí více ocení protézu v barvě kůže, děti zaujme pestrý, barevný vzhled, optimálně připomínající oblíbenou pohádkovou či filmovou postavu. Při výrobě protézy na 3D tiskárně je možné

zvolit filament v barvě kůže pacienta. I přes velké množství barev různých firem na trhu nemusí vždy přesně odpovídat barvě kůže. (ten Kate et al., 2017)

Jednotlivé protézy se liší typem ovládání. Dle rozsáhlé rešerše ten Kate et al. (2017) byly všechny protézy ruky ovládané tělem. Protézy na předloktí a ruku zahrnovaly protézy pasivní statické, pasivní polohovatelné, ovládané tělem a externě ovládané (elektromyografický pohon či stlačeným vzduchem). Naopak protézy paže byly všechny ovládány externě pomocí elektromyografie, elektroencefalografie či hlasem.

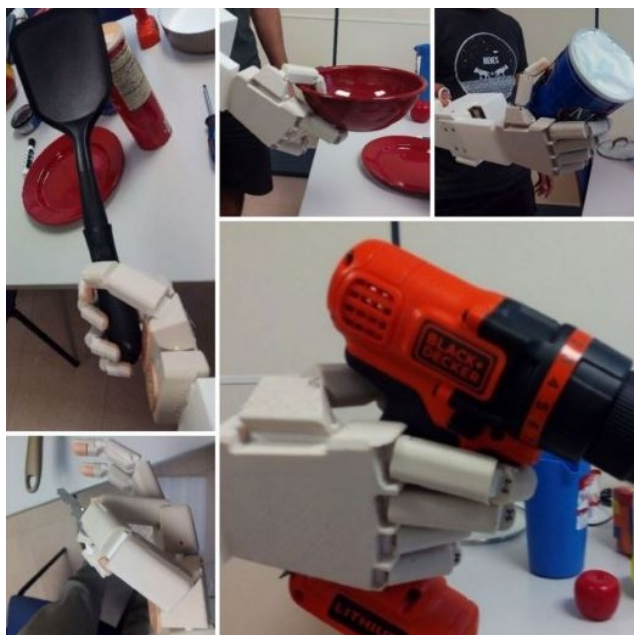
Zuniga et al. (2015; 2016; 2019) vyvíjel a testoval protézu horní končetiny vyrobenou pomocí 3D tiskárny, kterou nazval Cyborg Beast. Dle jeho výsledků má protéza horní končetiny pozitivní dopad na funkci a aktivity běžného života, nezaznamenal však zvýšení svalové síly stisku. K hodnocení funkce ruky využívali autoři například tyto testy: Box and Blocks test (Zuniga et al. 2016); Assisting Hand Assessment (AHA), Jebsen-Taylor Function Test, Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP) (Tanaka et Lightdale-Miric, 2016). Llop-Harillo a Pérez-González (2017) vyvinuli speciální ovládací zařízení protézu IMMA pro testování úchopů a koordinaci prstů (viz obr. 2.5.1 a 2.5.2). Protokol pro testování úchopů provizorních protéz HK obsahoval úchop 24 různých objektů, které zahrnovaly osm typů úchopu. Tanaka a Lightdale-Miric (2016) využili pro hodnocení funkce, kvality života a přijetí protézy do každodenních činností Mezinárodní klasifikaci funkčnosti, disability a zdraví (MKF). Dalším nástrojem je Hodnocení schopnosti myoelektrického ovládání, které hodnotí schopnost protézy vykonávat specifické funkce. Testuje všechny fáze úchopu i koordinaci končetin, k testování využívá činnosti například příprava jídla nebo činnosti volného času. Klinické hodnocení provádí tým ergoterapeutů a jeho využití při testování protéz horní končetiny by pomohl v přípravě pro širší distribuci. (Lindner et al., 2009; 2013)

**Obrázek 2.5.1 Protéza IMMA pro testování úchopů a koordinace prstů (Llop-Harillo a Pérez-González, 2017)**





**Obrázek 2.5.2 Testování protézy IMMA ve specifických funkcích (Llop-Harillo a Pérez-González, 2017)**



Při porovnání aktivního pohybu a úchopu neměla žádná z testovaných protéz HK (n=56) carpometacarpální klouby (ten Kate et al., 2017). Všechny protézy, vyjma pasivních, mají metacarpofalangeální a proximální interfalangeální klouby. Pouze polovina zkoumaných protéz měla aktivní distální interfalangeální klouby. Většina protéz ovládaných tělem měla prsty složené ze tří článků, jejich ovládání však bylo propojené – prsty nebylo možné pohybovat odděleně, ale pouze současně. Protézy s externím řízením měly oddělené řízení jednotlivých prstů, umožňovali tak adaptivní úchop. Ten Kate et al. (2017, str. 305, překlad autora): „*Adaptivní úchop je schopnost prstů se přizpůsobit tvaru předmětu drženého v ruce. U protéz se jedná o schopnost distribuce síly mezi prsty. To zajišťuje možnost působit silou některými prsty, když jsou ostatní zastaveny předmětem.*“ Tuto funkci nabízelo 24 protéz. Všechny aktivní protézy umožňovali silový úchop a většina z nich i úchop laterální. Více než polovina umožňovala precizní úchopy. Pouze čtvrtina (n=14) byla schopna provést všechny typy testovaných úchopů (silové, precizní, hákový, kulový, špetkový, laterální). Většina z nich byla řízena externě – elektromyograficky. U všech protéz bylo více prstů ovládáno jedním motorem, což způsobilo horší ovládání protézy.

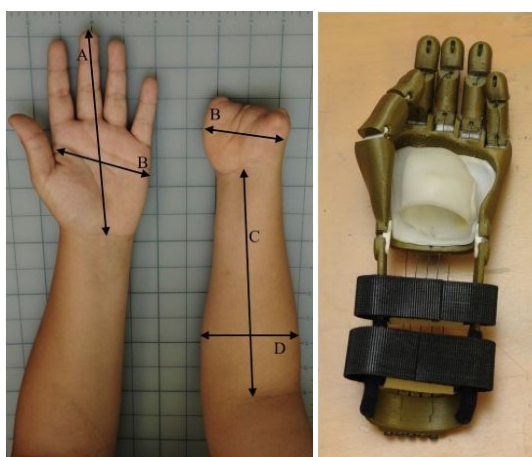
Nejnámější protézou je Cyborg Beast (později Cyborg Beast 2) (Zuniga et al. 2016; 2017). Je řízena je tělem (zápěstím nebo loktem) a určena pro implementaci v pediatrii (viz obr. 2.5.3). Palec a prsty jsou orientovány proti sobě pro usnadnění válcového a pinzetového úchopu. Jednoduchá antropometrická měření umožní přizpůsobení, škálování a úpravy vzdáleného ovládání protézy. Antropometrická měření využil pro personalizaci i Burn et al.

(2016) viz obr. 2.5.4. Možnost personalizace designu a rozmístění částí protézy na tiskové podložce jsou vyobrazeny na obrázcích 2.5.5 a 2.5.6.

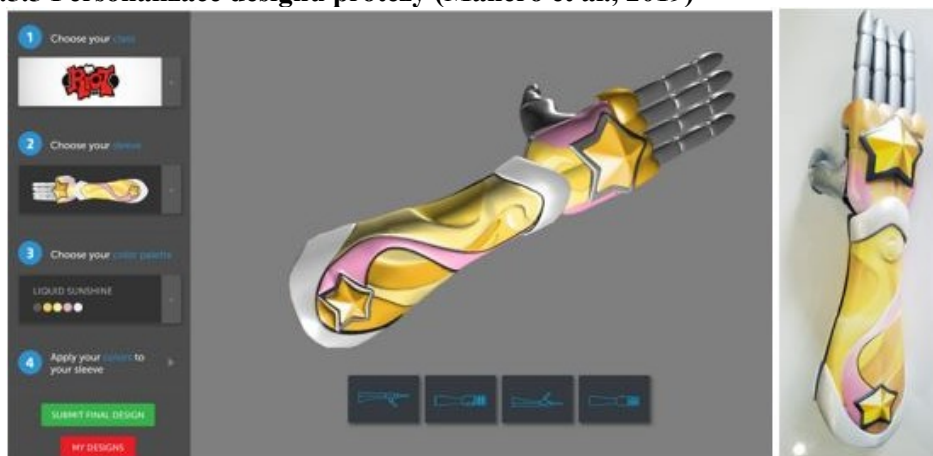
**Obrázek 2.5.3 Protézy Cyborg Beast 2 (Zuniga et al., 2017)**



**Obrázek 2.5.4 Důležité rozměry pro personalizaci protézy a finální protéza (Burn et al., 2016)**

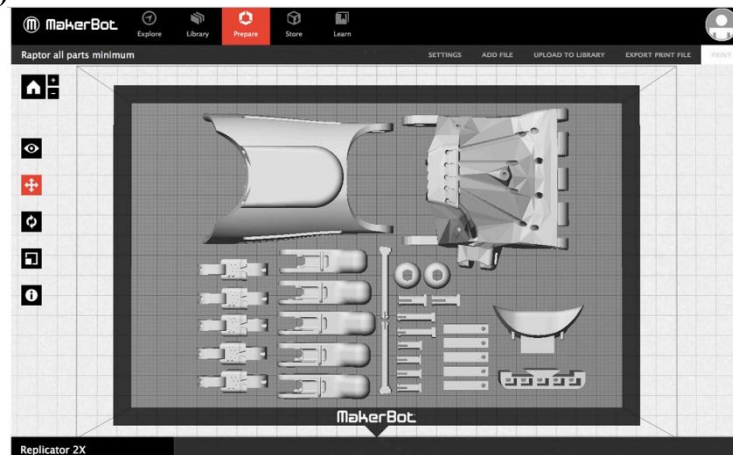


**Obrázek 2.5.5 Personalizace designu protézy (Manero et al., 2019)**





**Obrázek 2.5.6 Rozložení dílů protězy na 3D tiskárně, znázorněno v digitální podobě (Tanaka et Lightdale-Miric, 2016)**



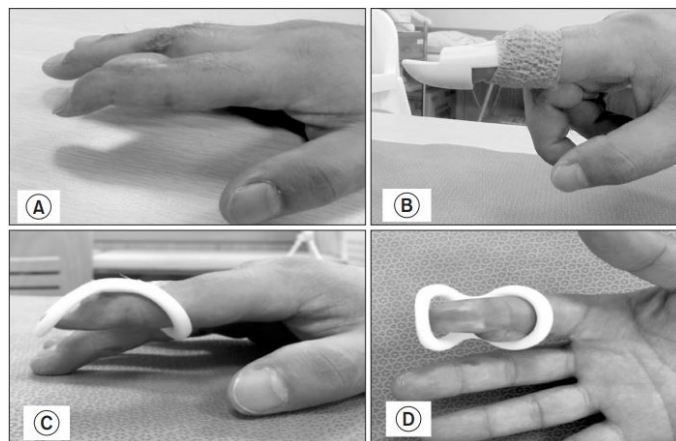
## 2.5.2 Ortotické pomůcky

Mezi hlavní oblasti aplikace ortotických pomůcek řadí autoři především dlahy, ortézy a robotické rukavice pro zápěstí, ruku a prsty horní končetiny. Největší zastoupení tvoří statické ortotické pomůcky, které byly vytvářeny pro široké spektrum různých diagnóz. Druhou skupinou jsou pomůcky dynamické, vyrobená byla dynamická ortéza pro pacienta s cervikálním míšním poraněním (Portnova et al., 2018). Třetí oblastí jsou pomůcky dynamické s externím řízením, ty byly využity především pro rehabilitaci a funkční zapojení osob se získaným poškozením mozku (Ang et Yeow, 2017; 2019; Toth et al., 2020). Myoelektrická ortéza byla vytvořena také pro pacienta s cervikálním míšním poraněním (Yoo et al., 2019).

Nam et al. (2018) využili 3D tisk pro výrobu statických dlah ke znehybnění článků prstů ohrožených vznikem kontraktury (např. hypertrofickým zjizvením) v důsledku deformace ruky popáleninami (viz obr. 2.5.7). Pro výrobu využili volně dostupné modely, které modifikovali pacientům na míru. Využity byly stejné materiály, které se využívají u konvenčních ortéz: pro dlahy z měkkého materiálu termoplastické polyuretany (TPU), pro dlahy z tvrdého materiálu kyselina polyléčná (PLA). Li et al. (2018) a Dodziuk (2016) zmiňují využití imobilizačních dlah při léčbě zlomenin. Li et al. (2018) vytvořili dlahy 3D skenováním ruky a na základě vizuálního generátoru digitálního návrhu byly schopni i nezkušení uživatelé po rychlém zaškolení vytvořit rychlý návrh dlahy bez asistence. Tento způsob by mohl být cestou zavedení 3D tisku do klinické praxe. Portnoy et al. (2020) vytiskli dlahy pro deformitu labutí šije. Pomocí pěti anatomických rozměrů prstu software přizpůsobil pomůcky na míru. Ačkoliv byla doba přípravy časově náročnější, než konvenční využití termoplastických dlah, dlahy byly především více odolné a také výrazně lehčí, estetičtější a

lépe přilnuly. Hofmann et al. (2019) využili tepelně tvarované dlahy pro znehybnění chronicky bolestivého palce (viz obr. 2.5.8.). Dlaha umožňovala mírnou mobilitu a během dvou týdnů nošení vedla ke snížení bolesti a otoku. Její výhodou byla i menší nápadnost oproti konvenčním dlahám. Lee et al. (2019) využili 3D tisk pro výrobu ortézy pro pacienta s poraněním mozku umožňující provádění ADL. Naskenovali zdravou horní končetinu, následně její 3D model zrcadlově převrátili a v softwaru CAD vytvořili ortézu pro upevnění předmětů pro psaní, příjem jídla a psaní na klávesnici. Dle hodnocení Jebsen Taylor došlo ke zlepšení funkce, dle Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST) měl pacient lepší výsledky, než s konvenčními pomůckami. Keller et al. (2021) se zaměřili na multidisciplinární pracovní postup pro sériovou výrobu zařízení uzpůsobených na míru pro rehabilitaci ruky a zápěstí (viz obr. 2.5.9). Využití 3D tisku pro kladívkové prsty zmiňují Choi et al. (2019) a Nam et al. (2018).

**Obrázek 2.5.7 Deformace prstu popáleninou (a), konvenční řešení (b), statická dlahy vyrobená pomocí 3D tisku (c, d) (Nam et al., 2018)**



**Obrázek 2.5.8 Dlahy pro znehybnění chronicky bolestivého palce: konvenční dlahy, zahřátí dlahy a aplikace (Hofmann et al., 2019)**

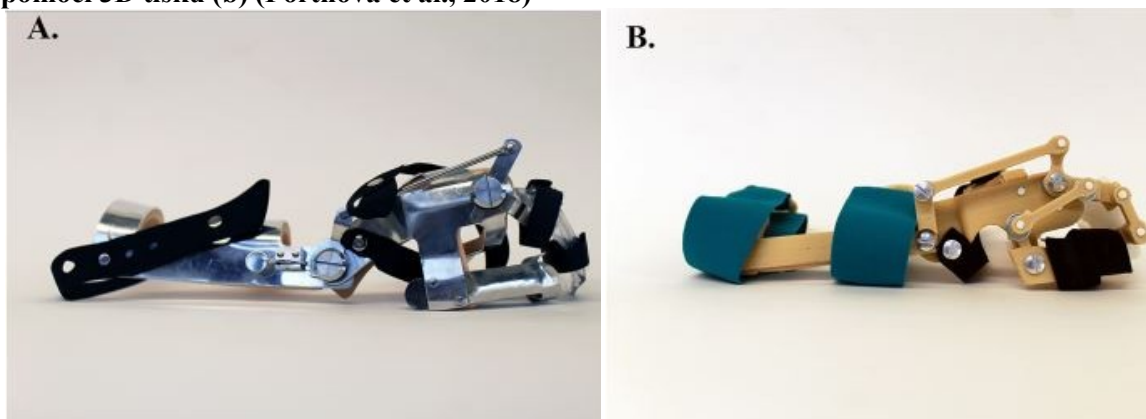


**Obrázek 2.5.9 Personalizované protězy pro sériovou výrobu (Keller et al., 2021)**



Jedinou dynamickou ortézu ovládanou pohybem zápěstí vytvořili Portnova et al. (2018) pro pacienta s cervikálním poškozením míchy (viz obr 2.5.10). Při návrhu byla napodobena konvenčně předepisovaná kovová ortéza. Skrze vylepšení designu a funkčnosti ortézy došlo ke zlepšení funkce úchopu při výkonu ADL (především při sebesycení a psaní) (viz obr. 2.5.11). Autoři vidí potenciál 3D tisku zlepšit motorické učení, rehabilitaci a kvalitu života jedinců s míšní lézí.

**Obrázek 2.5.10 Dynamická ortéza pro pacienta s poškozením míchy: konvenční (a), vyrobená pomocí 3D tisku (b) (Portnova et al., 2018)**



**Obrázek 2.5.11 Aplikace dynamické ortézy při psaní (Portnova et al., 2018)**

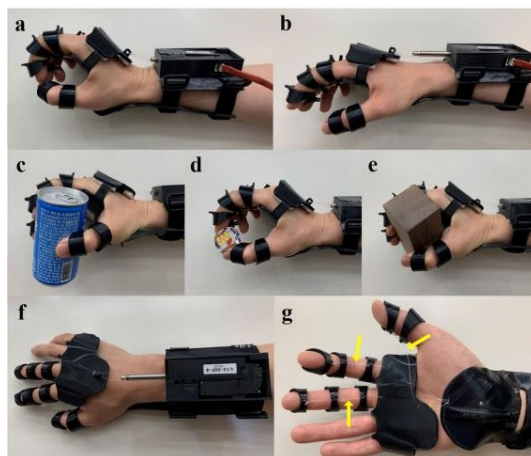


Dynamické dlahy s externím pohonem byly vždy vyráběny za pomoci vícero materiálů. Yoo et al. (2019) ukazují další příklad využití 3D tisku u osob se slabostí ruky v důsledku chronického cervikálního míšního poranění. Vytvořili myoelektrickou ortézu ruky, která umožnila funkční úchop na principu tenodézy (viz obr. 2.5.12). Díky ní došlo ihned k významnému zlepšení funkce ruky v sebesycení a v manipulaci s předměty při ADL. Její ovládání bylo dle slov pacientů intuitivní. Kombinace řízení pomocí EMG je velkým potenciálem budoucnosti v rehabilitačním inženýrství. Vhodné by bylo i rozšíření pro další neurologické pacienty (po cévní mozkové příhodě, po poranění brachiálního plexu). Ang a Yeow (2017; 2019) vytvářeli měkkou robotickou rukavici na zápěstí pro rehabilitaci ruky v domácím prostředí. Dva pohony byly připevněny k pružné tkanině, rukavice umožňovala dva stupně volnosti (flexe, extenze) a 70% fyziologického rozsahu (Ang et Yeow, 2019). Rukavice byla vyrobena z flexibilního filamentu a poháněna na EMG signálem. I přes omezený rozsah pohybu umožnila úchop pro výkon ADL. Zároveň byla cenově dostupná, omyvatelná a umožňovala modulární konstrukci – jednoduchou a levnou výměnu nefunkčních dílů (Ang et Yeow, 2017). I Toth et al. (2020) vytvářeli dynamickou ortézu

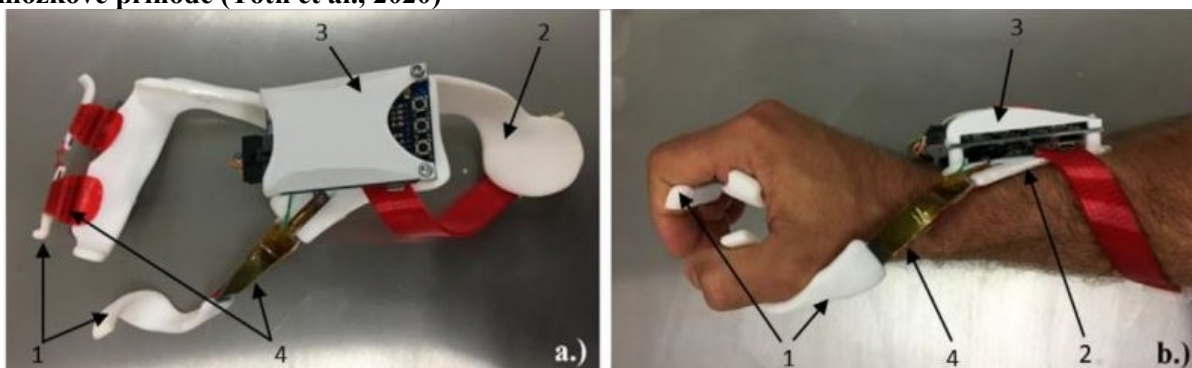


s externím pohonem pro domácí rehabilitaci osob po cévní mozkové příhodě (viz obr. 2.5.13). Konstruovaný 3D model byl přizpůsobitelný pomocí antropometrických parametrů horní končetiny. Výstupem byla konstrukčně jednoduchá, lehká, tichá, aktivní ortéza, vhodná pro každodenní používání v domácím prostředí. Nošení ortézy zvýšilo funkční zapojení pacientů v každodenním životě především v manipulaci s předměty.

**Obrázek 2.5.12 Myoelektrická ortéza ruky, která umožnila funkční úchop na principu tenodézy (Yoo et al., 2019)**



**Obrázek 2.5.13 Dynamická ortéza s externím pohonem pro domácí rehabilitaci osob po cévní mozkové příhodě (Toth et al., 2020)**



Největší výhodou 3D tisku je výroba personalizovaných zařízení (Toth et al., 2020; Lee et al., 2019; Portnova et al., 2018). S tím souvisí i možnosti jednoduché modifikace, snadno vyměnitelné poškozené díly, rychlejší výroba a lehké, odolné pomůcky (Nam et al., 2018). Portnova et al. (2018) zmiňují dále dostupnost na trhu, snadné nasazování ortézy a vhodná řešení pro pediatrické pacienty. Především u ortéz a dlah vyzdvihují Lin et al. (2016) vyšší prodyšnost, která z hygienických hledisek snižuje kožní komplikace. Dle Li et al. (2018) díky personalizaci pomůcky lépe přiléhají a minimalizují deformace během procesu hojení. I nižší hmotnost pomůcek a široké možnosti designu dopomáhají dobrému přijetí pomůcek pacienty (Keller et al., 2021; Dodziuk, 2016). Filament z PLA je vhodným materiálem pro

výrobu dlah (Keller et al., 2021). Z pohledu Lee et al. (2019) umožňuje 3D tisk vytvářet snadná provedení. Z těchto důvodů je využití technologie 3D tisku perspektivní a vhodnou alternativou ke konvenčním postupům (Yoo et al. 2019). Zároveň má potenciál zvýšit dostupnost ortotických pomůcek a zkrátit jejich čas výroby (Portnova et al., 2018).

Hlavní nevýhodou aplikace 3D tisku pro výrobu ortotických pomůcek je časová (Li et al. 2018) a odborná (Keller et al., 2021) náročnost vytváření 3D modelu v softwaru CAD. Zároveň je největší překážkou aplikace do klinické praxe. V případě vytváření 3D modelů ergoterapeutů jsou dle Schwarz et al. (2020) nutná rozsáhlá školení v oblasti výuky v softwaru CAD a 3D tisku. Maximální rozměr pomůcek je limitován velikostí tiskové plochy (Keller et al., 2021). Vzhledem k dlouhodobému užívání pomůcky na těle pacienta je nutné prověřit vhodnost recyklace materiálu (Keller et al., 2021).

Při vytváření 3D modelu ortotických pomůcek je vhodné využít 3D skeneru pro přesné sejmnutí parametrů horní končetiny (Patterson et al., 2020; Li et al., 2018). Keller et al. (2021) využili speciálního softwaru pro volbu typu ortézy. Poté naskenovali ze všech úhlů postiženou horní končetinu v pozici, ve které měla být imobilizována. Výstupem byl digitální 3D model ortézy, který je však nutné převést do softwaru CAD, a provést následné úpravy. Lee et al. (2019) skenovali naopak zdravou horní končetinu. Výstupem byl ale pouze digitální 3D model horní končetiny. Ten byl nejprve zrcadlově převrácen a následně na něj byla vytvořena vhodná dlaha v softwaru CAD.

### **2.5.3 Kompenzační pomůcky**

Kompenzační pomůcky vyráběné pomocí 3D tisku jsou zaměřené především na personální všední denní činnosti.

*„S rozvojem technologie 3D tisku a jejího využití v oblasti asistivních technologií bylo vyvinuto mnoho kompenzačních pomůcek prostřednictvím digitální výroby (3D skenování a 3D tisku) nebo prostřednictvím procesu návrhu "udělej si sám" (DIY)“* (Santos et al., 2019, str. 744, překlad autora). Díky tomu je volně dostupné množství 3D modelů kompenzačních pomůcek v databázích a v online komunitách. Jedná se například o Thingiverse, Yeggi, MyMiniFactory, Pinshape, Prusa Printers, Cults3D, YouMagine, STL Finder, STL Base. Na těchto portálech lze dohledat například zapínač knoflíků, modifikované rukojeti pro přístroj, modifikovaný úchop pro pití, stabilizér brčka, stabilizér kelímku, pomůcky pro vymáčknutí pasty, nástavec na zubní kartáček, krabičky na léky, modifikované úchopy na klíč, modifikovanou rukojeť pro mycí houbu a mnohé další pomůcky využitelné pro všední denní aktivity, činnosti produktivity i volného času.

Santos et al. (2019) však upozorňují na obezřetnost při vyhledávání a volbě konkrétní pomůcky, jelikož některé 3D modely byly vytvářeny bez strukturované metodiky návrhu nebo bez účasti technických nebo zdravotnických odborníků. Výsledek analýzy modelů asistivních technologií na webovém portálu Thingiverse ukázalo, že méně než 13% tvůrců DIY asistivních technologií s klinickými zkušenostmi (odborným vzděláním) (Buehler et al., 2015).

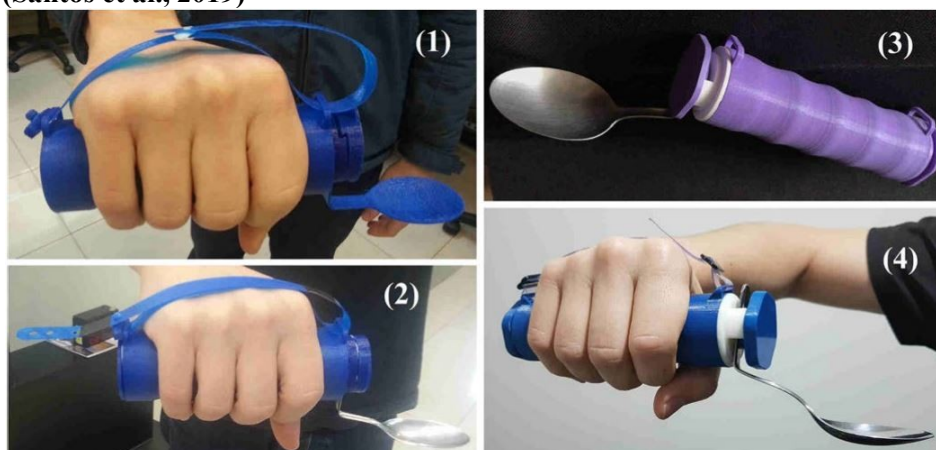
Naopak Patterson et al. (2020) dostupnost 3D modelů na webových portálech vyzdvihují jako výhodu při aplikaci 3D tisku pro výrobu kompenzačních pomůcek. Je možné na nich dohledat a následně vytisknout různé kompenzační pomůcky, které zahrnují potřeby širokého spektra funkčních omezení různých diagnóz a nevyžadují výrazné modifikace. Jako příklad uvádí otvírač lahve a nástavec na klíč. Zároveň se jedná o časově i finančně nenáročné produkty – 3D tisk trvající do 60 minut a cena za materiál pohybující se okolo dvaceti korun. Vzhledem k využití již vytvořených 3D modelů volně dostupných na online portálech je čas přípravy 3D modelu a 3D tisku minimální.

Watanabe et al. (2015) naopak upozorňují na potřebu individuální výroby kompenzačních pomůcek jednotlivým pacientům na míru. Mezi hlavní potenciál 3D tisku řadí včasnost vybavení pacienta vhodnými kompenzačními pomůckami na míru a nižší cenu oproti konvenčně vyráběným kompenzačním pomůckám.

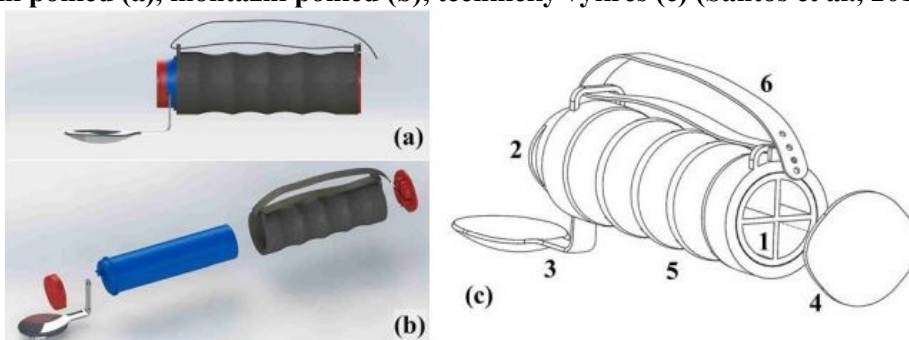
Nejčastější položkou personálních všedních denních činností, pro kterou autoři studií vytvářeli kompenzační pomůcku, byl příjem jídla. Russo et al. (2018) vytvořili modifikovanou rukojeť vidličky pro pacienta s Parkinsonovou nemocí, který měl obtíže s úchopem a manipulací (především s otáčením vidličky mezi prsty) při jídle. Rukojeť byla minimálních rozměrů, díky nimž ji mohl mít pacient stále při sobě a využít ji při návštěvě v restauraci i v domácím prostředí. Pro prostředí restaurace pacient nasadil modifikovanou rukojeť na jednorázovou vidličku, v domácím prostředí využil kompatibility s vidličkou, kterou vlastnil. Další řešení obtíží při manipulaci s příborem (lžící) při příjmu jídla řešil pro pacienty s tremorem rukou Santos et al. (2019). Tým, sestávající se z technika, ergoterapeuta a koncového uživatele, vytvořil pomůcku s protizávažím (viz obr. 2.5.14 a obr. 2.5.15) skrze čtyři vnitřní dutiny, které mohly být dle potřebného zatížení naplněny vodou. Součástí pomůcky byl také nastavitelný popruh pro zajištění pomůcky v dlani pacienta. Druh příboru bylo možné vyměnit a pomůcka umožňovala pacientovi horizontální uchopení a adaptaci na tekutou a pevnou stravu. Hofmann et al. (2019) vytvořili modifikovanou rukojeť nože na krájení pro pacienta s míšní lézí (viz obr. 2.5.16). Na rozdíl od předchozích autorů využil kombinace více materiálů. Vnější část rukojeti byla vyrobena pomocí 3D tiskárny (z plastu

PLA), tu bylo možné nasadit na různé nože. Vnitřní část (pufr) byla pevně připevněna k jednotlivým nožům, díky její schopnosti se přizpůsobit mohla být vnější část jednoduše vyměnitelná. Potažení pomůcky silikonem zajistilo bezpečnost materiálů při kontaktu s potravinami a omyvatelnost pomůcky. Watanabe et al. (2015) vytvořili modifikovanou rukojeť lžice pro pacienta s chromozomální aberací (viz obr. 2.5.17 a 2.5.18). I Buehler et al. (2016) vytvářeli modifikovanou rukojeť pro lžici (viz obr. 2.5.19) a modifikovaný úchop lahve. Willett (2019), Patterson et al. (2020) i Buehler et al. (2016) zmiňují využití 3D tisku pro výrobu kompenzační pomůcky pro otevření lahve. Janson et al. (2020) vyrobili pomocí 3D tisku kompenzační pomůcku pro otevírání plastových lahví pro pacienty s revmatoidní artritidou. U těchto pacientů popisuje jako důvod snížení výkonu z důvodu slabosti rukou, bolesti a omezeného rozsahu pohybu. 3D model stažený z webového portálu byl před tiskem upraven v počítačovém programu Tinkercad. Kompenzační pomůcka vedla k poklesu bolesti a zlepšení výkonu činnosti.

**Obrázek 2.5.14 Kompenzační pomůcka s protizávažím pro pacienty s tremorem rukou, verze prototypu (Santos et al., 2019)**



**Obrázek 2.5.15 Virtuální model kompenzační pomůcky s protizávažím pro pacienty s tremorem rukou boční pohled (a), montážní pohled (b), technický výkres (c) (Santos et al., 2019)**





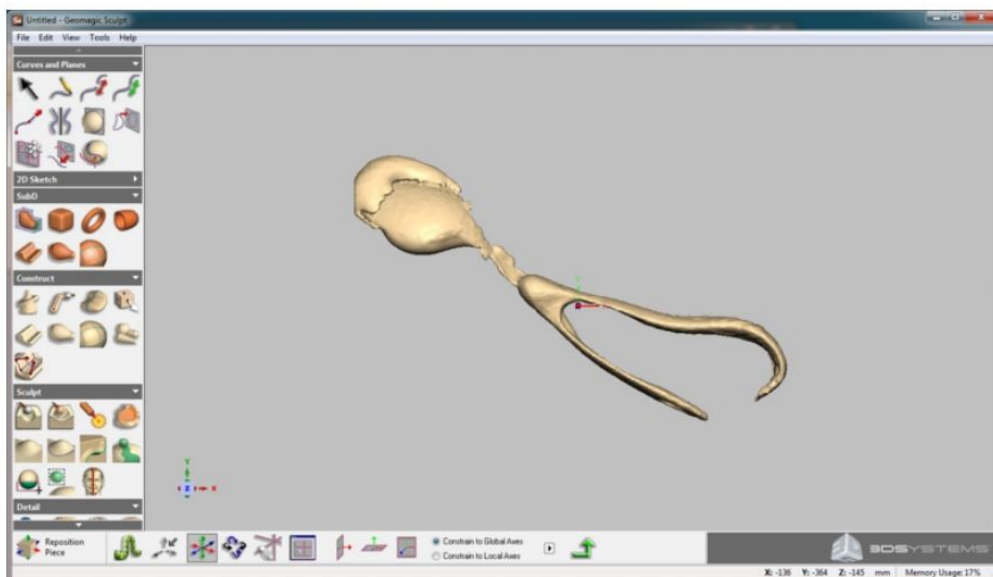
**Obrázek 2.5.16 Modifikovaná rukojeť nože na krájení pro pacienta s míšňí lézí (Hofmann et al., 2019)**



**Obrázek 2.5.17 Modifikovaná rukojeť lžice pro pacienta s chromozomální aberací (Watanabe et al., 2015)**



**Obrázek 2.5.18 Model modifikované rukojeti lžice pro pacienta s chromozomální aberací (Watanabe et al., 2015)**



**Obrázek 2.5.19 Modifikovaná rukojeť lžice (Buehler et al., 2016)**



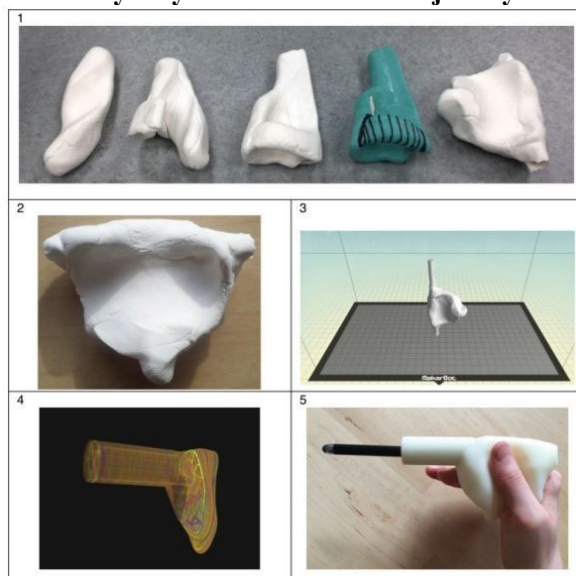
Další autoři se věnují výrobě kompenzačních pomůcek pro psaní. Willett (2019) zmiňuje držák pera s přichycením do dlaně a kartu pro umístění podpisu. Degerli et al. (2020) vytvářeli 3D model kompenzační pomůcky pro pacienta s quadruplegií pomocí 3D skenování, díky pomůcce byl pacient schopný psát a podepsat se (viz obr. 2.5.20). Mezi dalšími pomůckami zmiňují Buehler et al. (2016) modifikovaný úchop zvýrazňovače, pastelky, štětce. Vyráběli také modifikovanou rukojeť stylusu (dotykového pera na tablet) z důvodu nevyhovujícím potřebám studenta způsobující nepohodlí a únavu (viz obr. 2.5.21). Pro vytváření využili 3D skenování prototypu z hlíny, na povrchu výsledné rukojeti byla vrstva aerosolové hmoty pro změkčení povrchu. Autoři zmiňují také možnost dotvoření 3D tištěných pomůcek běžně užívanými materiál – zipy, pásky, provázky a podobně. I et al. (2016) vyzdvihují využití 3D tisku pro výrobu školních pomůcek pro nevidomé a slabozraké studenty za účelem zlepšení dovednosti psaní a učení skrze hmat. Součástí studie byla výroba taktilních pomůcek pro nácvik psaní (viz obr. 2.5.22 a obr. 2.5.23).

Buehler et al. (2016) a I (2016) vyzdvihují využití 3D tisku pro podporu speciálního vzdělávání – především pro tvorbu učebních materiálů pro nevidomé a slabozraké. Dle I (2016) jsou 3D tištěné pomůcky na rozdíl od papírových opakovaně využitelné z důvodu vyšší odolnosti; písmena Braillova písmo jsou zároveň lépe rozpoznatelné (především pro děti). Zmiňují také vhodnost výroby 3D tištěných taktilních knih, taktilních grafik obrázků.

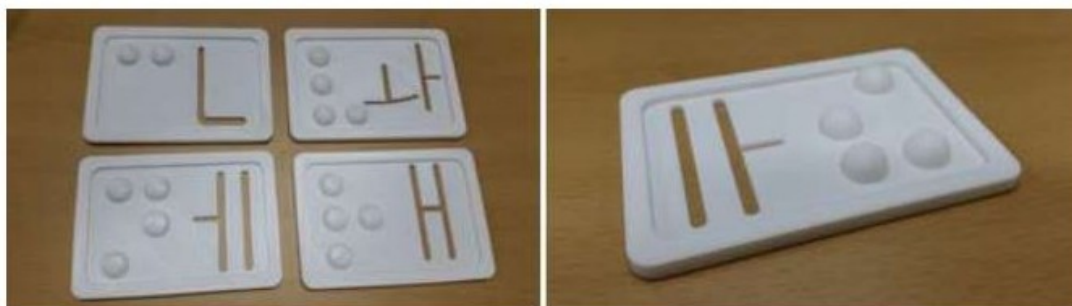
**Obrázek 2.5.20 Kompenzační pomůcka pro psaní na míru pro pacienta s quadruplegií (Degerli et al., 2020)**



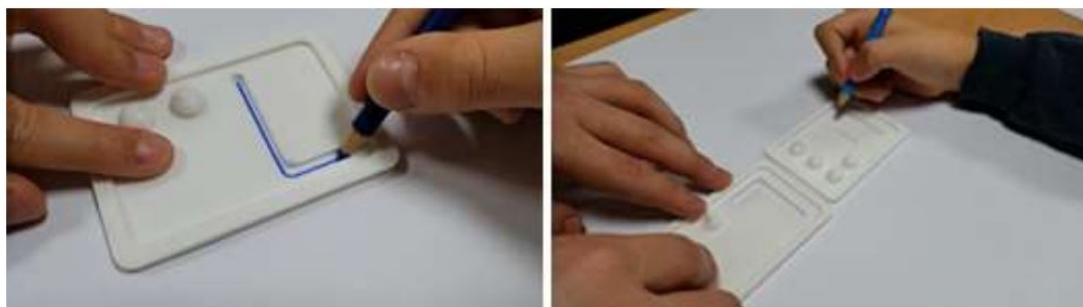
**Obrázek 2.5.21 Proces návrhu a výroby modifikované rukojeti stylusu (Buehler et al., 2016)**



**Obrázek 2.5.22 Taktilní pomůcky pro nácvik psaní pro nevidomé a slabozraké (I, 2016)**



**Obrázek 2.5.23 Využití taktilních pomůcek pro nácvik psaní pro nevidomé a slabozraké v praxi (I, 2016)**



Mezi další kompenzační pomůcky vyrobené pomocí 3D tisku patří nástavec na klíč a Shape keyboard – modifikované úchopy pro psaní na klávesnici počítače s různými tvary (kroužek, T-tvar, U-tvar) (Willett, 2019). Dále modifikované ovládání myši k počítači pro pacientku s quadruplegií a variabilní držáky mikrofону se sensorovým snímačem pro pacienta s kongenitálním metabolickým onemocněním způsobující fyzické, zrakové a respirační obtíže (Watanabe et al., 2015). Buehler et al. (2016) vyrobili krabičku na léky a speciální držák

tabletu na mechanický vozík na míru, na jeho výrobu byly potřeba nižší náklady a proces výroby byl rychlejší oproti jiným možnostem.

Alfaro Arias et al. (2020) se věnovali vybrané položce instrumentálních všedních denních činností – vaření. Obsahem práce však nebyla přímá výroba jednotlivých pomůcek, ale vývoj programu pro vzdálenou vizualizaci potřebných pomůcek pro výrobu pomocí 3D tisku.

#### **2.5.4 Další využití**

Dalším využitím 3D tisku v ergoterapii je dle Pattersona et al. (2020) vybavení pomůckami pro terapie – například pro terapii ruky (konkrétně jemné motoriky, svalové síly a dalších oblastí). Buehler et al. (2016) zmiňují také demonstraci matematických dovedností manipulací s 3D tištěným objekty. 3D tisk je vhodný i pro vytváření pomůcek pro jednotlivá hodnocení v ergoterapii jakou jsou například hodnocení jemné motoriky, svalové síly, soběstačnosti, manipulace a podobně (Cutler et al., 2018). 3D tisk umožňuje také výrobu anatomických modelů horní končetiny, které mohou sloužit pro vzdělávání ergoterapeutů a studentů ergoterapie, ale také pro vysvětlení souvislostí pacientovi při léčbě či terapiích (Patterson et al., 2020).

#### **2.5.5 Technická náročnost**

Buehler et al. (2016) spolupracovali s ergoterapeuty, které chtěli naučit samostatně pracovat s navrhováním a 3D tiskem asistivních technologií. I přes velký zájem o využití technologie 3D tisku v ergoterapii se ergoterapeuti do navrhování 3D modelů asistivních technologií ani výroby pomocí 3D tisku nezapojovali. Zdůvodňovali to především časovými omezeními (úhrady zdravotních pojišťoven). Čas v terapii raději stráví v přímé péči o pacienta, než vytipováním a vývojem konkrétních asistivních technologií. Druhým důvodem byla náročnost navrhování asistivních technologií pomocí softwaru CAD, ke kterému měli nedostatek školení. Návrh, vytváření 3D modelů a výrobu pomocí 3D tiskárny vnímají jako práci pro jiného odborníka.

Hofmann et al. (2019), kteří spolupracovali na návrhu asistivních technologií s ergoterapeuty popisují podobnou zkušenost. 3D modely a 3D tisk zajišťovali především výzkumníci. Ergoterapeuté „*se nevnímají jako designéři, ale spíše jako ti, kteří asistivní technologie předepisují či vybírají*“ (Hofmann et al., 2019, str. 2, překlad autora).

Jednou z možností návrhu 3D modelu v počítači je 3D skener. Ačkoliv je tvorba modelu v počítači pomocí 3D skeneru výrazně jednodušší způsob vytvoření vlastních návrhů,

z důvodu nízkého rozlišení většiny 3D skenerů vyžaduje složité úpravy (čištění) modelu v počítači, aby mohl být vytisknut (Buehler et al., 2016).

Slegers et al. (2020) shrnují, že ačkoliv se mnoho autorů shoduje, že úloha klinických pracovníků v navrhování asistivních technologií je zásadní, není jednoduché převzít aktivní roli. Jako hlavní překážky zdůrazňují nedostatek času pro učení se novým technologiím, vysoké nároky na učení 3D modelování a absence finančního pokrytí času kliniků strávené tvorbou prototypů.

Na základě výše zmíněných problémů Buehler et al. (2016) ve své studii navrhli prototyp programu GripFab. Program byl určen pro jednoduché vytváření 3D modelů modifikovaných rukojetí pro podporu osob s omezenou obratností a schopností úchopu. Nejprve ergoterapeut vybral tvar rukojeti (volba z pěti typů úchopu), nastavil rozměry otvoru (pro vybraný předmět) a nakonec mohl přidat podpěru, prodloužit rukojeť a podobně. Ačkoliv program výrazně zjednodušil navrhování asistivních technologií a ušetřil by při tvorbě mnoho času, pro zavedení do klinické praxe by byly nutné ještě další úpravy pro zjednodušení.

Slegers et al. (2020) v části svého výzkumu testovali model codesignu – spolupráce ergoterapeuta a CAD (computer aided design) designéra (odborník na 3D modelování, bez zkušeností s 3D tiskem ve zdravotnictví). Vyzdvihují klinické znalosti ergoterapeuta, které jsou zásadní pro vytvoření užitečných a kvalitních asistivních technologií. Designér naopak disponuje technickými znalostmi a zkušenostmi se softwarem 3D modelováním. Ergoterapeut poskytl náčrty, 3D skeny prototypů z hlíny, či obrázky nápadů, které konzultoval s designérem, který modely následně vytvořil. Hlavními omezeními jsou úhrada dvou odborníků a absence prostoru pro testování a úpravu prototypu. Urychlení procesu získání asistivní technologie pro pacienta navrhuje vycházet z vytvořených univerzálních 3D modelů (v počítači), které by bylo možné bez potřeby designéra pomocí několika parametrů přizpůsobit konkrétnímu pacientovi na míru.

V případě návrhu 3D modelů dlah, ortéz a protéz je vytváření pomocí CAD (počítačem podporovaný design) ještě náročnější proces, který potřebuje značné zkušenosti. Dle Schwarz et al. (2020) je nutnost školení ergoterapeutů v rozsahu čtyřiceti hodin pro dosažení kompetence v oblasti CAD a 3D tisku. Keller et al. (2021) navrhuje outsourcing – spolupráci s biomedicínskými inženýry, kteří by byli schopni vytvářet a upravovat 3D modely pomůcek. Ergoterapeuté by měli být schopni pracovat s 3D skenery a 3D tiskárnami. Následně by měli provádět postprocessing, montáž a nácvik s pacientem. Dosažením automatizace se současnou eliminací potřeby nových modelů by mohli ergoterapeuté jednoduchými kroky upravit dostupné 3D modely konkrétnímu pacientovi na míru. I Portnoy

et al. (2020) podporují vytvoření automatizovaného softwaru pro úpravu asistivních technologií na míru a zdůrazňují to jako chybějící článek implementace 3D tisku do klinické praxe. Například u dlah by univerzální 3D model pomocí vybraných anatomických rozměrů mohl být přizpůsoben na míru. Li et al. (2018) již podobný model testovali skrze naskenování ruky a generátor návrhu. Došlo ke snížení doby školení, kdy účastníci byly schopni po 15 minutové školicím programu navrhnout za osm až dvacet minut ortézu bez asistence. Ačkoliv se vyskytly problémy na straně účastníků i softwaru, hodnotí tento zjednodušený postup jako zásadní pro klinickou praxi.

### 2.5.6 Finanční hlediska

Jelikož se jedná o inovativní technologii, finanční efektivita je oblast, na kterou aktuálně nebylo publikováno dostatek studií. Vzhledem k významnému rozvoji lze během následujících let očekávat publikování dalších studií na toto téma.

Hunzeker a Ozelie (2021) provedli analýzu finanční efektivity v oboru ergoterapie. Porovnávali cenu kompenzačních pomůcek vyrobených pomocí 3D tisku s konvenčně vyráběnými kompenzačními pomůckami. Dospěli k závěru, že výroba pomůcky pomocí 3D tisku byla výrazně finančně efektivnější. Hodnotili však pomůcky, kde byl 3D model stažen volně z webových stránek. Nebyla tedy zhodnocena finanční efektivita v případě výroby modelu ergoterapeutem či jinou osobou. Wilett (2019) hodnotil výrobu kompenzačních pomůcek pomocí 3D tisku také jako cenově výhodnější oproti komerčně dostupným alternativám. Využil stažení volně dostupných modelů, které nebyly více přizpůsobeny na míru. Hodnotil tedy pouze náklady za materiál. Cena FDM 3D tiskárny: 349 USD, filament PLA cca 330 metrů – 20 USD, doba tisku sedm minut až 2 hodiny 22 minut. Nejdražší byl modifikovaný úchop pera (0,49 USD), nejlevnější pomůcka pro ovládání počítačové klávesnice (0,03 USD). Janson et al. (2020) hodnotili tři různé kompenzační pomůcky. Otvírák na plastové lahve (viz obr. 2.5.24) byl volně stažen a následně byla provedena jednoduchá úprava velikosti víčka. Vytisknuto bylo z PLA (5,4 m) za 70 min, což odpovídá 0,32 USD, k tomu byl připevněn kovový kroužek za 0,20 USD. Zmiňuje však více výtisků, jelikož byla úprava řešena stylem pokus-omyl. A neuvádí, kolik pomůcek muselo být pro úspěšnou pomůcku vyrobeno. Druhá pomůcka – nástavec na klíč (viz obr. 2.5.24) byla opět volně stažena a upravena v Tinkercadu (zvětšení tloušťky, přidání otvorů, částečné zahloubení matice). Cena pomůcky byla 0,93 USD (6 m PLA, šroub a pojistná matice, kovový kroužek na klíče). Třetí byla pomůcka pro psaní (viz obr. 2.5.24): prototyp byl vyroben z běžných materiálů a dle něj byl vytvořen 3D model v Tinkercadu. Cena pomůcky za filament (1 m)

byla 0,26 USD. Po výtisku byl však ještě nutný postprocessing pro vyhlazení okrajů horkovzdušnou pistolí. Buehler et al. (2016) sice neprovedli finanční analýzu, zmiňují však důležité faktory pro její výpočet. Výroba stylusu na míru trvala pouze 2 hodiny, vývoj však několik měsíců. Prototyp pomůcky byl vytvořen vytvarováním modifikovaného úchopu z keramické hlíny, poté byl převeden do 3D modelu v počítači pomocí 3D skenování. Z důvodu nízkého rozlišení skenerů byli nutné úpravy 3D modelu, které byly však časově i technicky náročné.

Zhodnocení některých parametrů finanční analýzy se u výroby ortotických pomůcek věnovali následující tři autoři. Keller et al. (2021) vytvořili nejprve univerzální dlahy, kde byla konkrétní zvolena před skenováním horní končetiny. Skenování zabralo méně než minutu a následný převod dlahy do softwaru CAD asi 2 minuty. Díky znalostem časových a tím finančních limitů úpravy 3D modelů terapie volili pro úpravu profesionální konstruktéry, kterým doladění dlah trvalo do 30 minut. Terapeutické zajistili nahrání souboru do 3D tiskárny (2 minuty), postprocessing (10 minut, u DLP – vakuová komora 15 minut) a montáž (fixace suchých zipů). Průměrná doba tisku dlahy předloktí na FDM tiskárně byla 18 – 20 hodin. V případě využití tiskárny DLP by mohli být dlaha vytištěna za 90 minut (až čtyři zařízení najednou). Nevýhodou tohoto typu je však složitější postprocessing, vyšší náklady za materiál a vyšší pořizovací cena 3D tiskárny. Cena dlahy za materiál byla u typu FDM 6 USD, u DLP 20 USD. Portnova et al. (2018) hodnotili výrobu dynamické ortézy ovládanou pohybem zápěstí jako méně časově náročnou a s nižšími náklady. Cena za materiál byla v rozsahu 15-20 USD (filament PLA, magnety, pásky, suchý zip), průměrná doba tisku 6,5 hodin a 1,5 hodiny postprocessingu. K celkové analýze je potřeba kromě personálního ohodnocení zmínit další pomůcky pro výrobu: především pořizovací cenu 3D tiskárny (900 USD) a horkovzdušné pistole (60 USD). Dynamická ortéza s externím pohonem (Toth et al., 2020) stála 500€ pouze za materiál, zároveň byla vytvořená v softwaru CAD, u kterého byly nutné rozsáhlé úpravy pro přizpůsobení na míru. Materiál obsahoval pasivní část (SLS) za 100 €, baterie 40 €, elektronika 120 €, kryt (silikon, TPU) 20 €, SMA části 50 €, speciální flexibilní zahřívací systém 170 €.

Zuniga et al. (2016; 2019) opakovaně ve svých studiích uvádí možnosti návrhu a výroby protéz horní končetiny za velmi nízké náklady, jejich analýzu však v žádné neuvádí. U dynamických dlah poháněných tělem Tanaka a Lightdale-Miric (2016) uvádějí cenu konvenčních ortéz v rozsahu 500 – 4000 USD. V případě využití volně dostupných modelů protéz a přístupu k 3D tiskárnám (například v knihovnách) by mohli být pomůcky vyrobeny za cenu materiálu. Potom by protéza ruky stála 20 – 50 USD a protéza paže 50 – 150 USD.



Ten Kate et al. (2017) upozorňují na opatrnost ohledně informace, že jsou protézy vyrobené pomocí 3D tisku levné. Jejich cenu lze obtížně srovnávat s cenami komerčně dostupných protéz horní končetiny, jelikož se cena neskládá pouze z nákladů za materiál. I přesto, že náklady za materiál jsou nízké, je nutné vzít v úvahu pořizovací cenu 3D tiskárny, vývoj, návrh, sestavení a nasazení protézy. Často opomíjenou položkou je personální ohodnocení času konstruktéra. Orientační cenu tiskáren uvádí u typu FDM 2000 USD, SLA 5000 USD, SLS a Polyjet 50 000 – 100 000 USD. Náklady za materiál jsou v rozmezí 5 USD (cena za materiál statických dlah) až 500 USD (dynamické dlahy s externím pohonem, včetně kabelů, motorů a elektroniky). Cena protéz firem prodávající myoelektrické protézy vyrobené pomocí 3D tisku se pohybovala mezi 1000 – 3000 USD. Oproti nim je cena konvenčně vyráběných protéz poháněných tělem (4000 – 10000 USD), či s externím pohonem (25 000 – 75 000) stále vyšší. Faktem snižující cenu výsledných protéz je množství volně dostupných 3D modelů protéz na webových portálech, které lze upravit pacientovi na míru.

**Obrázek 2.5.24 Otvírák na plastové lahve, nástavec na klíč a pomůcka pro psaní (Janson et al., 2020)**





## **3 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **3.1 Cíle práce, výzkumné otázky**

#### **3.1.1 Cíle diplomové práce**

Hlavním cílem diplomové práce je vytvoření univerzálních 3D modelů pro zvýšení zapojení paretické horní končetiny a soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku ve vybraných personálních všedních denních činnostech na základě analýzy sesbíraných dat.

Dílčím cílem v teoretické části práce je shrnutí nejnovějších studií o možnostech využití 3D tisku v ergoterapii.

Dílčím cílem praktické části je vytvoření formuláře pro záznam parametrů pro vytvoření univerzálních 3D modelů, který bude využitelný i pro modifikaci univerzálních modelů konkrétnímu pacientovi na míru. Skrze záznamové formuláře budou identifikovány nejčastěji problematické položky personálních všedních denních činností a nejčastější obtíže paretické horní končetiny, které znesnadňují či znemožňují její zapojení do těchto činností. Na základě dílčích cílů bude naplněn hlavní cíl – vytvoření univerzálních 3D modelů umožňující včasné zapojení paretické končetiny a zvýšení soběstačnosti.

#### **3.1.2 Výzkumné otázky**

- Do jakých položek personálních všedních denních činností pacienti se získaným poškozením mozku nejčastěji nezapojují paretickou horní končetinu?
- Jaké jsou nejčastější obtíže paretické horní končetiny při provádění personálních všedních denních činností osob se získaným poškozením mozku?
- Jaká kompenzační pomůcka by pacientům se získaným poškozením mozku umožnila včasné zapojení paretické horní končetiny do personálních všedních činností?

### **3.2 Metodologie diplomové práce**

#### **3.2.1 Typ práce**

Diplomová práce byla zpracována jako deskriptivní pilotáž. Pro analýzu sesbíraných dat bylo využito deskriptivní statistiky, která umožňuje redukci množství získaných dat, které popisuje a zpracovává za využití metod tabulek, statistických grafů, map, číselných charakteristik dat a umožňuje tak jejich názorné zpracování (Hendl, 2014). Ze sesbíraných dat byly popsány nejčastější problémy pilotního vzorku (osob se získaným poškozením mozku): v jakých položkách vybraných personálních všedních denních činností nejsou soběstační,

nezapojují do nich paretickou horní končetinu, či jim zapojení paretické horní končetiny výrazně znesnadňuje výkon. Na základě této deskripce byly vytvořeny univerzální 3D modely kompenzačních pomůcek vybrané položky personálních všedních denní činností, které by měly výše zmíněné problémy pomoci řešit. Vytvořené 3D modely jsou univerzální pro vzorek pilotáže, pro obecné využití u osob se získaným poškozením mozku v rámci České republiky je nutný rozsáhlejší výzkum.

### **3.2.2 Výzkumný soubor**

Výzkumným souborem jsou osoby se získaným poškozením mozku v akutním, subakutním i chronickém stádiu, účastníci se ergoterapie v libovolném typu zařízení, kde pracuje ergoterapeut (zdravotnické, sociální, ambulantní, lůžkové...).

Volba výzkumného souboru vychází z faktů uvedených v teoretické části diplomové práce. Získané poškození mozku patří mezi hlavní příčiny vzniku disability. Zároveň disability vzniká často problémy se zapojením paretické horní končetiny do všedních denních činností. U získaného poškození mozku bývá tělesné postižení horní končetiny velmi variabilní a tím vzniká potřeba vhodné kompenzační pomůcky, která by umožnila včasné, funkční a optimální zapojení paretické horní končetiny do činností. Vzhledem k variabilitě postižení horní končetiny je nejvíce efektivní přizpůsobení kompenzačních pomůcek pacientovi na míru. Zároveň při volbě výzkumného souboru byla důležitá i dobrá zkušenost při výrobě kompenzační pomůcek pro sebesycení pomocí 3D tisku v rámci bakalářské práce, kdy se vhodnost tohoto výzkumného souboru osvědčila.

Kritéria zařazení: nezapojování paretické horní končetiny do alespoň jedné položky personálních všedních denní činností nebo nesoběstačnost alespoň v jedné položce personálních všedních denních činností nebo obtíže při zapojování paretické horní končetiny do personálních všedních denních činností, potřeba kompenzační pomůcky pro včasné a optimální zapojení paretické horní končetiny do alespoň jedné položky personálních všedních denních činností; zachovaná hybnost v loketním kloubu do flexe alespoň do 1/3 pohybu, provedení alespoň jednoho typu úchopu nebo akrum přístupné pro umístění předmětu do dlaně a zafixování páskou.

Kritéria vyloučení: nesplnění kritérií zařazení, porucha funkcí omezujících spolupráci pacienta při tvorbě výzkumu při diplomové práci: kognitivní deficit či percepční fatická porucha (neporozumění účelu práce, procesu sběru dat a využití zpracovaných dat, absence náhledu na aktuální situaci), těžká expresivní afázie nebo porucha krátkodobé paměti

znemožňující spolehlivě vyšetřit jednotlivé části záznamového formuláře pomocí dotazování v kombinaci s pozorováním, plegická horní končetina.

### 3.2.3 Výběr vzorku

Nejprve byl vytvořen „*Záznamový formulář pro stanovení vhodné kompenzační pomůcky pro personální všední denní činnosti*“ (dále pouze *Záznamový formulář*, viz příloha č. 1), který byl otestován na třech pacientech na Klinice rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK. Výběr pacientů pro testování *Záznamového formuláře* byl proveden na základě doporučení vedoucí diplomové práce Bc. Zuzany Rodové, M.Sc.. Jednalo se o pacienty, kteří aktuálně docházeli na Kliniku rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK ambulantně, či do Denního stacionáře. Testovány byly dvě ženy a jeden muž ve věkovém rozmezí 48-69 let. Příčinou funkční disability byla u dvou pacientů ischemická cévní mozková příhoda, u třetího pacienta subarachnoidální krvácení. Doba od vzniku disability byla osm měsíců, dva a půl roku a čtyři roky. Původní počet pacientů pro testování *Záznamového formuláře* byl stanoven mezi dvěma až pěti pacienty, otestování na třech pacientech však bylo dostačující. Každý z těchto pacientů byl testován jinou formou, viz Popis postupu.

Finální *Záznamové formuláře* byly rozšiřovány ergoterapeutům do zařízení pracujících s osobami se získaným poškozením mozku. Typ zařízení nebyl omezen, proto byl zasílán pracovníkům zdravotnického i sociálního zařízení, ambulantního i lůžkového zařízení, rehabilitačních ústavů a na další pracoviště. Podmínkou pro vyplnění *Záznamového formuláře* byla stanovena přítomnost ergoterapeuta na pracovišti pracujícího s cílovou skupinou diplomové práce – s osobami se získaným poškozením mozku. Oslovovány byly z organizačních důvodů primárně pracoviště především v Praze (například Lůžka včasné rehabilitace iktového centra VFN, ERGO Aktiv, o.p.s., Neurologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol) v druhé fázi byly osloveni ergoterapeuti ze zařízení po celé České Republice. Pro rozšíření byla využita platforma emailu, facebookových skupin sdružující ergoterapeuty, dále osobně (například do Rehabilitačního ústavu Kladruby, na Kliniku rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK) a mezi ergoterapeuty studující v navazujícím oboru Ergoterapie pro dospělé na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy.

Počet pacientů pro sběr dat byl úzce závislý na návratnosti vyplněných *Záznamových formulářů* ergoterapeuty, na organizačních možnostech pracovišť a časových možnostech autora diplomové práce. Minimální počet pacientů byl stanoven na dvacet, optimální množství *Záznamových formulářů* se pohyboval okolo čtyřiceti. Vyšší počet *Záznamových*

*formulářů* by byl vhodný pro vyšší kvalitu vytvořených univerzálních 3D modelů kompenzačních pomůcek odpovídajících co nejširšímu spektru omezení paretické horní končetiny u osob se získaným poškozením mozku. Výrazným omezením vyššího počtu byla návratnost *Záznamových formulářů* od ergoterapeutů související i s nutností spolupráce ergoterapeuta s pacientem a časová náročnost.

Z důvodu absence návratnosti *Záznamových formulářů* byl výběr vzorku zúžen na pracoviště Rehabilitační ústav Kladruby (n=20) a ERGO Aktiv, o.p.s. (n=5). Z časových možností autora a aktuální epidemiologické situace již nebylo možné testování autorem na Klinice rehabilitačního lékařství, kde se ergoterapeuté nabídli s vytipováním vhodných pacientů pro sběr dat. Finální podobou *Záznamového formuláře* bylo otestováno 25 pacientů. Ze vzorku bylo následně vyřazeno pět pacientů, kteří i přes vytipování neodpovídali vstupním kritériím nebo nebylo možné vyšetření dokončit.

Součástí *Záznamového formuláře* jsou pouze vybraná anamnestická data: zařízení, kde pacient absolvoval ergoterapii, věk pacienta, základní diagnóza způsobující omezení paretické horní končetiny a datum vzniku onemocnění. Jedná se o informace, které byly důležité pro analýzu dat, pro vytváření univerzálních 3D modelů, k možnému porovnání věku a fázi onemocnění. V diplomové práci byly tyto informace důsledně anonymizovány.

#### **3.2.4 Metody tvorby dat**

Data byla sbírána autorem diplomové práce v Rehabilitačním ústavu Kladruby a ERGO Aktivu, o.p.s. a zaznamenávána byla do *Záznamového formuláře*. Ten byl vytvořen autorem diplomové práce pro výrobu univerzálních 3D modelů vybraných kompenzačních pomůcek především pro personální všední denní činnosti. *Záznamový formulář* je možné využít také při personalizaci univerzálních 3D modelů pacientovi na míru. Při vyplňování *Záznamového formuláře* byly využity informace ze zdravotnické dokumentace, semistrukturovaného rozhovoru, semistrukturovaného pozorování, případně testovacích metod, foto-dokumentace nebo video-dokumentace. Pro snížení míry subjektivity různých ergoterapeutů byly autorem vytvořeny podrobné *Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře* (viz příloha č. 2).

*Záznamový formulář* (viz příloha č. 1) vycházel především z běžných vyšetření ergoterapeutem. Hlavními oblastmi bylo vyšetření vybraných položek soběstačnosti a funkčního vyšetření paretické horní končetiny. Soběstačnost byla hodnocena především ve vybraných položkách všedních denních činností, zaměřena byla také na míru zapojení paretické horní končetiny a limity jejího zapojení a nabízí vhodnou kompenzační pomůcku

(například modifikovaný úchop vidličky). V další části byl prostor pro záznam dalších problematických oblastí, kde by mohla být kompenzační pomůcka nápomocna. Druhá oblast funkční vyšetření horní končetiny zahrnovala hodnocení funkčních rozsahů, fáze úchopů, vybrané typy úchopů, měření rozměrů v oblasti předloktí a akra, vybrané aktivní rozsahy pro doplnění funkčních rozsahů, mozečkové funkce, orientační hodnocení extrapyramidového systému a výkonu.

Po ukončení sběru a záznamu dat byl obsah *Záznamových formulářů* tříděn a transkribován do přehledného schématu do počítačového editoru Microsoft Office Excel. Během transkripce probíhala hlavní část čištění dat, které následovalo opakovaně při práci s daty.

### 3.2.5 Popis postupu

Na základě nastudování problematiky byl vytvořen *Záznamový formulář*. Vycházel především z běžných vyšetření ergoterapeutem a zaznamenával především fyzická omezení paretické horní končetiny při zapojování do všedních denních činností.

V letním semestru akademického roku 2020/2021 proběhala testovací část *Záznamového formuláře* ve spolupráci se třemi pacienty na Klinice rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK. Cílem této fáze bylo otestování vytvořeného *Záznamového formuláře* a vychytání jeho limitů. První pacient byl hodnocen autorem diplomové práce, druhý ergoterapeutem pracujícím na Klinice rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK a třetí skrze nastudování aktuální zdravotnické dokumentace téhož pracoviště. Testovací fáze *Záznamového formuláře* byla autorem diplomové práce zhodnocena, upravena jeho formátová i obsahová stránka a byla vytvořena jeho finální podoba. Hlavním limitem *Záznamového formuláře* byla časová náročnost vyšetření pacienta, dále nedostatek prostoru pro záznam hodnocení fází a typů úchopů.

Následně byly vytvořeny *Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře*. Jejich obsahem bylo seznámení s cílem diplomové práce, nutná časová dotace pro vyplnění; dále kritéria výběru, pokyny k podepsání informovaného souhlasu a pokyny pro hodnocení a administraci jednotlivých položek *Záznamového formuláře*. Soubor byl doplněn názornými fotografiemi pro snížení subjektivity při hodnocení různými terapeuty.

Po vyhodnocení testovací části a vytvoření pokynů byly *Záznamové formuláře* rozšiřovány ergoterapeutům do zařízení pracujících s osobami se získaným poškozením mozku. Kromě *Záznamového formuláře* byly součástí *Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře a Informovaný souhlas pacienta* (viz přílohy č. 1, č. 2 a č. 3).

V rámci předmětu Ergoterapeutická prázdninová praxe probíhal v červenci 2021 sběr a záznam dat autorem diplomové práce v Rehabilitačním ústavu Kladruby. Z důvodu absence návratnosti *Záznamových formulářů* ergoterapeutů byl znovu zahájen sběr a záznam dat autorem na podzim – v rozsahu měsíců září až listopad. Na základě nabídky ergoterapeutů v ERGO Aktivu, o.p.s. s vytipováním pacientů bylo v říjnu 2021 testováno pět pacientů v tomto zařízení. Z časových a aktuálních epidemiologických důvodů nebylo možné otestovat pacienty na Klinice rehabilitačního lékařství VFN a 1. LF UK, kde se ergoterapeuti nabídli s vytipováním pacientů. Celkově bylo otestováno 25 pacientů, z nichž bylo pět vyřazeno (viz Výběr vzorku).

Následovalo třídění a čištění dat, data ze *Záznamových formulářů* byly transkribovány do přehledného schématu v počítačovém editoru Microsoft Office Excel. Pro zvýšení přehlednosti byly vybrané položky kódovány do číselných kódů. Další fáze čištění dat probíhaly průběžně při zpracovávání dat.

Dalším krokem byla analýza a interpretace dat. K analýze zkoumaných jevů byla využita deskriptivní statistika, jejíž výsledky vedly k zodpovězení výzkumných otázek. Na základě výstupů ze sesbíraných dat byly zvoleny kompenzační pomůcky pro vytvoření univerzálních 3D modelů. Poté byly univerzální 3D modely vytvořeny více viz Vytvořené 3D modely pro vybrané položky soběstačnosti (viz kapitola 3.3.4).

### **3.2.6 Etická hlediska výzkumu**

Z důvodu záměru rozšíření *Záznamových formulářů* mezi ergoterapeuty napříč Českou republikou a různými typy zařízení byl zvolen informovaný souhlas pacienta namísto etické komise na jednom konkrétním pracovišti.

Před zahájením spolupráce byl pacientovi krátce představen účel a průběh výzkumu pro diplomovou práci. Následně byl pacientovi předložen informovaný souhlas, který obsahuje název diplomové práce, autora diplomové práce a školu, pod kterou je diplomová práce psána. Dále obsahuje stručnou anotaci popisující cíle diplomové práce, přínos výsledků diplomové práce do budoucnosti; popisuje formu spolupráce terapeuta s pacientem, a jakých oblastí se spolupráce bude týkat. Účast pacienta na výzkumu byla čistě dobrovolná a jeho neúčast neovlivnila průběh rehabilitace. Pacient mohl spolupráci kdykoliv ukončit a mohl odmítnout odpovídat na libovolnou otázku ze *Záznamového formuláře*. Informovaný souhlas zaručuje, že zveřejněná data budou prezentována přísně anonymně, včetně možné foto-dokumentace či video-dokumentace. Po představení spolupráce a přečtení informovaného souhlasu dostal pacient prostor pro kladení případných otázek. Až po podepsání

informovaného souhlasu byla započata spolupráce na sběru dat pro tvorbu diplomové práce. Vzor informovaného souhlasu je přiložen v příloze č. 3.

### 3.2.7 Metody analýzy dat

Na základě přehledného zobrazení výstupů ze *Záznamových formulářů* v počítačovém editoru Microsoft Office Excel byla data analyzována pomocí deskriptivní statistiky. Umožnila názorné zpracování popisu souboru – zastoupení pohlaví, věku, konkrétních diagnóz získaného poškození mozku, doby od vzniku onemocnění, stranového postižení paretické horní končetiny, celkovou soběstačnost pacientů a dalších položek.

Analýza dat pomocí deskriptivní statistiky byla využita především s cílem zodpovězení výzkumných otázek. Popsána byla frekvence výskytu jednotlivých jevů, dále byly využity ukazatele polohy a variability. Byly stanoveny položky pADL, do kterých testování pacienti nejčastěji nezapojovali paretickou HK nebo byli nesoběstační, a u kterých by zároveň mohla být nápomocna kompenzační pomůcka. Dále byly popsány nejčastější omezení hybnosti paretické HK limitující zapojení paretické HK do pADL (především funkční rozsahy, fáze a typy úchopů). Jako třetí hlavní oblast byly uvedeny nejvhodnější KP, které by jim zapojení paretické HK do pADL umožnily.

Výstupem analýzy (především frekvencí jednotlivých jevů) byly konkrétní položky pADL, konkrétní pomůcky a konkrétní požadavky na univerzální 3D modely, které odpovídaly širšímu spektru pacientů v rámci pilotního vzorku. Vytvořené univerzální 3D modely je možné skrze data v *Záznamovém formuláři* upravit pacientovi na míru a vytisknout konkrétní pomůcku – 3D modely jsou aplikovatelné na pilotní vzorek, pro širší využití je nutný rozsáhlejší výzkum.

## 3.3 Výsledky pilotáže

Tato část zobrazuje výsledky sesbíraných dat v rámci pilotáže, které byly podkladem nejen pro zodpovězení výzkumných otázek, ale především pro výběr konkrétních kompenzačních pomůcek, pro které byly na základě těchto dat vytvořeny tzv. univerzální 3D modely. Sesbíraná data definovala konkrétní požadavky vytvářených 3D modelů vybraných kompenzačních pomůcek. Vzhledem k nízkému vzorku sesbíraných dat se vztahují odpovědi na výzkumné otázky i vytvořené univerzální 3D modely na pilotní vzorek. Univerzální 3D modely jsou aplikovatelné především na nejvíce zastoupené pacienty – v akutní a subakutní fázi onemocnění v Rehabilitačním ústavu Kladruby, případně pro pacienty v ERGO Aktivu, o.p.s., kde byla data sbírána. Tato problematika je detailněji diskutována v části Diskuze.

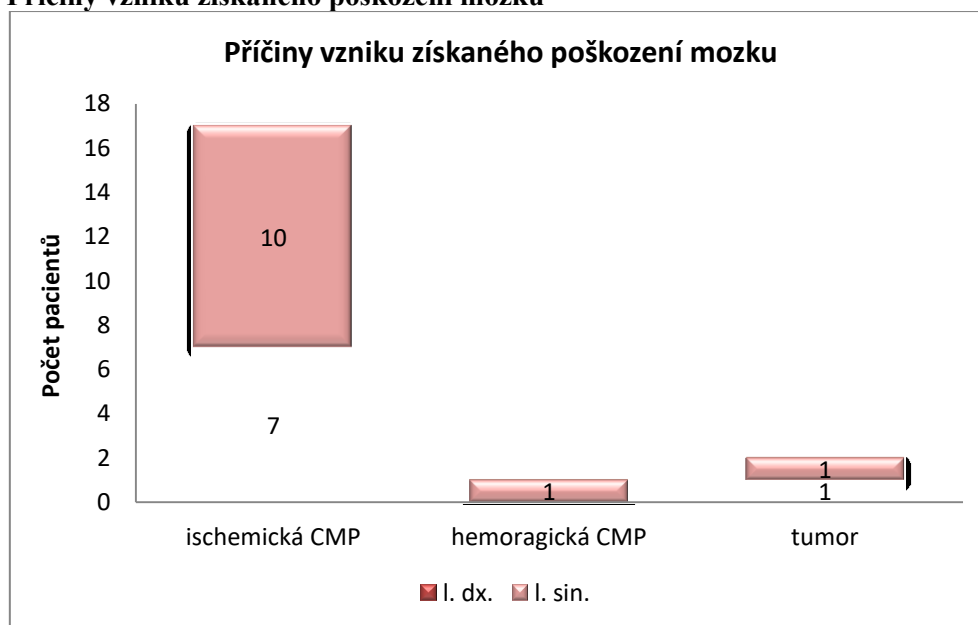
### 3.3.1 Popis vzorku pilotáže

Celkem bylo otestováno 25 pacientů – v Rehabilitačním ústavu 20 pacientů a v ERGO Aktivu, o.p.s. 5 pacientů. Pět pacientů muselo být vyřazeno. Zařazeno bylo 17 pacientů z Rehabilitačního ústavu Kladruby a 3 pacienti z ERGO Aktivu, o.p.s. Z testovaných pacientů bylo 11 mužů a 9 žen. Rozvrstvení věku pacientů zobrazuje tabulka 3.1. Příčiny vzniku získaného poškození mozku a jejich zastoupení je vyznačeno v grafu 3.1.

**Tabulka 3.1 Věk pacientů**

	Minimum	Maximum	Aritmetický průměr	Medián	Směrodatná odchylka
Věk	28	69	54,15	56,5	12,69

**Graf 3.1 Příčiny vzniku získaného poškození mozku**



Doba od vzniku onemocnění se pohybovala v rozmezí 1 – 50 měsíců, největší zastoupení pacientů však bylo v akutní či subakutní fázi onemocnění. Následující tabulky zobrazují dobu od vzniku onemocnění: tabulka 3.2 zobrazuje průměrnou dobu, tabulka 3.3 zobrazuje rozložení pacientů.

**Tabulka 3.2 Průměrná doba od vzniku onemocnění**

	Minimum	Maximum	Aritmetický průměr	Medián
Průměrná doba od vzniku onemocnění (měsíce)	1	50	9,225	4,5



**Tabulka 3.3 Rozložení doby od vzniku onemocnění**

	Do 3 měsíců	Do 6 měsíců	Do 12 měsíců	Více než 12 měsíců
Rozložení doby od vzniku onemocnění	8	7	1	4

Celkem bylo hodnoceno pět položek soběstačnosti: příjem potravy, osobní hygiena, koupání, oblékání, toaleta a další oblasti. Mezi další oblasti byly nejčastěji řazeny kompenzační pomůcky pro psaní a pro výkon instrumentálních všedních denních činností. Jednotlivé položky byly hodnoceny: 10 bodů plná soběstačnost, 5 bodů s dopomocí, 0 bodů závislý na pomoci. Maximální soběstačnost odpovídá 50 bodům. Průměrné hodnoty souboru zobrazuje tabulka 3.4.

**Tabulka 3.4 Hodnocení celkové soběstačnosti ve vybraných položka pADL a dalších oblastech**

	Minimum	Maximum	Aritmetický průměr	Medián
Celková soběstačnost	25	50	38,25	40
Průměrná hodnota na jednu položku	5	10	8	8

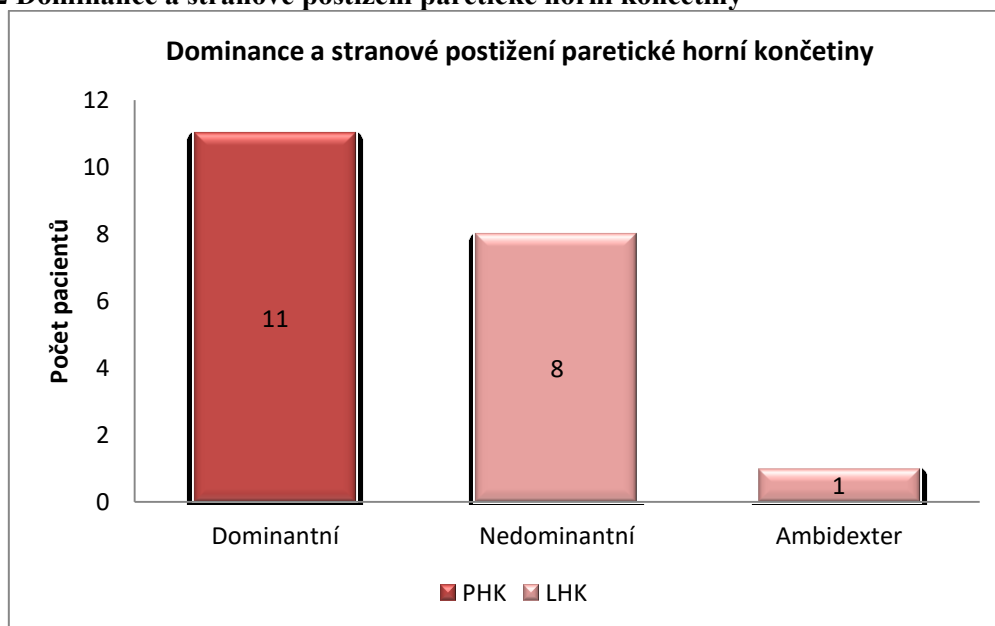
Zapojení paretické horní končetiny bylo hodnoceno u pěti výše zmíněných položek personálních všedních denních činností a v dalších oblastech. Každá položka byla hodnocena 0 až 4 body: 0 – žádné zapojení, 1 – značné omezení při zapojení, 2 – mírné omezení při zapojení, 3 – funkční zapojení a 4 – optimální zapojení. Pacient mohl být hodnocen nejvýše 20 body. Průměrné zapojení paretické horní končetiny viz tabulka 3.5.

**Tabulka 3.5 Průměrné zapojení paretické horní končetiny**

	Minimum	Maximum	Aritmetický průměr	Medián
Zapojení ve všech položkách	0	17	5,6	2
Zapojení v jedné položce	0	4	1,13	0

Dominance a stranové postižení paretické horní končetiny je vyobrazeno na následujícím grafu 3.2.

**Graf 3.2 Dominance a stranové postižení paretické horní končetiny**



### 3.3.2 Popis výsledků

Tato část zobrazuje detailní výstupy testovaného souboru v jednotlivých oblastech. Data byla sbírána dle *Záznamového formuláře* (viz příloha č. 1) na základě *Pokynů pro vyplnění Záznamového formuláře* (viz příloha č. 2).

#### **Oblasti personálních všedních denních činností potřebných kompenzačních pomůcek**

Potřeba kompenzačních pomůcek byla hodnocena v položkách: příjem potravy, osobní hygiena, koupání, oblékání, toaleta a v dalších oblastech zmiňovaných pacienty. Pilotní výsledky s konkrétní potřebnou kompenzační pomůckou jsou vyobrazeny v tabulce 3.6.

**Tabulka 3.6 Vhodné kompenzační pomůcky testovaných položek**

Testované položky	Kompenzační pomůcka	Počet pacientů
Příjem potravy	Modifikovaná rukojeť vidličky	18
	Modifikovaný úchop nádoby na pití	11
	Modifikovaná rukojeť lžice	7
	Modifikovaná rukojeť nože	3
	Přidržení krájeného předmětu	2
Osobní hygiena	Modifikovaný úchop pasty	12
	Modifikovaný úchop hřebene	4
	Modifikovaný úchop kartáčku	4
	Pomůcka pro stříhání nehtů	1
Koupání	Modifikovaný úchop mycí houby (do podpaží)	3
Oblékání	Přidržení zipu paretickou HK	12
	Přidržení tkaničky paretickou HK	4
	Zapínač knoflíků	3
	Oblékání ponožek	2
	Přidržení oblečení	2
	Pomůcka na oblékání podprsenky	2
Toaleta	-	0
Další oblasti	Pomůcka pro psaní paretickou HK	7
	Pomůcka pro psaní neparetickou HK s tremorem	1
	Úchop vřetky	1
	Úchop předmětů pro vaření	1
	Pomůcka na otevření lahve	1

## Funkční rozsahy

U všech pacientů byly na neparetické horní končetině funkční rozsahy zachovány. Funkční rozsahy paretické horní končetiny nebyly omezeny u šesti pacientů, kde u dvou pacientů byla snížena jejich kvalita z důvodu tremoru, zhoršené koordinace a snížené rychlosti provedení. Čtyři pacienti neprovedli paretickou horní končetinou žádný z testovaných funkčních rozsahů. Průměrná hodnota z osmi testovaných funkčních rozsahů byla 4,2 (medián 4). Tabulka 3.7 zobrazuje jednotlivé funkční rozsahy a hodnoty provedení pacienty.

**Tabulka 3.7 Hodnoty funkčních rozsahů paretické horní končetiny**

	Neprovede (pacientů)	Provede (pacientů)	Provede částečně (pacientů)	Medián částečného provedení	Minimum částečného provedení	Maximum částečného provedení
Ústa	0	11	9	15 cm	8 cm	40 cm
Temeno	5	10	5	27 cm	6 cm	45 cm
Týl	9	8	3	17 cm	11 cm	26 cm
Rameno stejnostranné	1	7	12	18,25 cm	10 cm	30 cm
Rameno druhostranné	3	9	8	18,5 cm	8 cm	29 cm
Koleno stejnostranné	3	15	2	20,5 cm	19 cm	22 cm
Koleno druhostranné	5	15	1	19 cm	19 cm	19 cm
Za záda	4	7	9	k tělu	-	-

## Fáze úchopů

U jednotlivých fází úchopu bylo hodnoceno provedení paretické horní končetiny samostatně, bez dopomoci zdravé horní končetiny. Výsledky této části jsou vyznačeny v tabulce 3.8. Položka „neprovede – zdravou HK“ zobrazuje množství pacientů, kteří jsou schopni fázi provést pouze za asistence zdravé horní končetiny. Položka „neprovede“ zobrazuje množství pacientů, kteří danou položku nejsou schopni provést bez asistence druhé osoby.

**Tabulka 3.8 Fáze úchopů**

	Neprovede (pacientů)	Neprovede – zdravou HK (pacientů)	Provede částečně (pacientů)	Provede funkčně (pacientů)	Provede optimálně (pacientů)	Medián (provedení)
Přiblížení	3	3	3	8	3	funkčně
Rozevření	2	6	3	6	3	částečně
Sevření	2	0	5	9	4	funkčně
Manipulace	3	0	5	9	3	funkčně
Uvolnění	2	4	3	7	4	funkčně
Oddálení	5	2	2	7	4	funkčně

**Typy úchopů**

Při testování typů úchopů neměla na hodnocení vliv dopomoc zdravé horní končetiny. Všichni testovaní jedinci byli schopni provést válcový úchop. Tabulka 3.9 znázorňuje počet pacientů provést jednotlivé typy úchopu včetně minimálních rozměrů předmětu, který daného typu úchopu jsou schopny uchopit. Analýza typů úchopů je zásadní pro správnou volbu tvaru kompenzační pomůcky a pro stanovení velikosti předmětu.

**Tabulka 3.9 Provedení jednotlivých typů úchopu**

	Rozměr úchopu	Počet pacientů
Válcový	bez obtíží	3
	2 cm	7
	3 cm	6
	4,5 cm	2
	5 cm	2
	neprovede	0
	<b>medián = 3 cm</b>	
Kulový	bez obtíží	8
	4 cm	5

	5 cm	1
	7 cm	4
	neprovede	2
	<b>medián = 4,5 cm</b>	
Háček	bez obtíží	11
	2,5 cm	5
	neprovede	4
	<b>medián = 2,5 cm</b>	
Špetka	bez obtíží	5
	3 cm	2
	4,5 cm	1
	6 cm	5
	8 cm	2
	neprovede	5
	<b>medián = 6 cm</b>	
Tužkový	bez obtíží	8
	3,5 cm	2
	neprovede	10
	<b>medián = 3,5 cm</b>	
Boční	bez obtíží	10
	1,5 cm	0
	2,5 cm	4
	3 cm	2
	neprovede	4
	<b>medián = 2,5 cm</b>	

## Rozměry akra

Rozměry akra znázorňující tabulka 3.10 jsou důležité pro stanovení velikosti rukojeti kompenzační pomůcky nebo také velikosti fixační pásky připevňující pomůcku do dlaně pacienta.

**Tabulka 3.10 Rozměry akra**

	Minimum	Maximum	Medián
Obvod zápěstí	15	21,5	16,78
Obvod metacarpofalangeálních kloubů (MTC)	16,5	22,5	19
Šířka dlaně	8	16,5	8,75

## Vybrané aktivní rozsahy pohybu

Doplňují funkční rozsahy pohybu horní končetiny. Následující tabulka 3.11 zobrazuje míru omezení aktivních rozsahů do supinace, pronace, dorzální a palmární flexe paretické horní končetiny a aktivních rozsahů hlavy. Rozsah pohybu je hodnocen vzorkem (provedení z  $\frac{1}{3}$ ,  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{3}{4}$ ,  $\frac{2}{3}$ , plně = 1, neprovede = 0) Většina pacientů nemá obtíže v aktivním rozsahu hlavy, nejvíce dominuje omezení lateroflexe (u 40 % vzorku). Naopak omezené aktivní rozsahy paretické horní končetiny se objevují často: supinace u 75 % vzorku, pronace u 40 %, dorzální flexe u 65 % a palmární flexe u 60 %.

**Tabulka 3.11 Vybrané aktivní rozsahy pohybu**

	Počet pacientů s omezením	0	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{3}{4}$	$\frac{2}{3}$	1	Medián
Supinace	15	3	1	6	4	1	5	4/7
Pronace	8	7	-	-	1	-	12	1
Dorzální flexe	13	7	2	2	2	-	7	1/2
Palmární flexe	12	10	2	-	-	-	8	1/6
Flexe	2	-	-	-	-	2	18	1
Extenze	5	1	1	3	-	-	15	1
Lateroflexe	8	-	3	4	1	-	12	1

Rotace	1	-	1	-	-	-	19	1
--------	---	---	---	---	---	---	----	---

### Mozečkové funkce

Taxe byla vyšetřována zkouškou prst-nos ve třech opakováních nejprve zdravou a poté paretickou horní končetinou. Tabulky 3.12 a 3.13 zobrazují výsledky hodnocení taxe a detailnější popis kvality provedení.

Diadochokineze byla významně narušena u dvanácti pacientů (adiadochokineze) a nebylo možné ji vyšetřit u jednoho pacienta. U všech pacientů byla částečně omezena synchronicita alternujících pohybů, které byly prováděny v pomalejším tempu. U dvou pacientů došlo během vyšetření k poklesu paretické horní končetiny.

**Tabulka 3.12 Provedení taxe**

	Přesná	Provede v omezené kvalitě	Neprovede ve všech opakováních	Nelze vyšetřit
Zkouška prst-nos	7	4	2	7
Zkouška nos-pohyblivý cíl	6	4	5	5

**Tabulka 3.13 Kvalita provedení taxe**

Kvalita provedení	Počet pacientů
Dobrá	4
Inkoordinace	2
Akční tremor	4
Intenční tremor	5
Oscilace kolem bodu	5
Dysmetrie	2
Ataxie	3

### Tremor

Tremor nebyl přítomen u čtrnácti pacientů. Vyskytující se formy tremoru byly: akční tremor (u jednoho pacienta), intenční tremor (u tří pacientů) a jejich kombinace (u dvou pacientů).



## Svalový tonus

Svalový tonus u dvanácti pacientů neměl vliv na funkční aktivity. Hypertonus funkčně limituje sedm pacientů s hypertonem flexorů prstů, pět pacientů s hypertonem flexorů loketního kloubu a dva pacienty s hypertonem pronátorů.

## Svalová síla stisku

Svalová síla stisku byla hodnocena orientačně v rozmezí 0-5. Výsledky znázorněné v tabulce 3.14 poukazují na absenci obtíží svalové síly stisku u neparetické horní končetiny. U paretické horní končetiny jsou však omezení svalové síly stisku znatelné.

**Tabulka 3.14 Svalová síla stisku**

	Medián svalové síly stisku 1 prstu	Medián svalové síly stisku 3 prstů
Paretická HK	1	2
Neparetická HK	5	5

### 3.3.3 Odpověď na výzkumné otázky

*1. Do jakých položek personálních všedních denních činností pacienti se získaným poškozením mozku nejčastěji nezapojují paretickou horní končetinu?*

U zkoumaného souboru pacienti nejčastěji nezapojovali paretickou horní končetinu do položek příjmu potravy, osobní hygieny a na toaletě. Tabulka 3.15 zobrazuje počet pacientů dle míry zapojení a průměrné hodnoty zapojení do jednotlivých položek.

**Tabulka 3.15 Míra zapojení paretické horní končetiny do jednotlivých oblastí pADL**

	Příjem potravy	Osobní hygiena	Koupání	Oblékání	Toaleta	Další oblasti
Žádné zapojení	13	12	8	8	12	8
Značné omezení	3	1	5	4	1	4
Mírné omezení	0	1	1	2	0	4
Funkční zapojení	3	6	5	6	7	4
Optimální zapojení	1	0	1	0	0	0

Aritmetický průměr	0,85	1,05	1,3	1,3	1,1	1,2
Medián	0	0	1	1	0	1

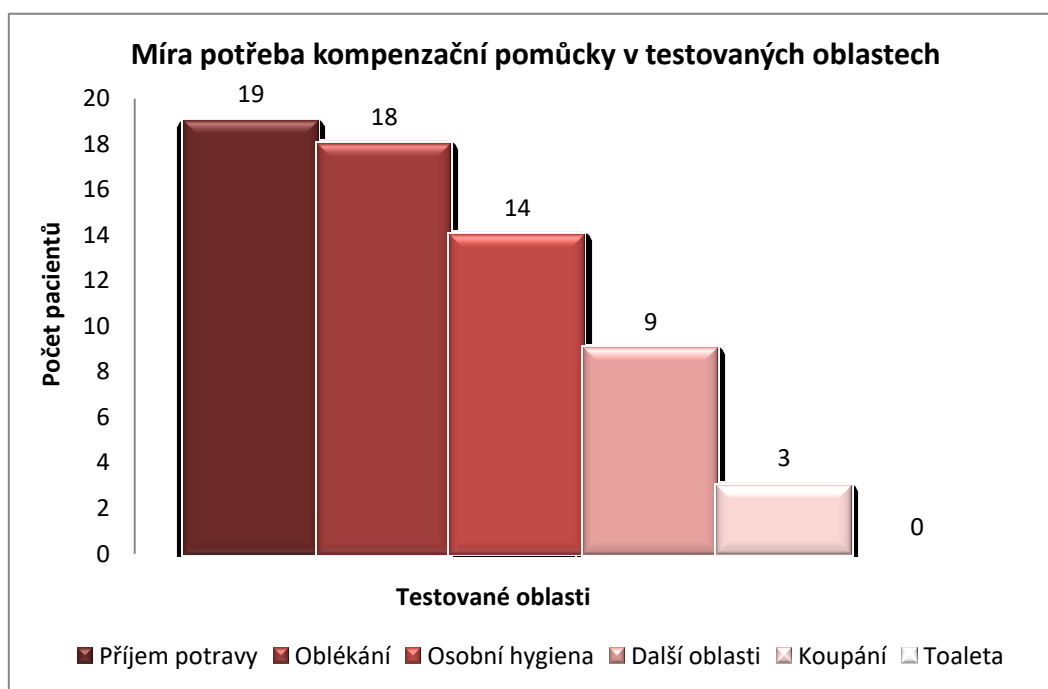
2. *Jaké jsou nejčastější obtíže paretické horní končetiny při provádění personálních všedních denních činností osob se získaným poškozením mozku?*

Z pilotních výsledků vyplývají jako nejčastější obtíže paretické horní končetiny omezené funkční rozsahy, omezené fáze úchopů, omezené typy úchopů a snížená svalová síla stisku. Poukazuje to především na potřebu delší rukojeti a větších rozměrů rukojeti kompenzační pomůcky. Jako nejvýhodnější typy úchopů se ukázaly hrubé úchopové formy – válcový a kulový úchop. V některých případech je vhodné zakomponování fixační pásky pro fixace kompenzační pomůcky v dlani pacienta.

3. *Jaká kompenzační pomůcka by pacientům se získaným poškozením mozku umožnila včasné zapojení paretické horní končetiny do personálních všedních činností?*

Výsledky pilotáže (n=20) ukazují nejčastější potřebu kompenzačních pomůcek v položkách příjmu potravy, oblékání, osobní hygieny a v dalších oblastech. Všichni testovaní pacienti by potřebovali alespoň jednu kompenzační pomůcku. Tabulka 3.16 zobrazuje počet pacientů, kteří potřebovali kompenzační pomůcku v dané oblasti. Konkrétně se jednalo nejčastěji o následující kompenzační pomůcky: modifikovaná rukojeť příboru (především vidličky), modifikovaný úchop pasty, přídržení zipu paretickou horní končetinou, modifikovaný úchop nádoby na pití a kompenzační pomůcky pro psaní. Modifikovaný úchop nádoby na pití potřebují tři pacienti s bimanuálním úchopem, jeden pacient s připevněným brčkem. U kompenzačních pomůcek pro psaní má osm pacientů paretickou horní končetinu dominantní, jeden pacient by ji potřeboval pro neparetickou horní končetinu z důvodu tremoru. Míra potřeby konkrétních kompenzačních pomůcek je vyobrazena v grafu 3.3.

**Graf 3.3 Míra potřeba kompenzační pomůcky v testovaných oblastech**



**Tabulka 3.16 Nejčastěji potřebné konkrétní kompenzační pomůcky**

	Modifikovaná rukojeť příboru	Modifikovaný úchop pasta	Přidržení zipu paretickou HK	Modifikovaný úchop nádoby na pití	Kompenzační pomůcka pro psaní
Počet pacientů	19	12	12	11	8

### 3.3.4 Vytvořené 3D modely pro vybrané položky soběstačnosti

Výběr konkrétních kompenzačních pomůcek pro vytvoření univerzálních 3D modelů probíhal na základě výstupu sběru dat pilotního vzorku.

Ze stanovených pěti nejčastěji potřebných kompenzačních pomůcek (viz tabulka 3.17) byla vzata v potaz frekvence potřeby konkrétní pomůcky během všedního dne. Pro vytvoření univerzálních modelů byl zvolen modifikovaný úchop příboru, modifikovaná nádoba pro pití a kompenzační pomůcka pro psaní. Zvoleny byly především z důvodu větší variability konkrétních potřeb pacientů a tím i variability kompenzačních pomůcek oproti modifikovanému úchopu zipu a pasty.

Vytvořené univerzální 3D modely vycházejí z nastudované zahraniční literatury, průzkumu a kritické analýzy kompenzačních pomůcek na online uložkách s 3D modely pro výrobu pomocí 3D tisku. Další důležitým faktorem byla znalost možností a limitů 3D tisku a

osobní zkušenosti aplikace 3D tisku v ergoterapii u osob se získaným poškozením mozku nejen při tvorbě bakalářské práce.

**Tabulka 3.17 Kompenzační pomůcky s nejvyšší frekvencí potřeby**

	Frekvence potřeby (počet pacientů)	Oblast pADL	Nezapojují paretickou HK do pADL	Částečná soběstačnost
Modifikovaná rukojeť příboru	19	příjem potravy	13	9
Modifikovaný úchop pasty	12	osobní hygiena	12	4
Přidržení zipu paretickou HK	12	oblékání	8	3
Modifikovaný úchop nádoby na pití	11	příjem potravy	13	7
Kompenzační pomůcka pro psaní	8	další oblast ADL	8	5; 2 nesoběstační

Vstupní formulář pro modifikace univerzálního 3D modelu na míru konkrétním pacientům byl vytvořen v programu Microsoft Excel. Ergoterapeut nejprve vybere vhodnou variantu potřebné kompenzační pomůcky, poté dle výkresu zaměří potřebné parametry a zadá do příslušných kolonek v programu. Na základě těchto údajů je modifikace automaticky vygenerována. U jednotlivých pomůcek jsou přiloženy výkresy univerzálních 3D modelů kompenzační pomůcek. U modifikovaného úchopu příboru válcového tvaru jsou pro ukázkou představeny i jednotlivé modifikace pro pilotní vzorek. U každé pomůcky se vyskytují tvary atypické, které bude vždy nutné vytvářet individuálně pro konkrétního pacienta.

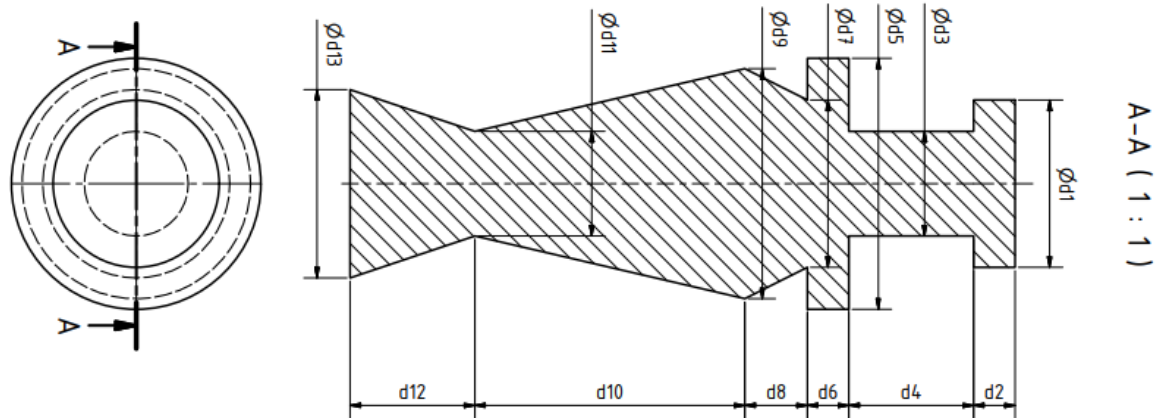
### **Modifikovaná rukojeť příboru**

Byly vytvořeny dva univerzální 3D modely modifikovaného úchopu příboru – válcového a kulového tvaru. Modely lze využít pro vidličku, nůž i lžíci. Osmnáct pacientů by využilo modifikovaný úchop vidličky, z toho sedm vidličky nebo lžíce. Čtyři pacienti by využili modifikovaný úchop nože, z toho jeden nože nebo lžíce.

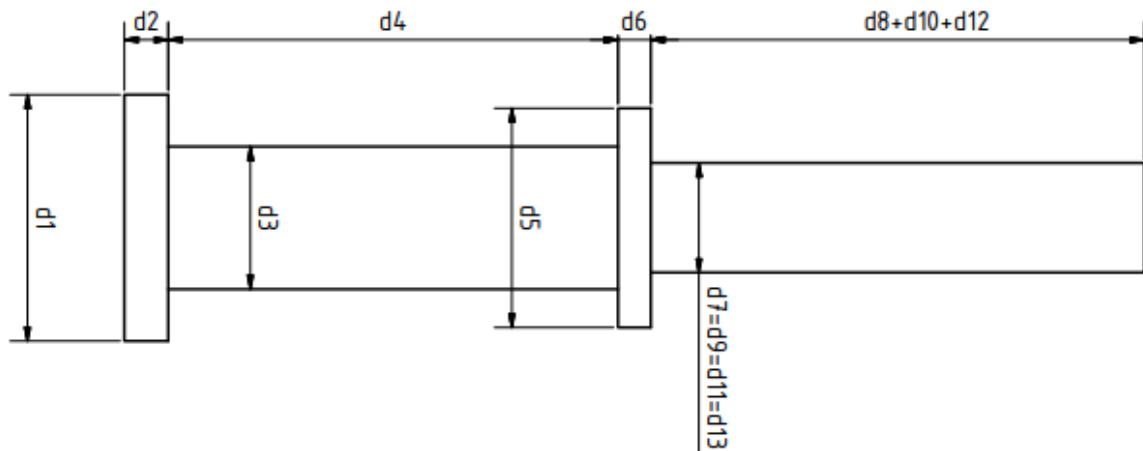
Z univerzálního modelu válcového tvaru (viz obr. 3.3.1) je možné pomocí třinácti parametrů vytvořit personalizované pomůcky pro deset pacientů. Pro těchto deset pacientů z pilotního projektu jsou vhodné kompenzační pomůcky válcového tvaru. Počet parametrů je

zvolen s ohledem na možnost kuželového tvaru, který je tímto univerzálním modelem pokryt také. V případě jednoduché pomůcky dojde k sjednocení některých parametrů, které jsou u vzorových pomůcek vyznačeny na obrázcích 3.3.2 – 3.3.6.

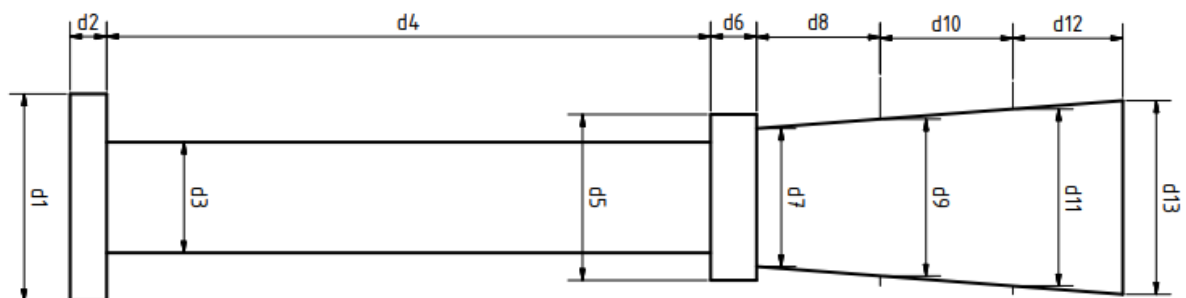
**Obrázek 3.3.1 Univerzální 3D model modifikované rukojeti přístroje – válcový tvar**



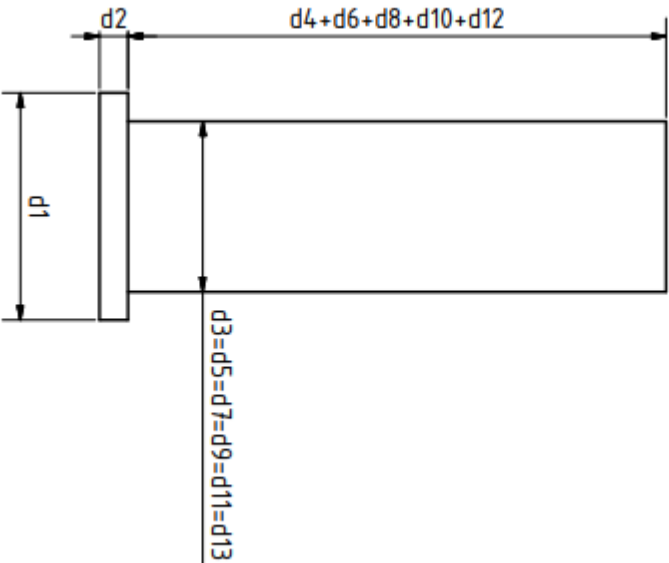
**Obrázek 3.3.2 Modifikovaná rukojeť přístroje – pacient 1 (dále jen P1)**



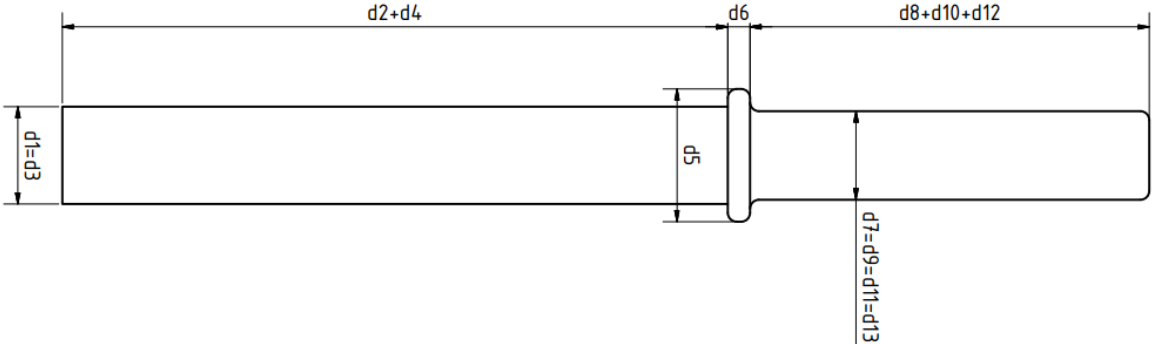
**Obrázek 3.3.3 Modifikovaná rukojeť přístroje – P4**



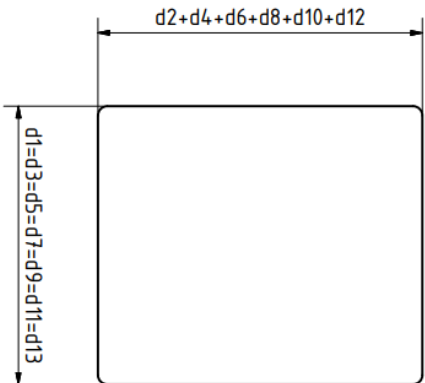
Obrázek 3.3.4 Modifikovaná rukojeť přístroje – P5, P7, P11, P12, P19



Obrázek 3.3.5 Modifikovaná rukojeť přístroje – P13, P15

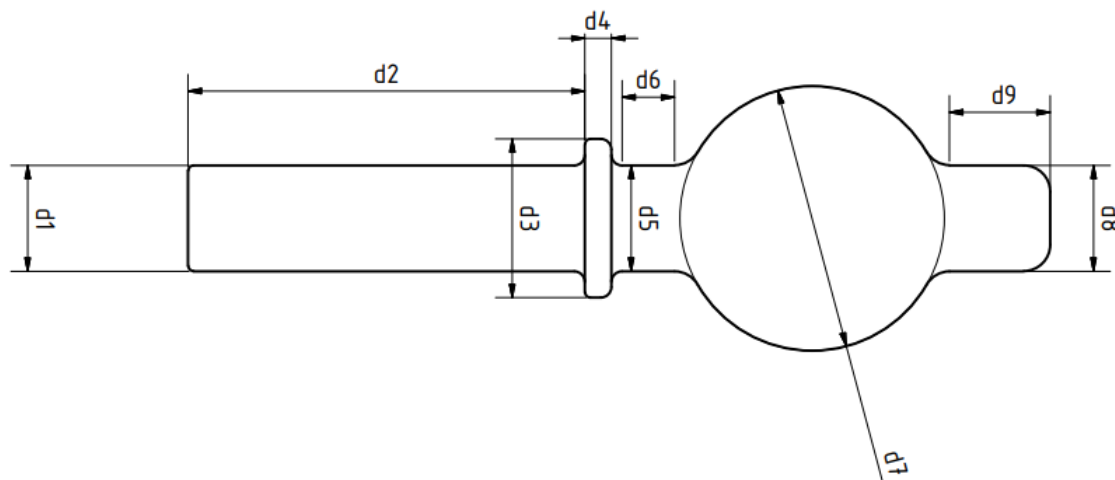


Obrázek 3.3.6 Modifikovaná rukojeť přístroje – P18

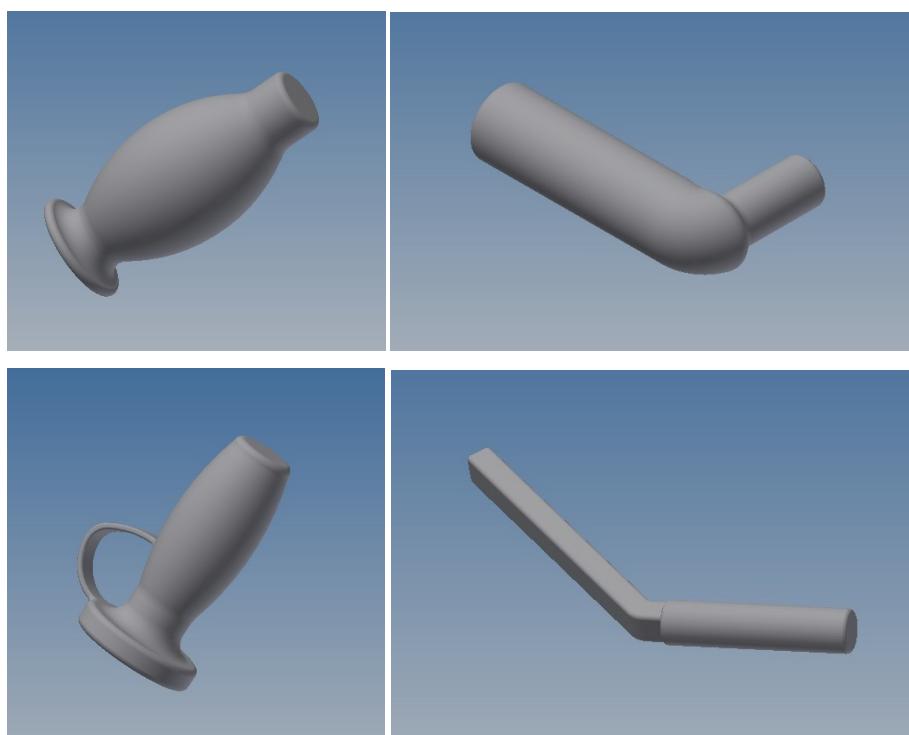


Univerzální 3D model kulového tvaru (viz obr. 3.3.7) po modifikaci odpovídá třem pacientům. Pro čtyři pacienty z devatenácti je pro atypičnost nutné vytvořit kompenzační pomůcku individuálně (viz obr. 3.3.8).

**Obrázek 3.3.7 Univerzální 3D model modifikované rukojeti příboru – kulový tvar**



**Obrázek 3.3.8 Univerzální 3D model modifikované rukojeti příboru – atypické tvary**

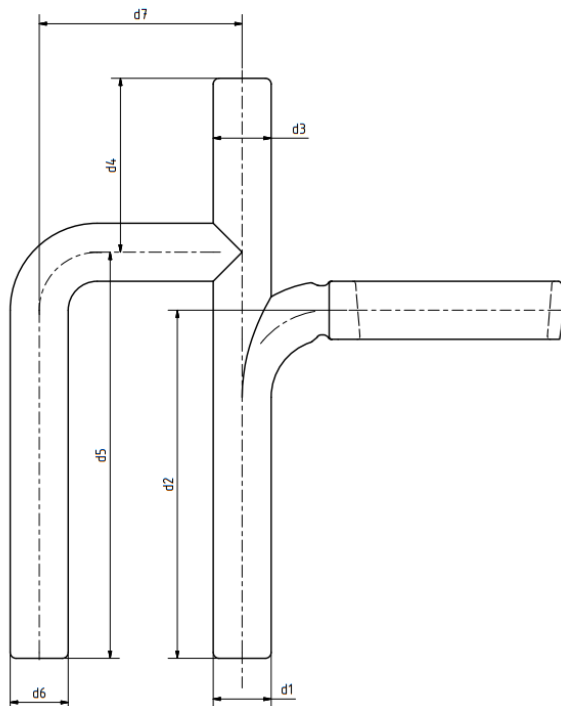


### **Modifikovaný úchop nádoby na pití**

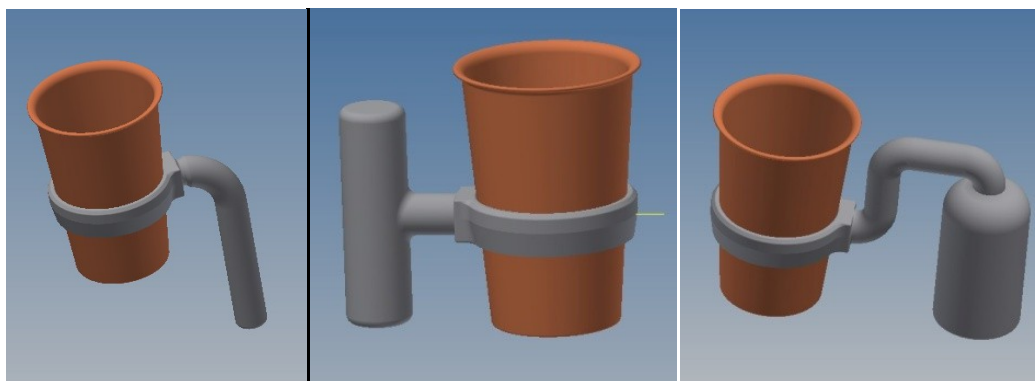
Druhou pomůckou je modifikovaný úchop nádoby na pití. Z jedenácti pacientů čtyři potřebovali bimanuální úchop a jeden nádobu na pití s brčkem. Na obrázku 3.3.9 je zobrazen

univerzální model, který pokrývá potřeby všech pěti pacientů (viz obrázek 3.3.10). Potřeby ostatních pacientů vyžadují individuální vytvoření modelu (modely viz 3.3.11).

**Obrázek 3.3.9 Univerzální 3D model modifikovaného úchopu nádoby na pití**

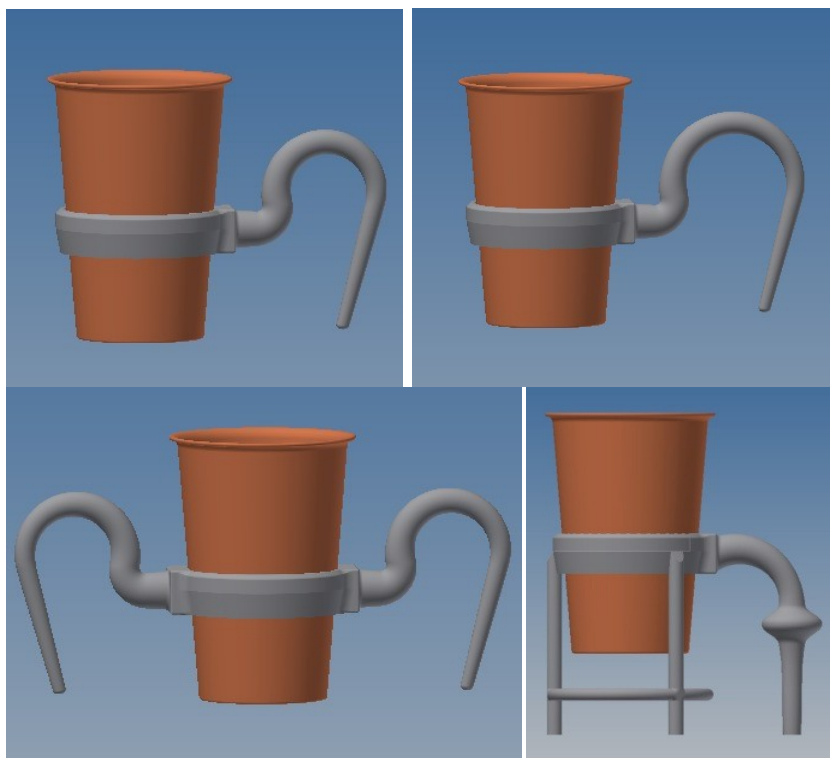


**Obrázek 3.3.10 Modely konkrétních pomůcek modifikovaného úchopu nádoby na pití**





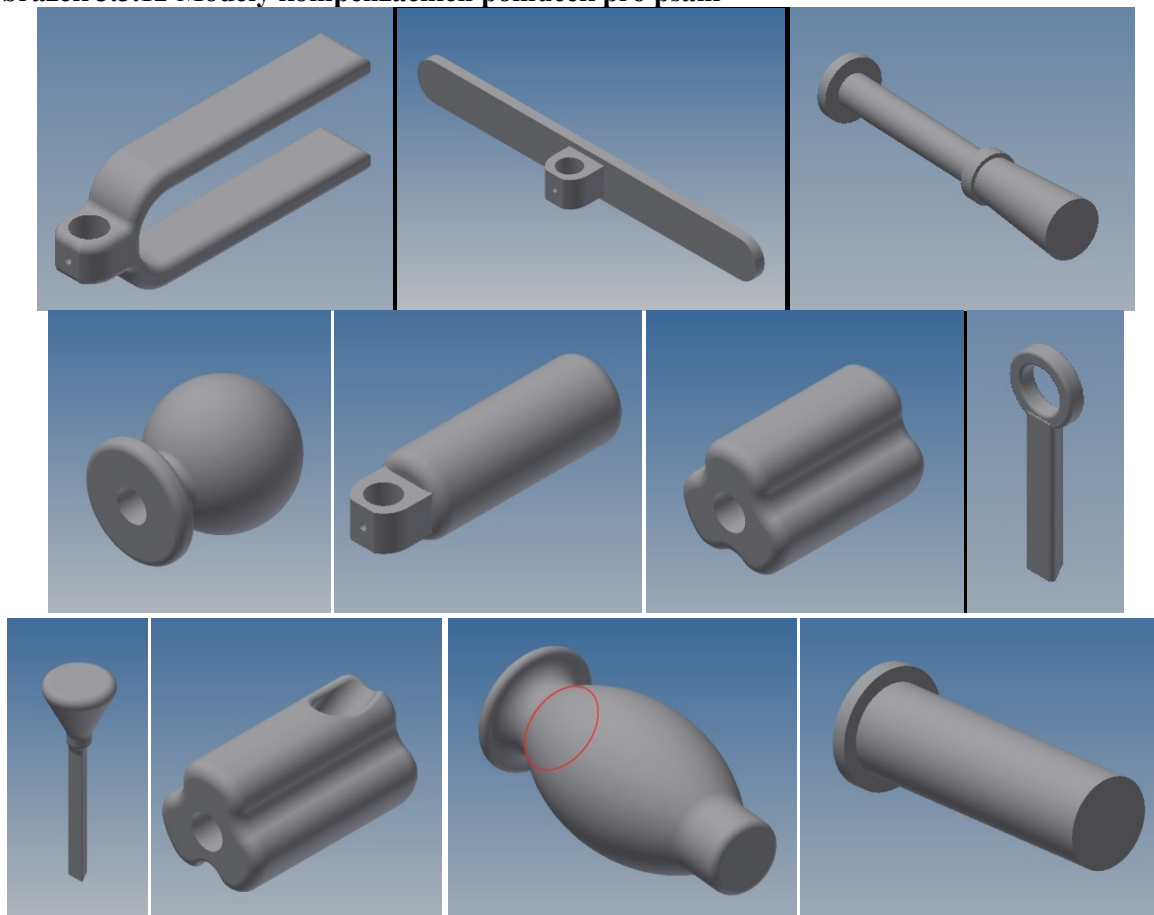
**Obrázek 3.3.11 Atypické modely konkrétních pomůcek modifikovaného úchopu nádoby na pití**



### **Kompenzační pomůcka pro psaní**

Třetí položkou byla zvolena kompenzační pomůcka pro psaní. Všichni pacienti potřebující kompenzační pomůcku pro psaní měli dominantní pravou horní končetinu. 3D modely byly vytvářeny pro sedm pacientů, kde byla dominantní horní končetina parétickou. U jednoho pacienta se jednalo o neparétickou horní končetinu, kde byl však přítomen tremor. Z důvodu vysoké variability potřeb jednotlivých pacientů nebylo možné vytvořit 3D univerzální modely. Modely jednotlivých pomůcek jsou zobrazeny na obrázku 3.3.12.

**Obrázek 3.3.12 Modely kompenzačních pomůcek pro psaní**



Aplikace na testovaný vzorek spočívá především v jednoduchém způsobu modifikace 3D modelu na míru konkrétnímu pacientovi. Následně může být modifikovaná kompenzační pomůcka vyrobena za snížení času a za výrazného snížení nákladů při vytváření modelu. Díky tomu mohou pomoci ke včasnému vybavení pacientů kompenzačními pomůckami a tím ke včasnému zapojení paretické horní končetiny do činností.

## 4 DISKUZE

### 4.1.1 Interpretace výsledků

Prvotní plány výzkumu byly nastaveny příliš ambiciózně. Autor věnoval množství času na vytvoření *Záznamového formuláře* pro sběr dat, který byl následně po jeho testování upraven. Pro maximální míru objektivních sbíraných dat různými ergoterapeuty autor vytvořil podrobné Pokyny pro vyplnění *Záznamového formuláře*.

Úprava vedla především k zjednodušení vyšetření, zkrácení času pro vyšetření, dále byly přidány potřebné položky pro možné vytvoření univerzálních 3D modelů. Výsledná verze byla upravena i graficky pro zvýšení přehlednosti a dostatku prostoru pro záznam sbíraných dat. Například byly vyřazeny jednotlivé aktivní rozsahy, které byly nahrazeny funkčními pohyby, které byly objektivizovány daným měřením v pokynech. Díky úpravě bylo testování zkráceno o patnáct minut. I přes rozeslání *Záznamového formuláře* přes vícero platform, nebyla jejich návratnost dostatečná, aby data mohla být zpracována pro účely diplomové práce – vytvoření univerzálních 3D modelů několika kompenzačních pomůcek pro osoby se získaným poškozením mozku. Mezi hlavními důvody lze předpokládat neznalost technologie 3D tisku a tím vznikající respekt z nového, v České republice zatím příliš neznámého. Dále autor předpokládá možnost nepochopení perspektivy využití univerzálních 3D modelů v ergoterapii: lepší dostupnost kompenzačních pomůcek a tím včasné zapojení paretické horní končetiny do zaměstnávání, dostupnost nových kompenzačních pomůcek na trhu a úprava kompenzační pomůcky konkrétnímu pacientovi na míru. Potenciálem diplomové práce mohlo být získání dostupných, personalizovaných kompenzačních pomůcek pro své pacienty. Důležitý faktor, který jistě hrál roli v návratnosti formulářů, byla časová dotace 30 minut, avšak v případě dlouhodobější spolupráce s pacientem bylo možné vyplnění *Záznamového formuláře* na základě dat z běžného ergoterapeutického vyšetření a tím by čas pro práci s pacientem byl zkrácen na méně než 10 minut. K tomuto času je však nutné přičíst jednorázovou dobu přípravy – na prostudování pokynů a přípravy pomůcek k hodnocení. Díky absenci vyhodnocování položek při vyplňování, nebyl potřeba téměř žádný čas pro bodování a další administrativní úkony. Dalším faktorem byla absence finanční či jiné odměny za testování.

Díky nedostatečné návratnosti tedy nebylo možné sesbírat plánované množství dat, tím došlo k ovlivnění výsledků: vytvořené modely nelze aplikovat na pacienta odpovídajícího zkoumané populaci libovolně po České republice, modely nelze proto označit jako univerzální pro celou populaci.

I přesto je diplomová práce přínosem pro obor ergoterapie. Znovu, v návaznosti na bakalářskou práci, představuje technologii 3D tisku, která je pro obor velkým potenciálem. Ta však aktuálně není v rámci České republiky využívána, ačkoliv v zahraničí se již osvědčila a přináší velmi kvalitní výrobky především pro zvýšení soběstačnosti a podporu hybnosti horní končetiny. Teoretická část byla zpracována z nejnovějších dostupných zdrojů, díky tomu ukazuje podrobnější pohled na jednotlivé výrobky a na možné způsoby řešení jednotlivých problémů.

#### **4.1.2 Potenciální zdroj nepřesností a limitace**

Hlavním limitem a potenciálním zdrojem nepřesností je pilotní vzorek: nízký počet testovaných pacientů ( $n=25$ , vyřazeno  $n=5$ ) a sběr dat převažující na jednom pracovišti (Rehabilitační ústav Kladruby  $n=17$ , ERGO Aktiv o.p.s.  $n=3$ ). Z těchto důvodů se jedná o pilotáž s předběžnými výsledky, na které je vhodné navázat rozsáhlejší studií. Dominuje zastoupení pacientů v akutní a subakutní fázi, pacienti v chronickém stádiu onemocnění jsou zastoupeny minimálně, proto není vhodné využívat výsledné 3D modely u pacientů v chronickém stádiu onemocnění. Dále ve vzorku převažují data sbíraná v rámci lůžkového zařízení oproti ambulantnímu, kde se obtíže pacientů mohou lišit. Z příčin získaného poškození mozku výrazně dominovaly ischemické cévní mozkové příhody. Z hlediska dominance nebyly zastoupeni pacienti s dominantní levou horní končetinou, přítomen byl jeden ambidexter, ostatní pacienti měli dominantní pravou horní končetinu ( $n=19$ ). Tento zdroj nepřesností se mohl projevit především v četnosti potřeby kompenzačních pomůcek pro psaní, dále potřeby modifikovaných rukojetí příboru. Ve vzorku jsou rovnoměrně zastoupeny muži i ženy všech věkových kategorií.

Další nepřesnosti mohly vzniknout krátkodobou spoluprací s pacienty, vyšetřováním soběstačnosti převážně semistrukturovaným rozhovorem. Obezřetnost při vyšetření soběstačnosti byla nutná především u osob s afázií či kognitivním deficitem. Potenciální nepřesnosti, které by mohly vzniknout v případě testování více ergoterapeutů, bylo subjektivní ovlivnění výsledků testujícím a variabilita testovací sady na různých pracovištích. Tuto problematiku se snažil autor eliminovat vytvořením Pokynů pro vyplnění *Záznamového formuláře*.

Ačkoliv testování původního formuláře pro sběr dat ozřejmilo zásadní limity, do budoucna by bylo vhodné doplnění o následující položky. Při měření rozměrů horní končetiny by bylo vhodné přidat obvod předloktí 5 centimetrů od zápěstí, aby v případě výroby kompenzační pomůcky kombinované s dlahou pro podporu zápěstí mohla být dlaha

přizpůsobena na míru. Další chybějící položkou ve formuláři je záznam, zda pacient potřebuje zahnutou rukojeť vidličky. Vhodný by byl také prostor pro porovnání schopností pacienta manipulace s lehkými versus těžkými předměty. Pro výrobu kompenzační pomůcek pro psaní by mohl být využit obkres ruky a doplněn rozměr tloušťky dlaně.

Při návrhu a výrobě asistivních technologií pomocí 3D tisku je nutné brát v potaz také limity technologie, které jsou uvedeny v teoretické části diplomové práce a také v bakalářské práci.

#### **4.1.3 Konfrontace výsledků s literaturou**

Různé názory autorů dominují v porovnání pomůcek vyrobených pomocí 3D tisku s konvenčními v oblastech: řešení finanční efektivity, technické náročnosti procesu a hygienických hledisek. Tato část diskuze navazuje na popsané názory jednotlivých autorů v kapitolách Technická náročnost (2.2.5) a Finanční hlediska (2.2.6).

Dle zkušeností autora ve shodě se Stříteským (2019) má konvenční sériová výroba i technologie 3D tisku své specifikace a výhody, proto je nutné odlišit v jakých případech je výroba pomocí 3D tisku efektivní. U pomůcek, které nepotřebují úpravu pro konkrétního pacienta je aplikace 3D tisku neefektivní – především časově, finančně a personálně. Jak již bylo uvedeno výše, tato technologie není vhodná pro sériovou výrobu. V případě takových asistivních technologií je vhodnější využít konvenčních postupů. Příkladem mohou být zapínač knoflíků, pomůcka na otevření lahve, přídavné nástavce na psací náčiní. Stejně pomůcky mohou však u některých pacientů vyžadovat drobné úpravy, zde je 3D tisk velmi výhodný. Nejvýhodnější je vyhledat pomůcku na volně dostupných webových portálech, upravit a vytisknout. Výsledkem je rychle dostupná pomůcka, bez nutnosti složitých úprav a vysoké odborné náročnosti. Díky úspoře času, finanční efektivitě a nízké odborné náročnosti je to vhodný postup pro aplikaci do klinické praxe ergoterapeutů i s nízkými zkušenostmi s procesem 3D modelování a 3D tisku. Většina autorů (například Patterson et al., 2020) se shoduje s názorem autora diplomové práce, někteří (například Janson et al., 2020) však využívají 3D tisk i pro pomůcky, které nepotřebují žádné úpravy. Zde náklady za materiál a proces jsou vyšší, než pořizovací cena sériově vyráběných. V případě výroby malého množství kusů může převládat výhoda lepší dostupnosti. Technologie 3D tisku je tedy výhodná především u pacientů s různorodými obtížemi a s potřebou různých rozměrů konkrétní pomůcky (šířky, délky, tvaru). Z diagnóz je to především u pacientů se získaným poškozením mozku (např. Ang et Yeow, 2017; 2019; Toth et al., 2020), míšní lézí (např.

Portnova et al., 2018; Yoo et al., 2019; Hofmann et al., 2019) a v pediatrii (např. Zuniga et al., 2015; 2016; 2019; ten Kate et al., 2017; Vijayavenkatamaran et al., 2017).

Efektivitu nákladů na výrobu asistivních technologií pomocí 3D tisku vyzdvihuje velké množství autorů v oblasti výroby protéz horní končetiny, dlah a ortéz i kompenzačních pomůcek. Výrazně nižší náklady prokázali autoři u protéz horní končetiny, kde vyzdvihují její aplikaci především v pediatrii (Zuniga et al., 2015; 2016; 2019; ten Kate et al., 2017). Ten Kate et al. (2017) však upozorňuje na časté opomenutí hodinové nákladové sazby konstruktéra a dalších odborníků při finanční analýze. Díky tomu se dle ten Kate et al. (2017) většina protéz pohybuje v rozmezí finančních nákladů konvenčně vyráběných. Rozdíly ceny jsou výrazné především dle složitosti protézy a volby typu 3D tiskárny pro výrobu. V oblasti ortotických pomůcek se finanční analýzou zabývali autoři Keller et al. (2021), Portnova et al. (2018) a Toth et al. (2020). Hodnotili podrobně ceny materiálu, pořízení 3D tiskárny i hodinovou nákladovou sazbu zařízení, chybí však hodinová nákladová sazba obsluhy. Toth et al. (2020) provedli finanční analýzu u dynamických ortéz s externím pohonem, u kterých je již finanční efektivita diskutabilní.

U výroby kompenzačních pomůcek v prvním případě autoři (Hunzerker a Ozellie, 2021; Willet, 2019; Janson et al., 2020; Patterson et al., 2020) analyzovali výrobu pomůcek, jejichž 3D model byl stažen z volně dostupných webových portálů, kdy cena výsledné pomůcky není o mnoho vyšší, než cena za materiál. Autoři nezahrnují pořízení 3D tiskárny, nutnou údržbu, spotřebovanou energii, čas pracovníka na procesu a přípravě tisku. Druhá skupina autorů (Janson et al., 2020; Watanabe et al., 2015) upravovala stažené 3D modely na míru pacientům, zde je finanční efektivita evidentní. Ve třetím případě autoři (Janson et al., 2020; Buehler et al., 2016) tvořili návrhy pomůcky pomocí 3D skenování, nebo vlastního vytváření 3D modelů v modelovacích softwarech – v tomto případě autoři strávený čas jednotlivých odborníků do finanční analýzy vůbec nezahrnovali.

Autor se ztotožňuje s finanční efektivitou výroby kompenzačních pomůcek získaných stažením volně dostupného 3D modelu. V případě tvoření kompenzačních pomůcek konkrétním pacientům na míru, nemůže být tento postup finančně efektivní, pokud započítáme veškerý čas, který odborníci s návrhem a výrobou strávili. Jak již bylo nastíněno v bakalářské práci, část tohoto času (v kontaktu s pacientem) by bylo možné zahrnout pod již existující kódy zdravotních pojišťoven. Problematické je však finanční ohodnocení odborníků při vytváření modelu, přípravě 3D tisku a následných úpravách (postprocessing). Na tuto problematiku navazovala tato diplomová práce. Kdy univerzální 3D modely v počítačovém

softwaru lze pomocí daných parametrů upravit pacientovi na míru. Tím je ušetřen čas s navrhováním a 3D modelováním pomůcek jednotlivým pacientům.

Finanční náročnost se úzce prolíná s odbornou náročností. Možná řešení jednotlivých autorů již byla uvedena v teoretické části práce. Autor vnímá výrazný rozdíl výsledné kvality pomůcek, pokud jsou vyrobeny laiky – osobami pracující s 3D tiskem, samotnými pacienty nebo ergoterapeutem případně ve spolupráci s odborníkem na 3D modelování.

Jako nejvhodnější se nabízí spolupráce ergoterapeuta s odborníkem věnujícím se 3D tisku, jak uvádí i Santos et al. (2019) a Keller et al. (2021). Ergoterapeut zná dobře potřeby pacienta a zároveň má již zkušenosti s doporučováním a výrobou jednoduchých kompenzačních pomůcek. Proto se stává důležitým mezičlánkem mezi pacientem a odborníkem na 3D tisk (3D modelování) pro vytvoření kvalitního výrobku. Bohužel tato spolupráce při výrobě jednotlivých kompenzačních pomůcek je dle autora finančně i časově neefektivní a konkurence neschopné. Pro některé ergoterapeuty by byla reálná samostatná výroba bez pomoci odborníka. Tuto možnost uvádí i Slegers et al. (2020), Keller et al. (2021), Schwartz et al. (2020), Hofmann et al. (2019) a Buehler et al. (2016). Upozorňují však na vysokou náročnost tvorby 3D modelu, proto se bude však převážně jednat o modely volně stažené na webových uložkách, jako je uvedeno ve studiích Hunziker a Ozellie, 2021; Willet, 2019; Janson et al., 2020; Patterson et al., 2020. Pomůcky nebudou splňovat přizpůsobení pacientovi na míru, nebo ergoterapeuté provedou pouze drobnou úpravu (viz Janson et al., 2020 a Watanabe et al., 2015). V tomto případě musí ergoterapeut k dostupným modelům přistupovat kriticky, jelikož se jedná o modely vytvářené lidmi s různým vzděláním (laici, samotní pacienti, málokdy zdravotníci či jinými odborníky na kompenzační pomůcky a potřeby osob s disabilitou). Nejvíce perspektivní autor vnímá vytvoření databáze univerzálních 3D modelů vytvořené ergoterapeutem či ve spolupráci s odborníkem na 3D modelování. Díky tomu dojde ke zjednodušení procesu. Z databáze bude ergoterapeut schopen vybrat vhodnou pomůcku a pomocí několika daných parametrů ji přizpůsobit konkrétnímu pacientovi a následně zaslat do 3D tisku. Toto řešení uvedli v literatuře následující autoři: Hofmann et al. (2019), Buehler et al. (2016), Portnoy et al. (2020), Li et al. (2018) i Keller et al. (2021). V případě vhodně vytvořeného softwaru je možné kvalitní přizpůsobení a s přijatelnou odbornou náročností za využití 3D skeneru, jak uvádí i Keller et al. (2021). Využití 3D skeneru je velmi výhodné při výrobě dlah, ortéz či protéz horní končetiny, zde se autor shoduje s Buehler et al. (2016), Patterson et al. (2020), Li et al. (2018), Lee et al. (2019), Janson et al. (2020) a Degerli et al. (2020).

V České republice se 3D tisku ergoterapeuté zatím příliš aktivně nevěnují, ale téma je zajímavé. I ortotici-protetici se 3D tisku kompenzačních pomůcek věnují minimálně. Preferují jiné postupy a technologie pro výrobu, i ve vzdělávání 3D tisk zcela chybí. Naopak v zahraničí se 3D tisku věnují především ergoterapeuté, ale řešení technické náročnosti tvorby modelů řeší autoři různým způsobem podrobně (viz 2.5.5 Technická náročnost).

Hygienická hlediska je oblast, která u využití 3D tisku není příliš prozkoumaná. Autoři je spíše komentují, nebyl však dohledán podrobnější rozbor. Tanaka et Lightdale-Miric (2016) zmiňují, že neexistuje žádné schválení těchto volně dostupných zařízení ze strany amerického Úřadu pro kontrolu potravin a léčiv (U.S. Food and Drug Administration) a chybí regulace distribuce. Buehler et al. (2016) i Slegers et al. (2020) uvádějí obavy s využitím v pediatrii právě z hygienických důvodů, konkrétnější příklad však neuvádějí. Jiní autoři se zabývali povrchovou úpravou kompenzačních pomůcek pro sebesycení například silikonem. Keller et al. (2021) doporučují zvážit environmentální (ekologické) aspekty a uvádějí potřebu rozsáhlého testování. Množství autorů upozorňuje na absenci hodnocení krátkodobé či dlouhodobé použitelnosti a životnosti tištěných dílů (Yoo et al., 2019, ten Kate et al., 2017 a další). Dále chybí informace o mechanických vlastnostech protéz, přijetí pomůcek uživateli, funkčnosti a porovnání s konvenčně vyráběnými (ten Kate et al., 2017). Dle O'Brien et al. (2020) chybí důkazy o funkční výkonnosti a hodnocení pomůcek spotřebiteli. Autor souhlasí s většinou autorů – s nutností dalších výzkumů v oblasti hygienických hledisek a zkoumání materiálu při krátkodobém a dlouhodobém používání.

#### **4.1.4 Zasazení výsledků do širšího kontextu**

Vzhledem k převaze testovaných pacientů v akutním a subakutním stádiu onemocnění lze předpokládat větší využitelnost, než u pacientů v chronickém stádiu, kteří byli v testovaném vzorku zastoupeny v menšině. Vytvořené modely jsou s obezřetností aplikovatelné na další pacienty v Rehabilitačním ústavu Kladruby, případně v ERGO Aktivu, o.p.s., kde byly data sbírána. Dá se předpokládat využití vytvořených modelů i u pacientů v akutním a subakutním stádiu dalších pacientů v jiných zařízeních. V obou případech je nutný kritický výběr ergoterapeuta, zda některý z vytvořených 3D modelů zhruba odpovídá pacientovým potřebám. Pokud ano, je možné po modifikaci využít 3D model pro výrobu konkrétní kompenzační pomůcky. Pro některé pacienty však nemusí odpovídat žádný z vytvořených modelů – to může být důsledkem malého pilotního vzorku při tvorbě modelů. Nemělo by být opomíjeno, že některá specifika jednotlivých pacientů mohou být natolik



nestandardní, že i přes potenciální množství univerzálních 3D modelů na trhu nebude možné žádný pro výrobu využít a bude nutné vytvořit nový model kompenzační pomůcky.

Vzhledem k potenciálu technologie i kvalitnímu nastavení cílů diplomové práce, které nebylo možné především z časových, finančních a personálních důvodů naplnit, by bylo vhodné na práci navázat rozsáhlejším výzkumem. Ten by byl proveden na větším vzorku pacientů, zahrnující optimálně ergoterapeutická pracoviště po celé České republice. Další výzkum znamená zvyšující se nároky na zdroje, které mohou být cizí nebo vlastní. V současné situaci je pravděpodobně jedinou variantou využití dotačních titulů na výzkumné činnosti. Zdroje by mohly být využity pro představení technologie 3D tisku a jí vyrobených kompenzačních pomůcek na vícero pracovištích. Součástí by mohlo být vyzkoušení vyrobených kompenzačních pomůcek samotnými ergoterapeuty i s konkrétními pacienty a možnost vyzkoušení procesu 3D tisku. Dále by mohl být výzkum představen na akcích pro ergoterapeuty – například na konferenci České asociace ergoterapeutů. Případně by mohla být zajištěna finanční či jiná odměna pro ergoterapeuty podílející se na sběru dat. Zásadní pro úspěch rozsáhlejšího výzkumu je především větší časová dotace pro sběr dat a zapojení více ergoterapeutů do sběru dat.

Další výzkumné práce v oblasti technologie 3D tisku v ergoterapii by bylo vhodné zaměřit na výzkum krátkodobého a dlouhodobého využívání asistivních technologií, jejich přijetí, podrobnou finanční analýzu zahrnující všechny aspekty tvorby a na komplexní řešení hygienických hledisek.

#### **4.1.5 Hodnocení cílů**

Jak již bylo uvedeno výše, z důvodu nedostatku získaných dat musela být praktická část v průběhu upravena. Z těchto důvodů nebylo možné úplné naplnění hlavního cíle vytvoření univerzálních 3D modelů pro celou populaci, především v rámci České republiky. Modely jsou však univerzální pro pilotní vzorek pacientů, pro které je možné je modifikovat na míru – jedná se o pacienty v akutním a subakutním stádiu onemocnění absolvující pobyt v Rehabilitačním ústavu Kladruby. Vytvořené modely po jednoduché modifikaci konkrétnímu pacientovi na míru, pomocí stanovených parametrů, umožní pacientům včasné zapojení parietické horní končetiny a zvýšení soběstačnosti v položkách sebesycení a psaní.

Dílčí cíl v rámci teoretické části byl naplněn nad očekávání autora. Zpracováno bylo množství nejnovějších studií věnujících se výrobě asistivních technologií pomocí 3D tisku. Jelikož se jedná o technologii s velkým potenciálem, roste jeho využití a tím i výzkumné práce ohledně jeho aplikace v ergoterapii v zahraničí.

Dílčí cíl praktické části, vytvoření formuláře pro záznam parametrů pro vytvoření univerzálních 3D modelů, byl také naplněn. *Záznamový formulář* je možné využít pro vytváření dalších univerzálních 3D modelů především v položkách personálních všedních denních činností, také v rámci výše uvedeného rozsáhlejšího výzkumu pro možnost aplikace na celou stanovenou populaci v rámci České republiky. Před realizací praktické části byl předpoklad využití *Záznamového formuláře* i pro modifikaci univerzálních modelů konkrétnímu pacientovi na míru. Jeho využití je možné, vhodnější je však stanovení malého počtu zásadních parametrů pro konkrétní kompenzační pomůcku, konkrétní model. Díky tomu dojde opět ke snížení časové náročnosti vyšetření pacienta pro modifikaci a tím i snížení finančních nákladů.

#### **4.1.6 Argumentace výběru literálních zdrojů**

Vzhledem k faktu, že se 3D tisk v České republice v ergoterapii aktuálně nevyužívá, byly zvoleny pro tuto oblast pouze zahraniční zdroje. Zahrnuty byly především nejnovější zdroje z důvodu, že technologie 3D tisku je velmi rychle se rozvíjející obor a každý rokem jsou publikovány nové studie. Klíčová slova pro vyhledávání literatury byla definována pomocí MeSH deskriptoru. Pro vyhledání studií byly využity medicínské i multioborové databáze: především EBSO host, PubMed, MEDLINE, ScienceDirect, Scopus a Vyhledávací služba Univerzity Karlovy (UKAŽ). Pro vyhledávání byly použity především následující kombinace klíčových slov: three-dimensional printing or 3D printing; 3D printing in rehabilitation; occupational therapy OR occupational therapist OR occupational therapists OR ot OR occupational therapy intervention; self-sufficiency; assistive technology OR assistive devices OR devices OR adaptive technology; splints, orthosis; eating OR feeding; stroke or traumatic brain injury or acquired brain injury. Klíčová slova byla různým způsobem kombinována za použití Booleovských operátorů OR a AND. Prohledávání v databázích dle klíčových slov probíhalo v textu abstraktu. Vyhledávání bylo omezeno rokem publikace v rozmezí 2017 - 2022 pro zajištění aktuálnosti získaných studií. U relevantních článků bylo nejprve dohledáváno, zda jsou dostupné v plném textu. Na základě přečtení abstraktu byly vybrány kvalitní studie.

## 5 ZÁVĚR

Diplomová práce představila technologii 3D tisku a její využití ve zdravotnictví a v oboru ergoterapie. V oboru ergoterapie je v zahraničí využíván především pro výrobu asistivních technologií – protéz, ortéz a dlah pro horní končetiny a kompenzačních pomůcek. V České republice je 3D tisk využíván již ve zdravotnictví, v oboru ergoterapie začíná teprve vstupovat do povědomí některých ergoterapeutů. Práce dále poukázala na možnosti uplatnění ergoterapeuta v oblasti 3D tisku a perspektivu výroby nejen asistivních technologií pomocí této technologie. V teoretické části práce byly popsány i různé postupy zahraničních autorů při řešení překážek technické náročnosti v částech procesu výroby konkrétních modelů.

Praktická část diplomové práce byla zpracována na úrovni pilotáže. Poukázala na vhodnost využití 3D tisku v ergoterapii a představila konkrétní možnost řešení problému při aplikaci 3D tisku do klinické praxe.

Hlavní cíl vytvoření univerzálních 3D modelů byl dosažen pouze částečně. Důvodem bylo nedostatek získaných dat z různých typů pracovišť a od pacientů v různých fázích onemocnění, který vznikl absencí návratu rozeslaných formulářů mezi ergoterapeuty v České republice pracujícími s osobami se získaným poškozením mozku.

Z tohoto důvodu byly pro zpracování diplomové práce využity data, které sesbíral autor samostatně v rámci pracoviště Rehabilitační ústav Kladruby a ERGO Aktiv, o.p.s. Na základě těchto dat byly vytvořeny počítačové modely tří kompenzačních pomůcek – modifikovaná rukojeť příboru, modifikovaný úchop nádoby na pití a kompenzační pomůcka pro psaní. Jednotlivé pomůcky byly vytvořeny v několika verzích, díky tomu jsou univerzálně přizpůsobitelné libovolnému pacientovi pilotního vzorku. S obezřetností lze modely využít i pro úpravu kompenzační pomůcky dalším pacientům v akutním a subakutním stádiu onemocnění na pobytu v Rehabilitačním ústavu Kladruby. Díky jednoduché úpravě vybrané verze modelu kompenzační pomůcky je možné rychleji vytvořit kompenzační pomůcku přizpůsobenou konkrétnímu pacientovi na míru a následně je možné ji vyrobit pomocí 3D tisku. Výsledkem je možnost výroby kompenzačních pomůcek na míru za výrazného snížení časové, odborné i finanční náročnosti.

Do budoucna může být diplomová práce podkladem pro navazující výzkum zaměřený na stejnou problematiku: sběr dat na větším vzorku a na základě sesbíraných dat zobecnění modelů na úrovni České republiky pro pacienty ve všech stádiích po získaném poškození mozku. Pro sběr dat by mohl být využit již vytvořený a otestovaný *Záznamový formulář* a zásadní parametry stanovené u vytvořených 3D modelů pro vybrané tři kompenzační

pomůcky. Výzkum by umožnil rozšíření kompenzačních pomůcek na míru pro osoby se získaným poškozením mozku, díky němu a výrobě pomocí 3D tisku by došlo i ke snížení časové, finanční i technické náročnosti celého procesu. Díky tomu by umožnilo těmto pacientům včasné zapojení parietické horní končetiny do činností za současného zvýšení soběstačnosti.

## 6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

AIMAR, A. et al. The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2019, **2019**(4), 1-10 [cit. 2021-12-13]. ISSN 2040-2295. DOI: 10.1155/2019/5340616

ALFARO ARIAS, V. et al. Designing a Remote Framework to Create Custom Assistive Technologies. In: *The 22nd International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2020, **2020**(10), 1-4 [cit. 2022-01-11]. ISBN 9781450371032. DOI: 10.1145/3373625.3418022

AMBLER, Z. *Základy neurologie*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-807-2627-073

ANDERSON, P. A. Clinical Applications of 3D Printing. *Spine* [online]. 2017, **42**(7), 30-31 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0362-2436. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002039

ANG, B. W. K. et CH. H. YEOW. Print-it-Yourself (PIY) glove: A fully 3D printed soft robotic hand rehabilitative and assistive exoskeleton for stroke patients. In: *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* [online]. Vancouver: IEEE, 2017, **2017**, 1219-1223 [cit. 2021-12-04]. ISBN 978-1-5386-2682-5. ISSN 2153-0866. DOI:10.1109/IROS.2017.8202295

ANG, B. W.K. et CH. H. YEOW. Design and Characterization of a 3D Printed Soft Robotic Wrist Sleeve with 2 DoF for Stroke Rehabilitation. In: *2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)* [online]. Seoul: IEEE, 2019, **2019**(5), 577-582 [cit. 2021-12-04]. ISBN 978-1-5386-9260-8. DOI: 10.1109/ROBOSOFT.2019.8722771

ANGEROVÁ, Y. Rehabilitace. In : ŠVESTKOVÁ, O. et al. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing, 2017, 210-214. ISBN 978-80-271-0084-2.

AQUINO, R. P. et al. Envisioning smart and sustainable healthcare: 3D Printing technologies for personalized medication. *Futures* [online]. 2018, **103**, 35-50 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0016-3287. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.futures.2018.03.002>

BARRIOS-MURIEL, J. et al. Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review. *Materials* [online]. 2020, **13**(2), 1-15 [cit. 2022-03-21]. ISSN 1996-1944. DOI: 10.3390/ma13020295

BUEHLER, E. et al. Investigating the Implications of 3D Printing in Special Education. *ACM Transactions on Accessible Computing* [online]. 2016, **8**(3), 1-28 [cit. 2021-12-29]. ISSN 1936-7228. DOI: 10.1145/2870640

BUEHLER, E. et al. Sharing is Caring: Assistive Technology Designs on Thingiverse. In: *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing*

*Systems* [online]. New York, USA: ACM, 2015, **18**(4), 525-534 [cit. 2021-12-03]. ISBN 9781450331456. DOI: 10.1145/2702123.2702525

BURN, M. B. et al. Three-Dimensional Printing of Prosthetic Hands for Children. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2016, **41**(5), 103-109 [cit. 2022-03-21]. ISSN 03635023. DOI: 10.1016/j.jhsa.2016.02.008

CAMINERO, M. A. et al. Impact damage resistance of 3D printed continuous fibre reinforced thermoplastic composites using fused deposition modelling. *Composite Part B: Engineering* [online]. 2018, **148**(8), 93-103 [cit. 2021-12-12]. Dostupné z: <https://ur.booksc.eu/book/76970670/2587f4>

CUTLER, C. R. et al. Open-source 3D printed sensors for hand strength assessment: Validation of low-cost load cell and fabric sensor-based systems. *Australian Occupational Therapy Journal* [online]. 2018, **65**(5), 412-419 [cit. 2021-01-25]. ISSN 00450766. DOI: 10.1111/1440-1630.12494

DEGERLI, Y. I. et al. Manufacturing an assistive device with 3D printing technology - a case report. *Assistive technology the official journal of RESNA* [online]. 2020, **32**(11), 1-5 [cit. 2020-12-09]. ISSN 1949-3614. DOI: 10.1080/10400435.2020.1791278

DICK, A. et al. Feasibility study of hydrocolloid incorporated 3D printed pork as dysphagia food. *Food Hydrocolloids* [online]. 2020, **107**(10), 1-11 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0268005X. DOI: 10.1016/j.foodhyd.2020.105940

DILBEROGLU, U. M. et al. The Role of Additive Manufacturing in the Era of Industry 4.0. *Procedia Manufacturing* [online]. 2017, **11**(3), 545-554 [cit. 2021-12-12]. ISSN 23519789. DOI: 10.1016/j.promfg.2017.07.148

DODZIUK, H. Applications of 3D printing in healthcare. *Polish Journal of Cardio-Thoracic Surgery* [online]. 2016, **13**(3), 283-293 [cit. 2021-12-04]. ISSN 1731-5530. DOI: 10.5114/kitp.2016.62625

DOS SANTOS, A. et al. Aesthetics and the perceived stigma of assistive technology for visual impairment. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2020, **15**(8), 1-7 [cit. 2021-12-11]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2020.1768308

GARDIN, C. et al. Recent Applications of Three Dimensional Printing in Cardiovascular Medicine. *Cells* [online]. 2020, **9**(3), 1-33 [cit. 2021-12-13]. ISSN 2073-4409. DOI: 10.3390/cells9030742

GAZDOVÁ, K. *Návrh a realizace kompenzačních pomůcek pro pacienty se získaným poškozením mozku pomocí 3D tiskárny. [The Proposal and Implementation Assistive Devices Patients with Acquired Brain Injury Using 3D Printer]*. Praha, 2020. 104 stran, 8 příloh. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí bakalářské práce Bc. Zuzana Rodová, M.Sc.

- GOULAS, A. et R. J. FRIEL. 3D printing with moon dust. *Rapid Prototyping Journal* [online]. 2016, **22**(6), 864-870 [cit. 2021-12-12]. ISSN 1355-2546. DOI: 10.1108/RPJ-02-2015-0022
- HALEEM, A. et M. JAVAID. 3D scanning applications in medical field: A literature-based review. *Clinical Epidemiology and Global Health* [online]. 2019, **7**(2), 199-210 [cit. 2021-12-13]. ISSN 22133984. DOI: 10.1016/j.cegh.2018.05.006
- HOFMANN, M et al. "Occupational Therapy is Making": Clinical Rapid Prototyping and Digital Fabrication. In: *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2019, **2019**(5), 1-13 [cit. 2021-12-04]. ISBN 9781450359702. DOI: 10.1145/3290605.3300544
- HORST, D. J. et al. Additive manufacturing at Industry 4.0: a review. *International Journal of Engineering and Technical Research* [online]. 2018, **8**(8), 1-8 [cit. 2021-12-12]. ISSN 2321-0869. Dostupné z: [https://www.academia.edu/37430922/Additive\\_Manufacturing\\_at\\_Industry\\_4\\_0\\_a\\_Review](https://www.academia.edu/37430922/Additive_Manufacturing_at_Industry_4_0_a_Review)
- HUNZEKER, M. et R. OZELIE. A Cost-Effective Analysis of 3D Printing Applications in Occupational Therapy Practice. *The Open Journal of Occupational Therapy* [online]. 2021, **9**(1), 1-12 [cit. 2021-1-26]. ISSN 2168-6408. DOI: 10.15453/2168-6408.1751
- HURST, E. J. 3D Printing in Healthcare: Emerging Applications. *Journal of Hospital Librarianship* [online]. 2016, **16**(3), 255-267 [cit. 2021-12-13]. ISSN 1532-3269. DOI: 10.1080/15323269.2016.1188042
- CHA, Y. H. et al. Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. 2017, **2017**(7), 1-6 [cit. 2021-12-13]. ISSN 1176-2322. DOI: 10.1155/2017/9610468
- CHOI, H. et al. Mallet Finger Lattice Casts Using 3D Printing. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2019, **2019**(7), 1-5 [cit. 2021-12-04]. ISSN 2040-2295. DOI: 10.1155/2019/4765043
- I, J. H. 3D Literacy Aids Introduced in Classroom for Blind and Visually Impaired Students. *Journal of Blindness Innovation and Research* [online]. 2016, **6**(2), 1-5 [cit. 2022-01-11]. ISSN 21552894. DOI: 10.5241/6-100
- JANSON, R., et al. Three-dimensional printed assistive devices for addressing occupational performance issues of the hand: A case report. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2020, **33**(2), 164-169 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2020.03.025>
- KADLEC, A. *Využití 3D tisku v medicínálních aplikacích*. Pardubice, 2019. 60 stran, 0 příloh. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Pardubice, Fakulta chemicko-technologická, Katedra Polygrafie a fotofyziky. Vedoucí bakalářské práce Ing. Marek Boušek, Ph.D.

- KELLER, M. et al. In-hospital professional production of patient-specific 3D-printed devices for hand and wrist rehabilitation. *Hand Surgery and Rehabilitation* [online]. 2021, **40**(2), 126-133 [cit. 2022-03-21]. ISSN 24681229. DOI: 10.1016/j.hansur.2020.10.016
- KRIVOŠÍKOVÁ, M. *Úvod do ergoterapie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-2472-699-1.
- LAL, H. et M. K. PATRALEKH. 3D printing and its applications in orthopaedic trauma: A technological marvel. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [online]. 2018, **9**(3), 260-268 [cit. 2021-12-13]. ISSN 09765662. DOI: 10.1016/j.jcot.2018.07.022
- LEE, K. H. et al. Personalized assistive device manufactured by 3D modelling and printing techniques. *Disability* [online]. 2019, **14**(5), 526-531 [cit. 2020-12-31]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2018.1494217
- LI, L. et al. 3D printing individualized heel cup for improving the self-reported pain of plantar fasciitis. *Journal of Translational Medicine* [online]. 2018, **16**(1), 1-11 [cit. 2021-12-13]. ISSN 1479-5876. DOI: 10.1186/s12967-018-1547-y
- LILI, L. et al. 3D Printing Complex Egg White Protein Objects: Properties and Optimization. *Food and Bioprocess Technology* [online]. 2019, **12**(2), 267-279 [cit. 2021-12-12]. ISSN 1935-5130. DOI: 10.1007/s11947-018-2209-z
- LIN, H. et al. A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast. *3D Printing in Medicine* [online]. 2016, **2**(1), 1-15 [cit. 2021-12-04]. ISSN 2365-6271. DOI: 10.1186/s41205-016-0007-7
- LINDNER, H. et al. Assessment of capacity for myoelectric control: Evaluation of construct and rating scale. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, **41**(6), 467-474 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1650-1977. DOI: 10.2340/16501977-0361
- LINDNER, H. et al. Influence of standardized activities on validity of Assessment of Capacity for Myoelectric Control. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2013, **50**(10), 1391-1400 [cit. 2021-12-03]. ISSN 0748-7711. DOI: 10.1682/JRRD.2012.12.0231
- LLOP-HARILLO, I. et A. PÉREZ-GONZÁLEZ. System for the experimental evaluation of anthropomorphic hands. Application to a new 3D-printed prosthetic hand prototype. *International Biomechanics* [online]. 2017, **4**(2), 50-59 [cit. 2021-12-03]. ISSN 2333-5432. DOI: 10.1080/23335432.2017.1364666
- MANERO, A. et al. Implementation of 3D Printing Technology in the Field of Prosthetics: Past, Present, and Future. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2019, **16**(9), 1-15 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1660-4601. DOI: 10.3390/ijerph16091641
- NAM, H. S. et al. The Application of Three-Dimensional Printed Finger Splints for Post Hand Burn Patients: A Case Series Investigation. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 2018, **42**(4), 634-638 [cit. 2021-12-04]. ISSN 2234-0645. DOI: 10.5535/arm.2018.42.4.634



- NESIC, D. et al. 3D Printing Approach in Dentistry: The Future for Personalized Oral Soft Tissue Regeneration. *Journal of Clinical Medicine* [online]. 2020, **9**(7), 1-21 [cit. 2022-03-21]. ISSN 2077-0383. DOI: 10.3390/jcm9072238
- NORMAN, J. et al. A new chapter in pharmaceutical manufacturing: 3D-printed drug products. *Advanced Drug Delivery Reviews* [online]. 2017, **108**(4), 39-50 [cit. 2021-12-17]. ISSN 0169409X. DOI: 10.1016/j.addr.2016.03.001
- O'BRIEN, L. et al. 3D-printed custom-designed prostheses for partial hand amputation: Mechanical challenges still exist. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2020, **33**(2), 1-3 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2020.04.005>
- PATTERSON, R. M. et al. A current snapshot of the state of 3D printing in hand rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2020, **33**(2), 156-163 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2019.12.018>
- PORTNOVA, A. A. et al. Design of a 3D-printed, open-source wrist-driven orthosis for individuals with spinal cord injury. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(2), 1-18 [cit. 2021-12-04]. ISSN 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0193106
- PORTNOY, S. et al. Automated 3D-printed finger orthosis versus manual orthosis preparation by occupational therapy students: Preparation time, product weight, and user satisfaction. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2020, **33**(2), 174-179 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2020.03.022>
- RUSSO, L. O. et al. Hackability: A Methodology to Encourage the Development of DIY Assistive Devices. In: MIESENBERGER, K. a G. KOUROUPETROGLOU, *Computers Helping People with Special Needs* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2018 [cit. 2022-01-11]. Lecture Notes in Computer Science. ISBN 978-3-319-94273-5. DOI: 10.1007/978-3-319-94274-2
- RŮŽIČKA, E. et al. *Neurologie*. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2019. ISBN 978-80-7553-681-5.
- SAMIEI, N. Recent trends on applications of 3D printing technology on the design and manufacture of pharmaceutical oral formulation: a mini review. *Beni-Suef University Journal of Basic and Applied Sciences* [online]. 2020, **9**(1), 1-12 [cit. 2021-12-13]. ISSN 2314-8543. DOI: 10.1186/s43088-020-00040-4
- SANTOS, A. et al. User-centered design of a customized assistive device to support feeding. *Procedia CIRP* [online]. 2019, **84**, 743-748 [cit. 2020-12-09]. ISSN 2212-8271. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.04.318>
- SEOANE-VIAÑO, I. et al. Semi-solid extrusion 3D printing in drug delivery and biomedicine: Personalised solutions for healthcare challenges. *Journal of Controlled Release* [online]. 2021, **332**(4), 367-389 [cit. 2021-12-13]. ISSN 01683659. DOI: 10.1016/j.jconrel.2021.02.027

- SHAHRUBUDIN, N. et al. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications. *Procedia Manufacturing* [online]. 2019, **35**(1), 1286-1296 [cit. 2021-12-12]. ISSN 23519789. DOI: 10.1016/j.promfg.2019.06.089
- SCHWARTZ, J. K. et al. Methodology and feasibility of a 3D printed assistive technology intervention. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2020, **15**(2), 141-147 [cit. 2022-03-21]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2018.1539877
- SLEGGERS, K. et al. Makers in Healthcare: The Role of Occupational Therapists in the Design of DIY Assistive Technology. In: *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2020, 2020-04-21, s. 1-11 [cit. 2021-12-12]. ISBN 9781450367080. DOI: 10.1145/3313831.3376685
- SORKIN, M. et al. Scar Management of the Burned Hand. *Hand Clinics* [online]. 2017, **33**(2), 305-315 [cit. 2021-12-04]. ISSN 07490712. DOI: 10.1016/j.hcl.2016.12.009
- SPENCER, S. R. et L. KAY WATTS. Three-Dimensional Printing in Medical and Allied Health Practice: A Literature Review. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* [online]. 2020, **51**(3), 489-500 [cit. 2021-12-13]. ISSN 19398654. DOI: 10.1016/j.jmir.2020.06.003
- STŘÍTESKÝ O. *Základy 3D tisku s Josefem Průšou*. Praha: Prusa Research s.r.o., 2019. Dostupné také z: [https://www.prusa3d.com/cs/stranka/zaklady-3d-tisku-s-josefem-prusou\\_490/](https://www.prusa3d.com/cs/stranka/zaklady-3d-tisku-s-josefem-prusou_490/)
- SURESH, G. et K. L. NARAYANA. A Review on Fabricating Procedures in Rapid Prototyping. *International Journal of Manufacturing, Materials, and Mechanical Engineering* [online]. 2016, **6**(2), 23-40 [cit. 2021-12-12]. ISSN 2156-1680. DOI: 10.4018/IJMMME.2016040102
- TACK, P. et al. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2016, **15**(1), 1-21 [cit. 2021-12-13]. ISSN 1475-925X. DOI: 10.1186/s12938-016-0236-4
- TANAKA, K. et N. LIGHTDALE-MIRIC. Advances in 3D-Printed Pediatric Prostheses for Upper Extremity Differences. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2016, **98**(15), 1320-1326 [cit. 2021-12-03]. ISSN 0021-9355. DOI: 10.2106/JBJS.15.01212
- TEN KATE, J. et al. 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2017, **12**(3), 300-314 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2016.1253117
- TOTH, L. et al. Developing an anti-spastic orthosis for daily home-use of stroke patients using smart memory alloys and 3D printing technologies. *Materials & Design* [online]. 2020, **195**(109029), 1-11 [cit. 2020-12-09]. ISSN 0264-1275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109029>

- VAISHYA, R. et al. Computed tomography based 3D printed patient specific blocks for total knee replacement. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [online]. 2018, **9**(3), 254-259 [cit. 2021-12-17]. ISSN 09765662. DOI: 10.1016/j.jcot.2018.07.013
- VIJAYAVENKATARAMAN, S. et al. 3D Printing and 3D Bioprinting in Pediatrics. *Bioengineering* [online]. 2017, **4**(3), 1-11 [cit. 2022-03-21]. ISSN 2306-5354. DOI: 10.3390/bioengineering4030063
- VOTAVA, J. Centrální (spastická) paréza. In: ŠVESTKOVÁ, O. et al. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing, 2017, 177 – 186. ISBN 978-80-271-0084-2.
- WANG, X. et al. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2017, **110**(2), 442-458 [cit. 2021-12-12]. ISSN 13598368. DOI: 10.1016/j.compositesb.2016.11.034
- WATANABE, T. et al. Improving Assistive Technology Service by Using 3D Printing: Three Case Studies. *Studies in health technology and informatics* [online]. 2015, **217**(9), 1047-1052 [cit. 2020-12-09]. ISSN 1879-8365. DOI: 10.3233/978-1-61499-566-1-1047
- WILLETT, A. K. *3D Printing and Occupational Therapy: The Process of 3D Printing Adaptive Devices*. Kentucky, 2019. Dostupné také z: [https://encompass.eku.edu/honors\\_theses/654](https://encompass.eku.edu/honors_theses/654). Honors Theses. Eastern Kentucky University.
- WILLKOMM, T. *Assistive Technology Solutions in Minutes*. New Hampshire: ATECH Services, 2005.
- WIXTED, C. M. Three-dimensional Printing in Orthopaedic Surgery: Current Applications and Future Developments. *JAAOS: Global Research and Reviews* [online]. 2021, **5**(4), 1-11 [cit. 2021-12-13]. ISSN 2474-7661. DOI: 10.5435/JAAOSGlobal-D-20-00230
- YAN, Q. et al. A Review of 3D Printing Technology for Medical Applications. *Engineering* [online]. 2018, **4**(5), 729-742 [cit. 2021-12-13]. ISSN 20958099. DOI: 10.1016/j.eng.2018.07.021
- YOO, H. J. et al. Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2019, **16**(1), 1-14 [cit. 2021-12-04]. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-019-0633-6
- ZUNIGA, J. M. et al. An Open Source 3D-Printed Transitional Hand Prosthesis for Children. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* [online]. 2016, **28**(3), 103-108 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1040-8800. DOI: 10.1097/JPO.0000000000000097
- ZUNIGA, J. M. et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC Research Notes* [online]. 2015, **8**(1), 1-8 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1756-0500. DOI: 10.1186/s13104-015-0971-9

ZUNIGA, J. M. et al. Functional changes through the usage of 3D-printed transitional prostheses in children. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2017, **14**(1), 68-74 [cit. 2021-6-1]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2017.1398279

ZUNIGA, J. M. et al. Functional changes through the usage of 3D-printed transitional prostheses in children. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2019, **14**(1), 68-74 [cit. 2021-12-03]. ISSN 1748-3107. DOI: 10.1080/17483107.2017.1398279

ZUNIGA, J. M. et al. The development of a low-cost three-dimensional printed shoulder, arm, and hand prostheses for children. *Prosthetics & Orthotics International* [online]. 2017, **41**(2), 205-209 [cit. 2021-12-03]. ISSN 0309-3646. DOI: 10.1177/0309364616640947

## 7 SEZNAMY

### 7.1 Seznam zkratek

1. LF UK – 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

2. LF UK

AT – asistivní technologie

CAD – počítačem podporovaný návrh (computer aided design)

CMP – cévní mozková příhoda

DIY – kutilství (do it yourself)

DMLS – Direct Metal Laser Sintering (typ 3D tiskárny)

FDM – Fused Deposition Modeling (typ 3D tiskárny)

FN Motol

iADL – instrumentální všední denní činnosti

JIT – just in time

KP – kompenzační pomůcky

LHK – levá horní končetina

LOM – Laminated Object Manufacturing (typ 3D tiskárny)

o.p.s. – Obecně prospěšná společnost

pADL – personální všední denní činnosti

pHK – paretická horní končetina

PHK – pravá horní končetina

ROM – rozsah pohybu (range of movement)

SLA – Stereolitografie (typ 3D tiskárny)

SLM – Selective Laser Melting (typ 3D tiskárny)

SLS – Selective Laser Sintering (typ 3D tiskárny)

STL – Standard Triangle Language (formát souboru v CAD)

VFN – Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

WHO – Světová zdravotnická organizace (World Health Organization)

*Záznamový formulář* – „Záznamový formulář pro stanovení vhodné kompenzační pomůcky pro personální všední denní činnosti“

## 7.2 Seznam tabulek

Tabulka 3.1 Věk pacientů.....	46
Tabulka 3.2 Průměrná doba od vzniku onemocnění .....	46
Tabulka 3.3 Rozložení doby od vzniku onemocnění .....	47
Tabulka 3.4 Hodnocení celkové soběstačnosti ve vybraných položka pADL a dalších oblastech.....	47
Tabulka 3.5 Průměrné zapojení paretické horní končetiny .....	47
Tabulka 3.6 Vhodné kompenzační pomůcky testovaných položek .....	49
Tabulka 3.7 Hodnoty funkčních rozsahů paretické horní končetiny.....	50
Tabulka 3.8 Fáze úchopů .....	51
Tabulka 3.9 Provedení jednotlivých typů úchopu.....	51
Tabulka 3.10 Rozměry akra .....	53
Tabulka 3.11 Vybrané aktivní rozsahy pohybu.....	53
Tabulka 3.12 Provedení taxy .....	54
Tabulka 3.13 Kvalita provedení taxy .....	54
Tabulka 3.14 Svalová síla stisku .....	55
Tabulka 3.15 Míra zapojení paretické horní končetiny do jednotlivých oblastí pADL.....	55
Tabulka 3.16 Nejčastěji potřebné konkrétní kompenzační pomůcky .....	57
Tabulka 3.17 Kompenzační pomůcky s nejvyšší frekvencí potřeby.....	58

## 7.3 Seznam grafů

Graf 3.1 Příčiny vzniku získaného poškození mozku .....	46
Graf 3.2 Dominance a stranové postižení paretické horní končetiny.....	48
Graf 3.3 Míra potřeba kompenzační pomůcky v testovaných oblastech .....	57

## 7.4 Seznam obrázků

Obrázek 2.4.1 Anatomický model hlavy (a) a horní končetiny (b) (Yan et al., 2018).....	13
Obrázek 2.4.2 Personalizace léčiv (vlevo) (Seoane-Viaño, 2021).....	14
Obrázek 2.4.3 Personalizace léčiv dle preferencí pacientů (vpravo) (Seoane-Viaño, 2021)...	14
Obrázek 2.4.4 Lékařské implantáty a nástroje (Kadlec, 2019) .....	15
Obrázek 2.4.5 Ortéza hlezenního kloubu při peroneální neuropatii (b), konvenční ortéza (a) (Cha et al., 2017).....	15

Obrázek 2.4.6 Srdeční modul (b) a model z dat počítačové tomografie a 3D echokardiografie (a) (Yan et al., 2018) .....	16
Obrázek 2.4.7 Funkční srdeční chlopeč vyrobená pomocí 3D tisku (Yan et al., 2018) .....	17
Obrázek 2.4.8 Plátek vepřového masa pro pacienty s dysfagií z vepřové pasty (Dick et al., 2020).....	17
Obrázek 2.5.1 Protéza IMMA pro testování úchopů a koordinace prstů (Llop-Harillo a Pérez-González, 2017) .....	20
Obrázek 2.5.2 Testování protézy IMMA ve specifických funkcích (Llop-Harillo a Pérez-González, 2017) .....	21
Obrázek 2.5.3 Protézy Cyborg Beast 2 (Zuniga et al., 2017).....	22
Obrázek 2.5.4 Důležité rozměry pro personalizaci protézy a finální protéza (Burn et al.,2016) .....	22
Obrázek 2.5.5 Personalizace designu protézy (Manero et al., 2019) .....	22
Obrázek 2.5.6 Rozložení dílů protézy na 3D tiskárně, znázorněno v digitální podobě (Tanaka et Lightdale-Miric, 2016) .....	23
Obrázek 2.5.7 Deformace prstu popáleninou (a), konvenční řešení (b), statická dlaha vyrobená pomocí 3D tisku (c, d) (Nam et al., 2018).....	24
Obrázek 2.5.8 Dlaha pro znehybnění chronicky bolestivého palce: konvenční dlaha, zahřátí dlahy a aplikace (Hofmann et al., 2019) .....	25
Obrázek 2.5.9 Personalizované protézy pro sériovou výrobu (Keller et al., 2021) .....	25
Obrázek 2.5.10 Dynamická ortéza pro pacienta s poškozením míchy: konvenční (a), vyrobená pomocí 3D tisku (b) (Portnova et al., 2018).....	26
Obrázek 2.5.11 Aplikace dynamické ortézy při psaní (Portnova et al., 2018).....	26
Obrázek 2.5.12 Myoelektrická ortéza ruky, která umožnila funkční úchop na principu tenodézy (Yoo et al., 2019) .....	27
Obrázek 2.5.13 Dynamická ortéza s externím pohonem pro domácí rehabilitaci osob po cévní mozkové příhodě (Toth et al., 2020) .....	27
Obrázek 2.5.14 Kompenzační pomůcka s protizávažím pro pacienty s tremorem rukou, verze prototypu (Santos et al., 2019) .....	30
Obrázek 2.5.15 Virtuální model kompenzační pomůcky s protizávažím pro pacienty s tremorem rukou boční pohled (a), montážní pohled (b), technický výkres (c) (Santos et al., 2019).....	30
Obrázek 2.5.16 Modifikovaná rukojeť nože na krájení pro pacienta s míšní lézí (Hofmann et al., 2019).....	31

Obrázek 2.5.17 Modifikovaná rukojeť lžice pro pacienta s chromozomální aberací (Watanabe et al., 2015).....	31
Obrázek 2.5.18 Model modifikované rukojeti lžice pro pacienta s chromozomální aberací (Watanabe et al., 2015) .....	31
Obrázek 2.5.19 Modifikovaná rukojeť lžice (Buehler et al., 2016) .....	32
Obrázek 2.5.20 Kompenzační pomůcka pro psaní na míru pro pacienta s quadruplegií (Degerli et al., 2020) .....	32
Obrázek 2.5.21 Proces návrhu a výroby modifikované rukojeti stylusu (Buehler et al., 2016) .....	33
Obrázek 2.5.22 Taktilní pomůcky pro nácvik psaní pro nevidomé a slabozraké (I, 2016) .....	33
Obrázek 2.5.23 Využití taktilních pomůcek pro nácvik psaní pro nevidomé a slabozraké v praxi (I, 2016).....	33
Obrázek 2.5.24 Otvírák na plastové lahve, nástavec na klíč a pomůcka pro psaní (Janson et al., 2020).....	38
Obrázek 3.3.1 Univerzální 3D model modifikované rukojeti příboru – válcový tvar .....	59
Obrázek 3.3.2 Modifikovaná rukojeť příboru – pacient 1 (dále jen P1) .....	59
Obrázek 3.3.3 Modifikovaná rukojeť příboru – P4.....	59
Obrázek 3.3.4 Modifikovaná rukojeť příboru – P5, P7, P11, P12, P19.....	60
Obrázek 3.3.5 Modifikovaná rukojeť příboru – P13, P15.....	60
Obrázek 3.3.6 Modifikovaná rukojeť příboru – P18.....	60
Obrázek 3.3.7 Univerzální 3D model modifikované rukojeti příboru – kulový tvar.....	61
Obrázek 3.3.8 Univerzální 3D model modifikované rukojeti příboru – atypické tvary .....	61
Obrázek 3.3.9 Univerzální 3D model modifikovaného úchopu nádoby na pití.....	62
Obrázek 3.3.10 Modely konkrétních pomůcek modifikovaného úchopu nádoby na pití .....	62
Obrázek 3.3.11 Atypické modely konkrétních pomůcek modifikovaného úchopu nádoby na pití.....	63
Obrázek 3.3.12 Modely kompenzačních pomůcek pro psaní .....	64

## 7.5 Seznam příloh

8.1 Příloha č. 1 Záznamový formulář .....	87
8.2 Příloha č. 2 Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře .....	90
8.3 Příloha č. 3 Informovaný souhlas pacienta .....	97



## 8 PŘÍLOHY

### 8.1 Příloha č. 1 Záznamový formulář

#### Záznamový formulář pro stanovení vhodné kompenzační pomůcky pro personální všední denní činnosti (dále jen *Záznamový formulář*)

Předtím, než budete formulář vyplňovat, prosím věnujte chvíli k přečtení Pokynů pro vyplnění formuláře. Dle kritérií zařazení a vyloučení je možné zvolit vhodné pacienty pro sběr dat pro diplomovou práci.

Zařízení:	Jméno pacienta/klienta:
Ergoterapeut:	Datum narození:
Kontakt na terapeuta: tel.:	Diagnóza:
Email:	Datum vzniku onemocnění:
Datum vyšetření:	Označení pacienta (doplň autor):

Dominance			Paretická HK	
<b>Soběstačnost – ve vztahu k možné modifikaci úchopu a vybavení pomůckou</b>				
<u>Soběstačnost</u> – vybrané položky				
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ plná <u>10</u></li> <li>▪ s dopomocí <u>5</u> (jedné/dvou osob, fyzická/verbální/kompenzační pomůcka – př. 2F, 1V, KP)</li> <li>▪ závislý na pomoci <u>0</u></li> </ul>				
<u>Zapojení paretické horní končetiny (pHK):</u>				
optimální (4), funkční (3), mírné omezení (2), značné omezení (1), žádné (0) – od 3 popis limitů				
<u>Limity</u> zapojení paretické HK, soběstačnosti – důvod nižšího skóre				
<u>Vhodná pomůcka</u> – zvyšující soběstačnost, zapojení paretické horní končetiny				
	<b>Soběstačnost</b>	<b>Zapojení pHK</b>	<b>Limity</b>	<b>Vhodná pomůcka</b>
Příjem potravy	/10 ___	/4		
Osobní hygiena	/10 ___	/4		
Koupání	/10 ___	/4		
Oblékání	/10 ___	/4		
Toaleta	/10 ___	/4		
<b>Další vhodné kompenzační pomůcky *volitelná</b>				
Jaké jsou pro činnost limity? Byla by vhodná nějaká pomůcka pro tyto činnosti?				

Pomůcky pro čtení a psaní					
Pomůcky pro pracovní činnosti					
Pomůcky pro volnočasové činnosti					
<b>Funkční rozsahy</b> – bez omezení přeškrtněte, v případě omezení doplňte vzdálenosti v cm					
Ruka-ústa	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-temeno	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-týl	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-rameno stejnostranné	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-rameno druhostranné	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-koleno stejnostranné	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka-koleno druhostranné	PHK	cm	LHK	Cm	
Ruka za záda	PHK	cm	LHK	Cm	
<b>Úchopy</b>					
Fáze: bez omezení přeškrtněte, popis limitů					
Typy: testování několika rozměrů – volba nejmenšího, změření velikosti (viz fotografie)					
<b>Fáze</b>	Přiblížení				
	Rozevření				
	Sevření				
	Manipulace				
	Uvolnění				
	Oddálení				
<b>Typy</b>	Válcový	cm			
	Kulový	cm			
	Háček	cm			
	Špetka 4	cm			
	Tužkový	cm			
	Boční	cm			
	Jiný s účastí akra:	cm			
	Obvod zápěstí	cm	Obvod MTC kloubů	cm	Šířka dlaně
<b>Aktivní rozsahy</b> – záznam ve zlomcích (0, ¼, ½, ¾, 1)					

<u>Předloktí</u>	Sup:				Pro:	
<u>Zápěstí</u>	DF:				PF:	
<u>Hlava</u>	F:	E:	Rot dx.	Rot sin.	LaF dx.	LaF sin.
<b>Mozečkové funkce:</b>						
Taxe zkouška prst-nos zkouška nos-pohyblivý cíl						
Diadochokineze				Metrie		
<b>Extrapyramidový systém:</b>						
Tremor (třes)	ANO/NE	typ:				
Dyskineze:	ANO/NE	chorea, atetóza, balismus, popis:				
Svalový tonus:	hypertonus		hypotonus		dystonie	
Fascikulace	ANO/NE					
<b>Výkon</b>						
PHK	Síla /5 stisk 3 prstů Síla /5 stisk 1 prstu		LHK	Síla /5 stisk 3 prstů Síla /5 stisk 1 prstu		

**Děkuji za vyplnění formuláře pro zpracování diplomové práce!**

Vyplněný formulář prosím zašlete na [klara.gazdova@gmail.com](mailto:klara.gazdova@gmail.com).

Na této emailové adrese můžete klást dotazy, v případě potřeby můžeme domluvit i hovor.

Bc. Klára Gazdová

## 8.2 Příloha č. 2 Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře

### Pokyny pro vyplnění Záznamového formuláře\*

*\*Záznamový formulář pro stanovení vhodné kompenzační pomůcky pro personální všední denní činnosti (dále pouze Záznamový formulář).*

Vážená ergoterapeutko, vážený ergoterapeute,  
děkuji za Váš zájem se účastnit na výzkumu v rámci diplomové práce „*Návrh univerzálních modelů pomůcek pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku*“. Technologie 3D tisku by mohla do budoucna umožnit přístupné kompenzační pomůcky upravené Vašim pacientům na míru. Výstupem této diplomové práce by měly být univerzální 3D modely, které budou vytvořeny pro jednu vybranou položku personálních všedních denních činností (pADL). Tyto modely mohou být následně upraveny pomocí stejného Záznamového formuláře konkrétním pacientům na míru a pomůcka následně vytištěna – tato část již není součástí diplomové práce.

Vyplnění Záznamového formuláře u nového pacienta zabere maximálně 30 minut včetně vysvětlení záměru diplomové práce pacientovi a podepsání informovaného souhlasu. U pacienta, se kterým již pracujete, není nutné znovu vyšetřovat aktuální soběstačnost a další položky. Díky tomu se čas při vyplňování Záznamového formuláře ještě zkrátí.

Předtím, než budete Záznamový formulář vyplňovat, věnujte prosím chvíli k přečtení kritérií zařazení a vyloučení a instrukcím k hodnocení. Vyšetření pro Záznamový formulář vychází z běžného ergoterapeutického vyšetření, pouze položky funkční rozsahy a úchopy mají složitější hodnocení. Tyto pokyny však slouží k co nejpodobnějšímu hodnocení různými terapeuty. Pro odeslání Záznamového formuláře využijte prosím emailovou adresu [klara.gazdova@gmail.com](mailto:klara.gazdova@gmail.com) – zde můžete také klást dotazy.

Děkuji za Váš čas.

Bc. Klára Gazdová, 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy (magisterský obor Ergoterapie pro dospělé)

**1) Pro využitelnost sesbíraných dat pomocí Záznamového formuláře nejprve zjistěte vhodnost pacienta pro testování dle kritérií zařazení a vyloučení.**

#### **Kritéria zařazení:**

- nezapojování paretické HK alespoň do jedné položky pADL
  - nebo nesoběstačnost alespoň v jedné položce pADL
  - nebo obtíže při zapojování paretické HK do pADL

- potřeba kompenzační pomůcky pro včasné a optimální zapojení paretické HK alespoň do jedné položky pADL
- zachovaná hybnost v loketním kloubu do flexe alespoň do 1/3 pohybu
- provedení alespoň jednoho typu úchopu
  - nebo akrum přístupné pro umístění předmětu do dlaně a zafixování páskou

#### **Kritéria vyloučení:**

- nesplnění kritérií zařazení
- plegická horní končetina
- výrazné dyskineze znemožňující cílený pohyb
- porucha funkcí omezující spolupráci pacienta při vyplnění formuláře:
  - kognitivní deficit či percepční fatická porucha – neporozumění účelu práce, procesu sběru dat a využití zpracovaných dat, absence náhledu na aktuální situaci
  - těžká expresivní afázie nebo porucha krátkodobé paměti znemožňující spolehlivě vyšetřit jednotlivé části formuláře pomocí dotazování v kombinaci s pozorováním

**2) Před zahájením spolupráce informujte pacienta o účelu diplomové práce, zpracování dat a dalších informacích uvedených v Informovaném souhlasu pacienta. Pokud pacient s účastí na výzkumu souhlasí, vyplňte hlavičku a nechte pacienta informovaný souhlas podepsat. Pokud pacient nesouhlasí s fotodokumentací či videodokumentací, nepořizujte, prosím, fotografie ani videa. Toto rozhodnutí však není důvodem neúčasti na výzkumu.**

#### **3) Vyplnění Záznamového formuláře**

- nejprve vyplňte hlavičku

- vyplňte Záznamový formulář dle pokynů uvedených níže a v Záznamovém formuláři

#### **Personální všední denní činnosti (pADL)**

Pro účely diplomové práce se personálními všedními denními činnostmi (dále jen pADL) rozumí následující položky: příjem potravy, osobní hygiena, koupání, oblékání a toaleta. U jednotlivých položek se hodnotí míra soběstačnosti, míra zapojení paretické horní končetiny (dále jen HK) do činnosti a vhodnost kompenzační pomůcky pro danou činnost.

**Soběstačnost:** Možné vycházet z Indexu dle Barthelové, Funkční míry nezávislosti, vstupního vyšetření. Zhodnocení lze vyšetřit pomocí dotazování, předvedením s nutnou obezřetností ohledně relevance odpovědí. V případě dopomoci doplňte zkratkou formu – fyzická, verbální a počet osob.

plná (10), s dopomocí (jedné/dvou osob, fyzická/verbální – např. 2F, 1V) (5), závislý na pomoci (0)

**Zapojení pHK:** zhodnocení míry zapojení paretické horní končetiny do jednotlivých činností pADL.

optimální (4), funkční + popis limitů (3), mírné omezení + popis limitů (2), značné omezení + popis limitů (1), žádné + popis limitů (0)

**Popis limitů:** uveďte při které činnosti a jakým způsobem je pacient limitován.

### Vhodná pomůcka

Uveďte, jaká kompenzační pomůcka by zlepšila či umožnila zapojení paretické HK do dané činnosti.

Příklady:

- a) příjem potravy  
– rozšířená rukojeť na vidličku/nůž, zahnutá rukojeť na vidličku/nůž, držák na brčko, držák na skleničku, rozšířený úchop na skleničku, otvírač na lahvi...
- b) osobní hygiena  
– rozšíření, prodloužení či zahnutí rukojeti předmětu (kartáčku, hřebenu, pomůcky na holení, nůžek na nehty, pomůcka na vymáčknutí pasty)...
- c) koupání – prodloužená/rozšířená/zahnutá rukojeť na pomůcku pro mytí zad/nohou
- d) oblékání – zapínač knoflíků, pomůcka na zapínání zipu, pomůcka na přidržení podprsenky
- e) toaleta – nástavec na klíč, pomůcka pro očištění po toaletě (rozšířená, prodloužená či zahnutá rukojeť)

### Další vhodné kompenzační pomůcky – volitelná část

- činnosti a popis limitů, vhodná pomůcka

Příklady:

- a) pomůcky pro psaní a čtení – nástavec na tužku, štětec, nástavec na nůžky, karta pro podpis, řádek pro orientaci při čtení... (psaní hodnotíme pouze v případě, že paretická HK byla dominantní)
- b) pomůcky pro pracovní činnosti – nástavec na klíč, pomůcka pro přesné psaní na počítači, nástavce, rozšířené/prodloužené rukojeti, kompenzační pomůcky pro jemnou motoriku...
- c) pomůcky pro volnočasové činnosti – kompenzační pomůcky pro jemnou motoriku, rozšířené/prodloužené rukojeti na nástroje...

### Funkční rozsahy

- bez omezení přeškrtněte

- v případě omezení: využijte krejčovský metr a doplňte vzdálenost v cm – dle fotografií

- a) Ruka-ústa, Ruka-rameno – měření v polovině vzdálenosti hlavičky I. a II. metacarpu k ústům/k rameni
- b) Ruka-temeno/týl – sledování provedení a záznam omezení zevní rotace ramenního kloubu a abdukce nad 90°, měření pouze při provedení alespoň ½ zevní rotace a abdukce, měřit mezi I. a II. metacarpem a temenem/týlem

- c) Ruka-koleno – měření vzdálenosti mezi I. a II. metacarpem a kolenem
- d) Ruka za záda – sledování provedení a záznam připázení ruky k tělu a následně umístění za záda, měření pouze při připázení horní končetiny k tělu, měřit mezi I. a II. metacarpem a střední osou zad



### Úchopy – vyšetření vsedě u stolu

Fáze – Hodnocení při prvním typu úchopu (v případě i dalších typech), bez omezení přeškrtněte, v případě omezení popište limity fáze. Fázi přiblížení hodnotíme včetně plné extenze v loketním kloubu a protrakce ramenního kloubu. Manipulace – například pohyb hrnečku k ústům, či jiný pohyb s předmětem v prostoru.



### Typy

Hodnocení jednotlivých typů úchopu, kde je cílem zápis průměru nejvhodnějšího předmětu (pacient je schopen provést pohyb například k ústům a zároveň maximálně zapojuje paretickou horní končetinu).



Pokud pacient zvládne i precizní úchopy, přeškrtněte typ úchopu. Při obtížích popište limity a zaznamenejte nejvhodnější průměr v cm (případně stačí změřit obvod, ale nutno poznamenat!). Při uchopování jednotlivých předmětů může pacient dopomáhat zdravou horní končetinou ve fázích přiblížení, rozevření, sevření, uvolnění a oddálení, ne však ve fázi manipulace.



### Měření akra

- a) obvod zápěstí
- b) obvod v oblasti metacarpů
- c) šířka dlaně



**Aktivní rozsahy** – záznam ve zlomcích (0, 1/4, 1/2, 3/4, 1 = plný rozsah)

- a) dorzální a palmární flexi zápěstí hodnotíme vsedě u stolu s pokrčenými lokty opřenými o stůl
- b) supinaci a pronaci předloktí hodnotíme v téže pozici jako flexe zápěstí
- c) pohyby hlavy:
  - flexe: dotyk brady na hrudník (při malém rozsahu hodnotíme na počet prstů, který se vejde mezi bradu a hrudník)



- extenze: dostatečné provedení do vzpřímení (středního postavení mezi flexí a extenzí)
- rotace; úklon (lateroflexe): hodnotíme orientačně zezad pohledem na hlavu pacienta – záznam rozsahu ve zlomku, důležité porovnání symetrie

### Mozečkové funkce

#### Taxe

##### a) zkouška prst-nos:

Běžný způsob vyšetření, vyšetřujeme zvlášť nejprve zdravou a poté paretickou horní končetinu, pacient předpaží, zavře oči a dotkne se nosu, opakuje 3x.



##### b) zkouška nos-pohyblivý cíl:

Cílení postupně na 5 bodů (na koneček prstu terapeuta), nejprve se pacient dotkne nosu a poté cílí na prst. Hodnotíme schopnost zacílení a případný třes. První tři fotografie zobrazují optimální rozmístění, pokud pacient neprovede dostatečnou extenzi lokte či protrakci ramene, lze zvolit rozmístění zobrazené na čtvrté fotografii. Pokud se pacient nedotkne nosu, může být výchozí pozicí dotyk hrudníku.



### Diadochokineze:

Klasický způsob předpažení obou horních končetin, obě dlaně směřují dolů, poté pacient zavře oči a co nejrychleji otáčí dlaněmi vzhůru a zpět. Hodnotíme pokles horních končetin a synchronicitu při pohybu.

### Metrie:

Prostor pro poznámky ohledně cílení. Hodnotíme z vyšetření taxe.

## **Extrapyramidový systém**

### Tremor:

Hodnotíme z předchozího vyšetření úchopů, aktivních pohybů, taxe a v klidu. Typy například intenční, klidový...

### Dyskineze:

Hodnotíme z předchozích vyšetření jako tremor. Formy: chorea, atetóza, balismus.

### Svalový tonus:

Pouze orientační hodnocení z předchozích vyšetření doplněných o aspekci a palpaci.

### Fascikulace – záškub svalových vláken

### **Výkon** – orientační hodnocení svalové síly stisku ruky

- hodnotíme současně obě ruce, kdy terapeut vkládá křížem nejprve 3 prsty a poté 1 prst do dlaně pacienta

- pacient maximálně stiskne, sílu stisku hodnotíme 0-5 body (5 bodů – maximum)



**4) Zašlete, prosím, vyplněný Záznamový formulář a podepsaný Informovaný souhlas na emailovou adresu [klara.gazdova@gmail.com](mailto:klara.gazdova@gmail.com), či jiným způsobem doručte autorovi. (Při krátkém časovém odstupu lze zaslat více dokumentů najednou.)**

## 8.3 Příloha č. 3 Informovaný souhlas pacienta

### *Informovaný souhlas pacienta*

Název diplomové práce (dále jen DP): *Návrh univerzálních modelů pomůcek pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku*

Autor diplomové práce: Bc. Klára Gazdová

Škola: 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

Stručná anotace DP (shrnutí tématu a průběhu zpracování DP prezentované pacientovi):

Cílem diplomové práce je vytvoření univerzálních modelů pomůcek pomocí 3D tisku pro zlepšení soběstačnosti osob se získaným poškozením mozku. Na základě této práce bude možné vyrábět pomůcky pomocí 3D tisku efektivněji a za nižší cenu. Díky tomu by se pomůcky mohly rozšířit mezi větší počet osob se získaným poškozením mozku a tím jim umožnit dřívější a větší zapojení do aktivit, které každý den potřebují vykonat. Významnou výhodou je možnost úpravy přímo pacientovi na míru.

V rámci spolupráce budete odpovídat na otázky především ohledně zdravotního stavu a aktuální soběstačnosti. Poté bude vyšetřena Vaše hybnost zaměřená na horní končetinu. Při vyšetření může být využita fotodokumentace nebo videodokumentace – v případě jejího použití bude při zpracování anonymizována. Anonymně budou zpracovány všechny informace.

Jméno a příjmení pacienta: \_\_\_\_\_

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:

- 1) Já, níže podepsaný/á souhlasím s mou účastí v DP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány. Je mi více než 18 let a jsem svéprávný/svépřávná.
- 2) Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli DP a jejich postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos DP.
- 3) Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast v DP mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje spolupráce při tvorbě DP je dobrovolná.

- 4) Pokud nechci odpovídat na otázku, či se nechci účastnit části vyšetření ergoterapeutem, můžu odmítnout bez nutnosti zrušení spolupráce při tvorbě DP.
- 5) Informace získané o mé osobě budou zpracovány a zveřejněny přísně anonymně. Souhlasím s využitím a publikováním anonymizovaných dat i jinde než v samotné DP.
- 6) S mou spoluprací při tvorbě DP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny. Součástí spolupráce není získání pomůcky.
- 7) Obdržím podepsaný a datem opatřený stejnopis Informovaného souhlasu.

Datum:

Podpis pacienta:

Jméno terapeuta:

Podpis terapeuta:

Podpis studenta:

klara.gazdova@gmail.com