



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

NÁVRH PROTETICKÉHO CHODIDLA S VYUŽITÍM ADITIVNÍCH VÝROBNÍCH TECHNOLOGIÍ

DESIGN OF PROSTHETIC FOOT USING ADDITIVE MANUFACTURING
TECHNOLOGIES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Marek Lasota

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Daniel Koutný, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Bc. Marek Lasota
Studijní program:	Strojní inženýrství
Studijní obor:	Konstrukční inženýrství
Vedoucí práce:	doc. Ing. Daniel Koutný, Ph.D.
Akademický rok:	2017/18

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Návrh protetického chodidla s využitím aditivních výrobních technologií

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Současná protetická chodidla jsou vyráběna klasickými výrobními technologiemi ze standardních materiálů a mají tak velmi omezené možnosti přizpůsobení na míru konkrétního pacienta a bývají značně hmotné. Využití aditivních technologií umožní výrobu chodidla na míru pacienta a v kombinaci s plastovými materiály umožní také snížení hmotnosti.

Typ práce: vývojová – konstrukční

Projekt: specifický vysokoškolský výzkum

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem je konstrukční návrh protetického chodidla s těmito parametry: výroba pomocí aditivních technologií, tuhost paty a špiče srovnatelná s klasickým protetickým chodidlem, životnost chodidla vhodná pro prvovýbavení.

Dílčí cíle diplomové práce:

- identifikovat funkce protetického chodidla a možnosti využití aditivních technologií,
- navrhnout několik variant konstrukce protetického chodidla,
- výpočtově ověřit funkčnost navržených variant,
- realizovat funkční vzorek vybrané varianty protetického chodidla,
- ověřit dosažené parametry výrobku a srovnat je s výsledky výpočtu.

Požadované výstupy: funkční vzorek, průvodní zpráva, návrhový výkres, fotografická dokumentace, digitální data.

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 – 50 stran textu bez obrázků).

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2018.pdf

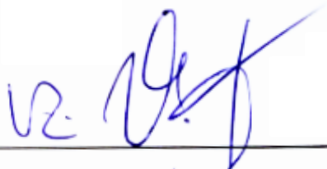
Seznam doporučené literatury:

HSU, J., J. MICHAEL a J. FISK. AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. 2008, Philadelphia: Mosby/Elsevier, ISBN 0323039316.

SHIGLEY, J.E., C.R. MISCHKE a R.G. BUDYNAS. Konstruování strojních součástí. 1. vyd., 2010, VUTUM, Brno. ISBN 978-80-214-2629-0.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne 27. 10. 2017

		
prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D. ředitel ústavu		doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D. děkan fakulty

ABSTRAKT

Předmětem této diplomové práce je návrh protetického chodidla pro výrobu aditivními technologiemi. Jedná se o plastové chodidlo dynamického typu, navržené pro 80 kg pacienta druhého stupně pohybové aktivity. Z několika konceptů je vybrán jeden, jež je následně optimalizován a vytištěn metodou MJF. Funkční vzorek je podroben statické a cyklické zkoušce dle normy ISO 10328.

KLÍČOVÁ SLOVA

protetické chodidlo, transtibiální protéza, aditivní výroba, 3D printing, MJF

ABSTRACT

Subject of this diploma thesis is a design of a prosthetic foot for an additive manufacturing. It is a dynamic foot made of plastic, designed for an 80 kg patient with a second level of a movement activity. From a few concepts is chosen one, which is then optimized and printed with a MJF method. Functional sample is then undergoing static and cyclic tests according to ISO 10328.

KEYWORDS

prosthetic foot, transtibial prosthesis, additive manufacturing, 3D printing, MJF

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LASOTA, M. Návrh protetického chodidla s využitím aditivních výrobních technologií. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 110 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Daniel Koutný, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Daniela Koutného, Ph.D., po konzultacích s dalšími odborníky a s využitím uvedených zdrojů a literatury.

V Brně dne

.....

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych velmi rád poděkoval panu doc. Ing. Danieli Koutnému, Ph.D. za vedení během celé práce, všechen věnovaný čas, vstřícnost a cenné rady. Děkuji také za odborné rady a skvělou spolupráci panu Ing. Jiřímu Rosickému, CSc. z firmy ING corporation, s.r.o., stejně jako i dalším zaměstnancům této firmy. Chci poděkovat i Ondřeji Dvořáčkovi za vždy ochotnou pomoc při mechanickém testování prototypu. Rád bych také poděkoval rodině, zejména pak mým rodičům, za jejich podporu během celého studia. Děkuji i mým sestrám za pomoc při dokončování závěrečné zprávy. V neposlední řadě pak velké díky patří mé přítelkyni za její lásku, pochopení a bezmeznou trpělivost.

OBSAH

ÚVOD	13
1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
1.1 Protéza	14
1.2 Transtibiální protéza	14
1.3 Protetické chodidlo	14
1.4 Typy protetických chodidel	16
1.4.1 Klasický typ chodidel	17
1.4.2 Dynamický typ chodidel	17
1.4.3 Bionická chodidla	19
1.5 Použití aditivních technologií v protetice a ortotice	19
1.5.1 Využití v ortotice	19
1.5.2 Využití v protetice	21
1.6 Patentová řešerše	26
1.6.1 Přehled patentů dynamických chodidel	26
1.6.2 Shrnutí patentové řešerše	46
2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	47
2.1 Analýza situace a zhodnocení poznatků	47
2.2 Odůvodnění nutnosti a potřebnosti řešení	47
2.3 Podstata a cíle diplomové práce	48
2.4 Postup řešení a použité metody	48
3 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ	50
3.1 Požadavky návrhu	50
3.2 Přípravná fáze návrhu	51
3.2.1 Digitalizace estetického krytu chodidla	51
3.2.2 Prvotní simulace a návrhy	52
3.3 Koncepční řešení	55
3.3.1 Celkové uspořádání skeletu chodidla	55
3.3.2 Řešení přednoží chodidla	55
3.3.3 Řešení oblasti paty	63
4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	64
4.1 Popis MKP simulace	64
4.1.1 Nastavení kontaktů mezi tělesy	65
4.1.2 Nastavení okrajových podmínek	66
4.1.3 Nastavení materiálů	66
4.1.4 Nastavení polygonové sítě	67
4.2 První konstrukční řešení	67
4.2.1 Cyklus optimalizace	67
4.2.2 Finální podoba návrhu	68
4.2.3 Výsledky MKP simulace a jejich analýza	71
4.3 Finální konstrukční řešení	75
4.3.1 Cyklus optimalizace	75
4.3.2 Finální podoba návrhu	75
4.3.3 Výsledky MKP simulace finálního chodidla	78
4.4 Aditivní výroba funkčního prototypu	80
4.4.1 Popis technologie	80
4.4.2 Vytištěný prototyp	81

4.5 Mechanické testy funkčního vzorku	82
4.5.1 Statická zkouška	82
4.5.2 Cyklická zkouška	87
5 DISKUZE	89
5.1 Porovnání s jinými protetickými chodidly	89
5.2 Shrnutí dosažených výsledků	91
5.3 Postup dalších prací	91
ZÁVĚR	94
BIBLIOGRAFIE	95
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	107
SEZNAM OBRÁZKŮ	108
SEZNAM TABULEK	112

ÚVOD

K plnohodnotnému životu neodmyslitelně patří pohyb a vykonávání každodenních úkonů. Pro většinu z nás je toto samozřejmostí. Pro lidi, kteří byli nuceni podstoupit amputaci končetiny však ne. Také tito lidé, i přes jejich nelehký osud, se chtějí radovat z neomezeného pohybu a snaží se o návrat do běžného života. A právě správná protéza je nutnou podmínkou a tím, co jím umožňuje dosažení tohoto nelehkého cíle.

Tato práce se zabývá návrhem protetického chodidla, které má být součástí transtibiální protézy. Právě transtibiální amputace patří mezi nejčastější a pacientů s ní stále přibývá.

V dnešní době existuje celá řada specializovaných protetických firem, které produkují širokou škálu různých typů protetických chodidel. Jejich výrobkům předchází pečlivý vývoj a testování. Výsledkem jsou velmi kvalitní protetická chodidla s propracovanou konstrukcí a výbornými vlastnostmi, která dokážou uspokojit potřeby celého spektra pacientů, od postižených jedinců vyššího věku až po profesionální sportovce.

Problémem však je fakt, že pro velké množství pacientů jsou tato chodidla příliš drahá. Navíc velká část postižených se nachází v rozvojových zemích, kde jsou tyto výrobky zcela nedostupné.

Snahou této práce je ukázat a vyzkoušet novou cestu tvorby těchto pomůcek a pokusit se protetické chodidlo, jež se svými vlastnostmi vyrovná těm komerčním, vyvinout pomocí výrobních prostředků a metod aditivních technologií, které mají potenciál v budoucnu zpřístupnit tyto pomůcky i této oblasti pacientů.

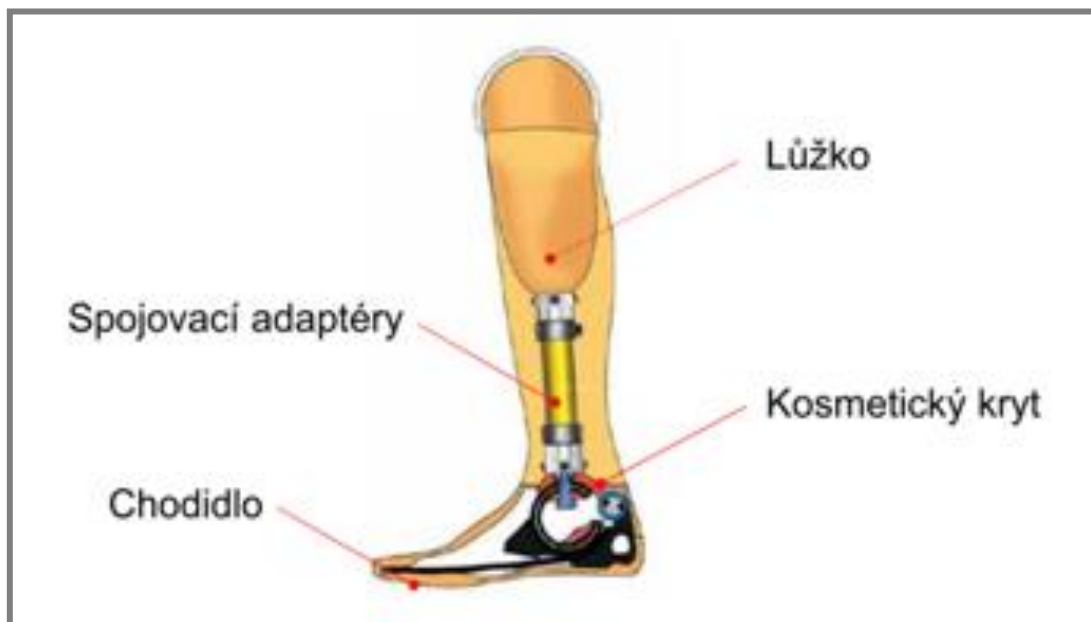
1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

1.1 Protéza

Protéza je externě aplikovaná pomůcka, která nahrazuje chybějící nebo nevyvinutou část končetiny, popř. končetinu celou (definice podle ISO 8549). Protézy se aplikují u pacientů po amputacích. Příčiny amputace jsou následky nemoci, úrazy nebo vrozené vady. [1]

1.2 Transtibiální protéza

Jedná se o protézu, jež se předepisuje po transtibiální amputaci, tedy amputaci dolní končetiny, která se provádí mezi kolenem a hlezem. Tato protéza sestává ze dvou základních částí: pahýlového lůžka a protetického chodidla. Obě části jsou pak propojeny adaptéry a zakryty kosmetickým krytem. (Obr. 1-1) [2]



Obr. 1-1: Schéma transtibiální protézy [2]

1.3 Protetické chodidlo

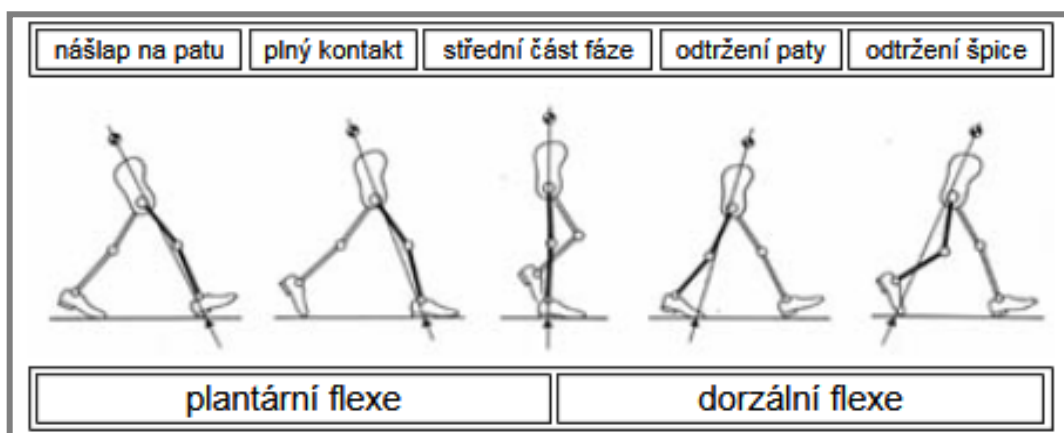
Protetické chodidlo je umělá náhrada amputovaného lidského chodidla. Kromě všech funkcí chodidla musí také zastoupit i funkci hlezenního kloubu.

Základní požadavky tedy jsou:

- tvar: estetický vzhled, umožnění nošení obuvi
- funkce: stabilita ve stoji, plynulý odval při chůzi, tlumení rázů, energetická úspornost pohybu
- nízká hmotnost [3]

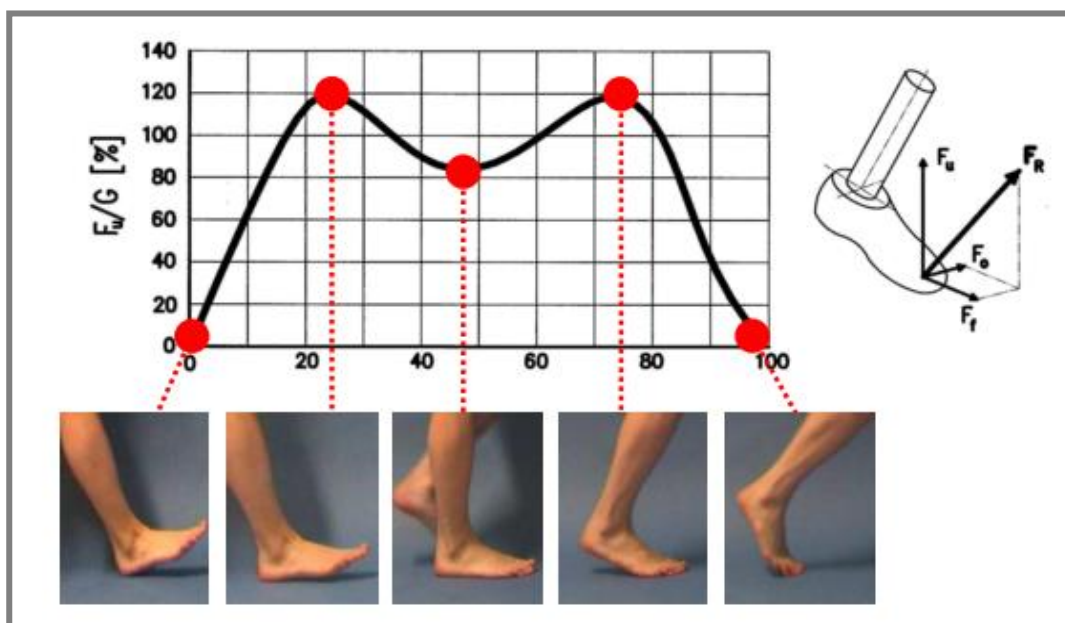
Tyto požadavky se někdy souhrnně označují jako „**Pravidlo 4C**“, což je odvozeno z počátečních písmen anglických slov: comfort (komfort), control (funkce), cosmesis (vzhled) a cost (cena). [2]

Na konstrukci protetického chodidla a jeho materiál jsou tedy kladeny vysoké nároky jak z hlediska pevnosti, pružnosti, únavy, tak i hmotnosti nebo tvaru. Zejména však chodidlo musí respektovat cyklus chůze člověka a to z hlediska kinematiky i dynamiky. Musí tedy umožňovat dostatečnou dorzální i plantární flexi – ohyb směrem k noze a od nohy. (Obr. 1-2) V nerovném terénu by mělo být schopné i everze a inverze – tedy vytočení do stran.



Obr. 1-2: Kinematika chůze [4]

Z pohledu dynamiky pak jsou klíčové momenty při odrazu a došlapu chodidla, kdy dochází k největšímu zatížení a zároveň k největšímu uvolnění (odraz) respektive absorpci (dopad) energie. (Obr. 1-3)



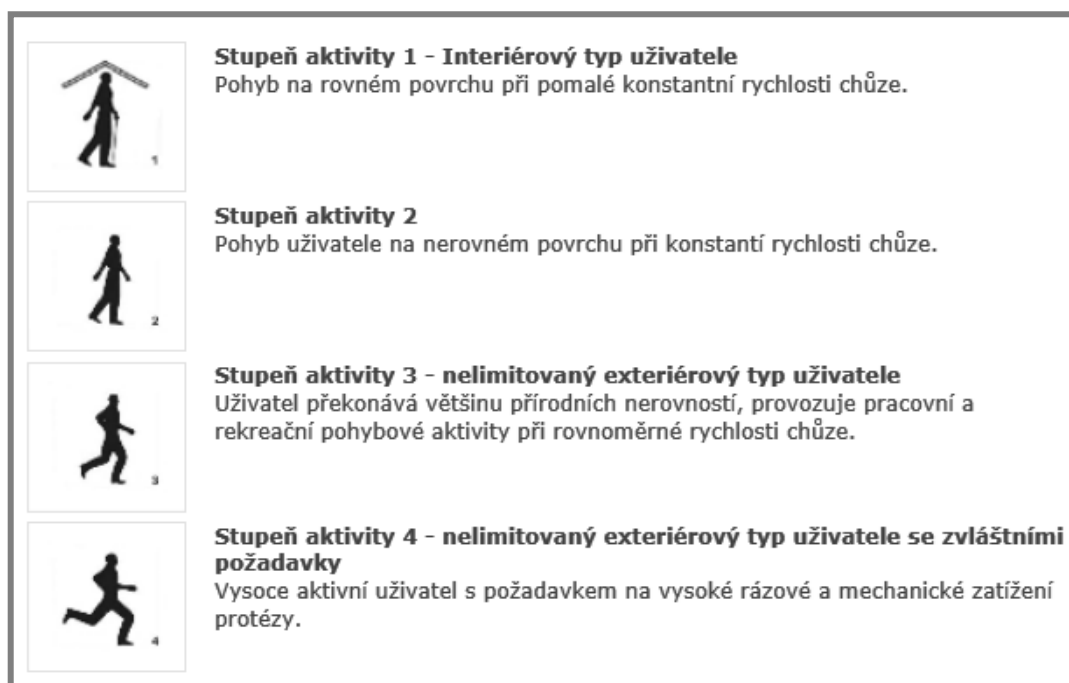
Obr. 1-3: Dynamika chůze [2]

Tab. 1-1 shrnuje dynamické a kinematické vlastnosti lidského chodidla při běžné chůzi jedince vážícího 80 kg.

Tab. 1-1: Vybrané hodnoty lidského chodidla při běžné chůzi [5]

Dorzální flexe	8 ° – 10 °
Plantární flexe	23 ° – 30 °
Max. everze	20 °
Krouticí moment	10 Nm
Max. reakční síla	960 N
Návrat energie	119.6 %

Je nutné podotknout, že se zvyšující se rychlostí a hmotnosti tyto hodnoty rostou. Základním kritériem při výběru protetického chodidla je tedy předpokládaná aktivita pacienta. Jiné požadavky a vlastnosti musí mít například chodidlo pro interiérového uživatele nebo naopak sportovce. (viz Obr. 1-4) Rozlišujeme také, zda se jedná o protézu těsně po amputaci nebo se již jedná o standardní protézu. [3]



Obr. 1-4: Funkční indikace protézy dle předpokládané aktivity uživatele [6]

1.4 Typy protetických chodidel

Protetická chodidla lze dle konstrukčního provedení rozdělit následujícím způsobem:

- klasická: bez kloubu a s kloubem
- dynamická
- bionická: řízená mikroprocesorem [4]

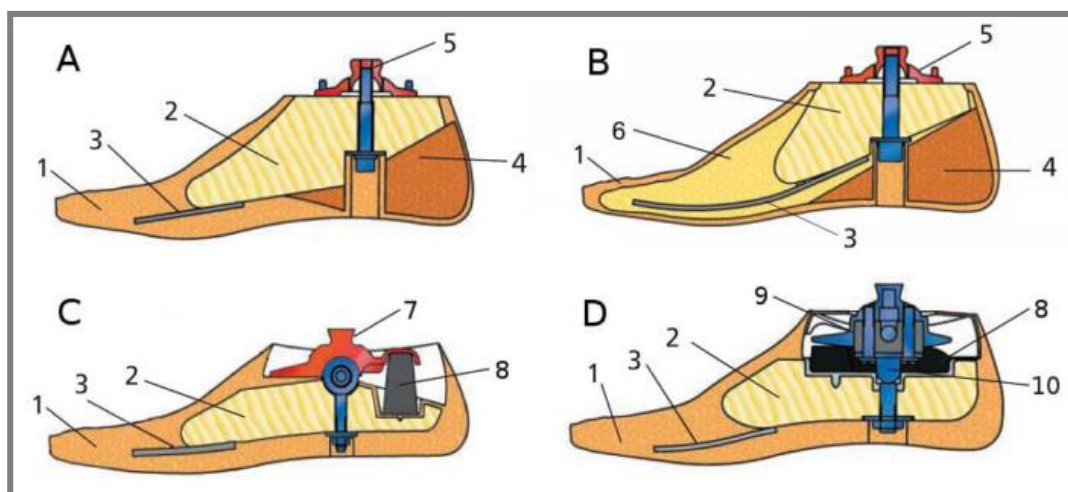
1.4.1 Klasický typ chodidel

Jedná se o nejstarší typ konstrukce, který se zaměřuje čistě na splnění základních požadavků tj. zajištění stability, tlumení a dobrého odvalu. Je vhodný zejména pro pacienty s nízkou pohybovou aktivitou (stupeň 1 a 2).

Patří zde chodidla bez pohyblivého kloubu, u kterých je odval zajištěn měkkou patou a špičí chodidla. Tento typ poskytuje výbornou stabilitu, avšak má horší dynamické vlastnosti. Největší výhodou je nízká hmotnost, cena, jednoduchost konceptu a fakt, že nevyžaduje prakticky žádnou údržbu. Mezi nejoblíbenější modely se řadí chodidlo **SACH** (Solid Ankle Cusion Heel) a **SAFE** (Stationary Ankle Flexible Endoskeleton). (Obr. 1-5, A a B) [3, 4, 7]

Druhou skupinou jsou zde chodidla se zabudovaným kloubem, a to buď **jednoosým**, nebo **víceosým**. Tato chodidla jsou konstrukčně složitější, robustnější a těžší a vyžadují údržbu. Vyznačují se však snadným fyziologickým odvalem a dobrou stabilitou. Nedoporučují se pro bérkové protézy. (Obr. 1-5, C a D) [3, 4]

Mezi známé firmy zabývající se tímto typem chodidel patří např.: Ottobock nebo Streifeneder.



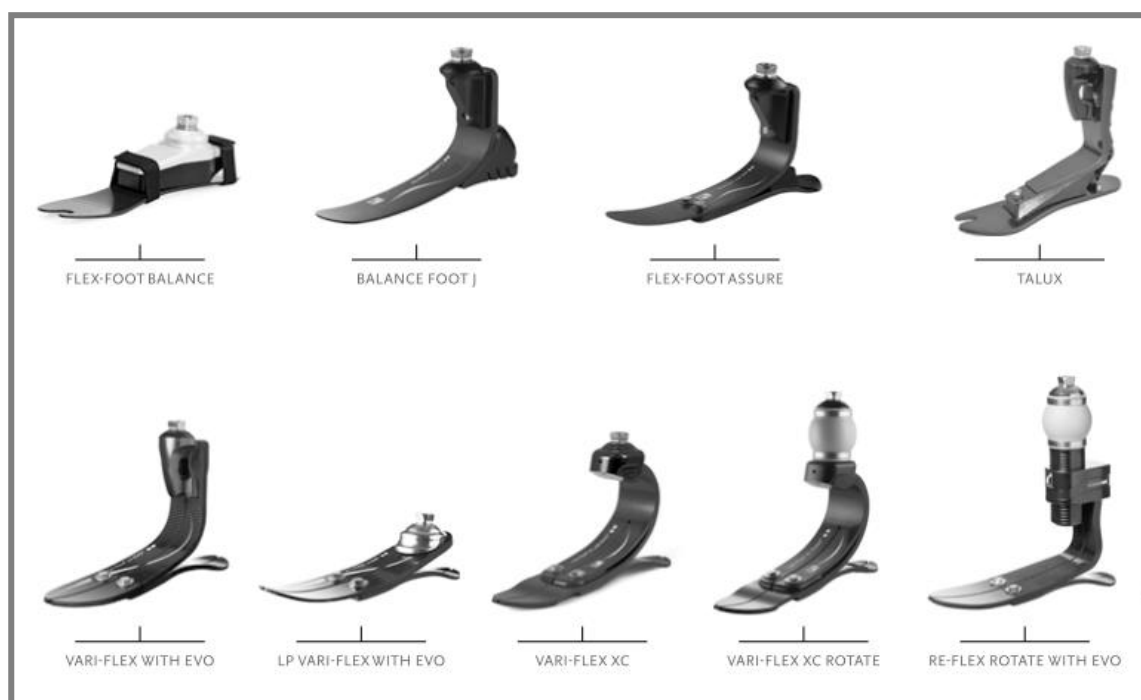
Obr. 1-5: Klasická chodidla: bez pohybu (A – SACH, B – SAFE) a s pohybem (C – jednoosý kloub, D – víceosý kloub) [8]

1.4.2 Dynamický typ chodidel

Tento typ chodidel je založen na principu akumulace a uvolňování mechanické energie. Při došlápnutí na patu dochází k elastické deformaci pružného skeletu chodidla, tato akumulovaná energie se pak uvolní při odrazu špičkou a nahrazuje tak energii svalů, šetří vlastní energii pacienta a spolu s deformací napomáhá rovnoměrnému odvalu. Většinou se tedy jedná o chodidla z kompozitních uhlíkových nebo jiných pružných, ale pevných materiálů. [3, 4, 7, 9]

V posledních letech dochází v oblasti tohoto typu chodidel k velkému rozvoji a tím i k nárůstu popularity. Jedná se o hlavní produkty velkých firem jako: Össur, Freedom Innovations nebo Endolite. Existuje celá řada různých propracovaných konstrukčních a tvarových provedení, z nichž v některých jsou implementovány i torzní tlumiče, tlumiče vertikálních rázů nebo speciální pružiny. [3, 4, 7]

Díky velkému množství různých modelů jsou tato chodidla vhodná pro všechny typy uživatelů, primárně jsou však určena pacientům s vyšší aktivitou. [3, 4, 7, 9]



Obr. 1-6: Některé z nabízených produktů firmy Össur [10]

Zcela speciální skupinou jsou chodidla vyvíjená pro běh a sportovce, i když se stále jedná o dynamický typ konstrukce. (Obr. 1-7)



Obr. 1-7: Sportovní chodidlo Flex-Foot Cheetah Xtreme [10]

1.4.3 Bionická chodidla

1.4.3

Jedná se o velmi sofistikovaná chodidla, která jsou vybavena vlastním pohonem, řadou senzorů a mikroprocesorem. Díky tomu je toto chodidlo samo schopno měnit své parametry, přizpůsobovat se chůzi daného pacienta i činností, které zrovna vykonává např.: chůze po schodech, sedání, pohyb v nerovném terénu apod. Tato technologie posouvá pocity a možnosti pacientů do zcela nové úrovně. Je vhodné pro běžného exteriérového uživatele. Nevýhodou je však velmi vysoká cena. Leaderem v této oblasti je firma Össur, které se podařilo vyvinout bionické chodidlo ProPrio Foot. (Obr. 1-8) [7, 10]



Obr. 1-8: Bionické chodidlo ProPrio Foot firmy Össur [10]

1.5 Použití aditivních technologií v protetice a ortotice

1.5

Aditivní technologie v současnosti procházejí velkým vývojem, stávají se stále výkonnější, levnější a bourají jednu bariéru za druhou. V současné době se například testuje tisknutí potravin, zbraní nebo orgánů a tkání. V jiných oblastech medicíny již byly zdárně vyzkoušeny např.: pro tvorbu různých implantátů, operačních pomůcek apod. V oblasti protetiky a ortotiky samozřejmě také byly a jsou tyto technologie využívány.

Největší výhodou aditivních technologií je tvarová svoboda návrhu, kdy je možné vyrobit velmi složité struktury. Naopak nevýhodou jsou horší mechanické vlastnosti tištěných materiálů a jejich nehomogenita, avšak toto se rychle mění a u některých metod 3D tisku to již teď neplatí.

1.5.1 Využití v ortotice

1.5.1

V posledních 10 letech vznikla řada prací zabývajících se novým způsobem výroby ortéz přesně na míru pacientovi využívajícím 3D skenování a 3D tisk, jelikož současný

výrobní proces pomocí sádrování je zdlouhavý a pracný. Přestože tento nový způsob ještě nebyl zaveden do běžné praxe, byl opakovaně odzkoušen a ověřen řadou studií.

S využitím technologie SLA a SLS úspěšně vyrobil kotníkovou ortézu Mavroidis. [11, 12] O úspěšném odzkoušení nového postupu výroby kotníkových ortéz píše např. i Faustini [13], Milusheva [14, 15] nebo Schrank [16]. Naopak zase nožní ortézu vyrobili pod vedením Pallariho. [17] Určitým způsobem tyto technologie do vývoje své kotníkové a nožní ortézy zapojil i Telfer. [18]



Obr. 1-9: Výstupy některých studií zabývajících se výrobou ortéz [13], [16]

Nelze opomenout ani v této oblasti prováděnou činnost na VUT v Brně. Na strojní fakultě byly vyvinuty zápěstní ortézy [19, 20] i kotníková ortéza. [21] Prototypy ortéz byly následně vyrobeny FDM technologií.

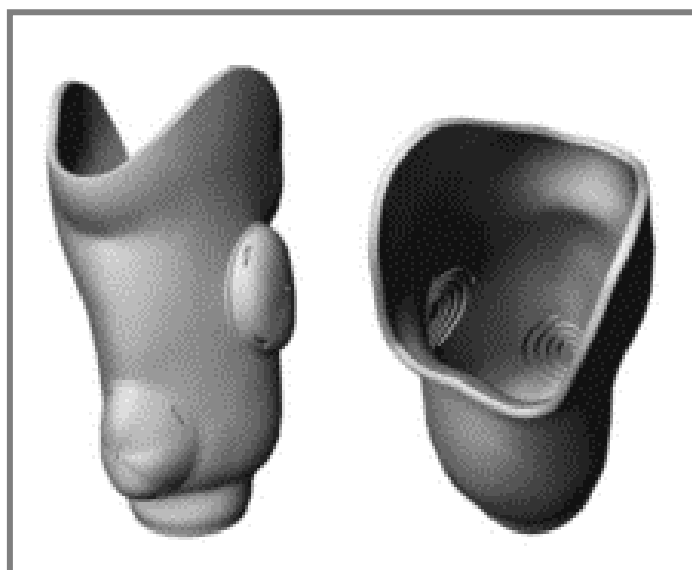


Obr. 1-10: Kotníková ortéza pomocí FDM [21]

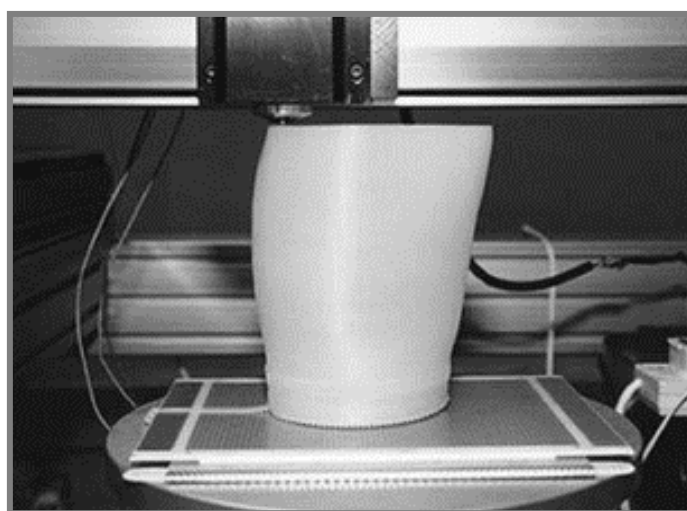
1.5.2 Využití v protetice

V oblasti protetiky se pro získání geometrie pacienta využívá sádrování stejně jako v ortotice. I zde proto vznikaly práce zkoušející implementovat 3D skenování a následný 3D tisk, avšak jednalo se v převážné většině o práce, jejichž zájmem byla výroba pahýlových lůžek.

Colombo představuje nový výrobní postup, v němž je 3D výtisk lůžka využit jako model pro tvorbu formy. [22] Hsu zase zhotovil pomocí FDM pahýlové lůžko, jež následně pokryl vrstvou pryskyřice pro dosažení větší pevnosti. [23] V jiné práci se Faustini úspěšně pokusil využít tvarové svobody, jež 3D tisk poskytuje tím, že vytvořil uvnitř lůžka, které bylo následně vyrobeno metodou SLS, lokální struktury za účelem lepšího rozložení tlaku na pahýl pacienta. [24] Předmětem další práce pak byl vývoj specializované tiskárny pro pahýlová lůžka. Vyrobené prototypy následně úspěšně prošly testy. [25, 26]



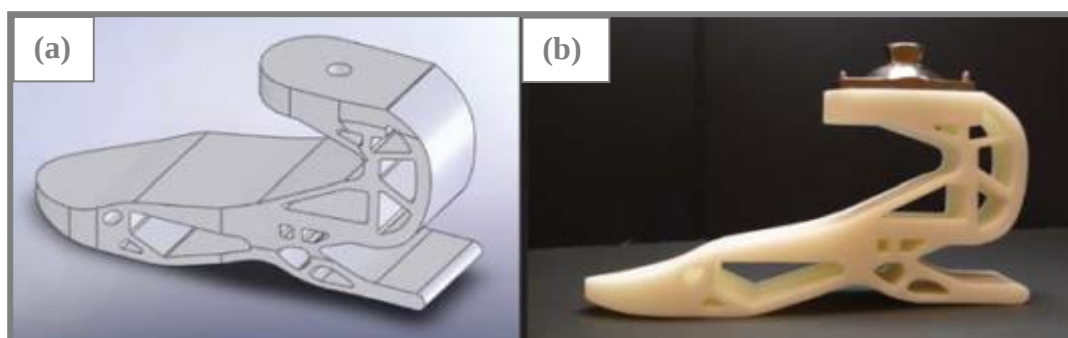
Obr. 1-11: Návrh lokálních struktur uvnitř lůžka [24]



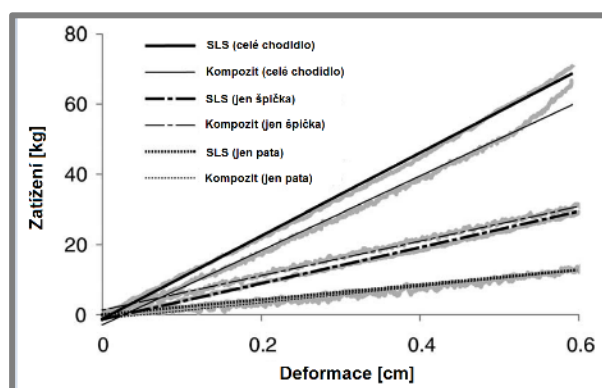
Obr. 1-12: 3D tisk pahýl. lůžka na specializované tiskárně [25]

Přímo výrobu protetického chodidla odzkoušel v zahraničí jako první South [27] v roce 2010. Cílem jeho práce bylo vyvinout pracovní postup jak rychle vyrobit a upravovat protetická chodidla, jež mají být následně využity pro testování vlivu tuhosti chodidla na chůzi člověka.

Byla zkopírována geometrie komerčního dynamického chodidla Highlander (Freedom Innovations, Inc., USA). Ta pak, na základě MKP analýzy, v programu Solidworks upravena tak, aby vytištěné chodidlo mělo stejnou tuhost jako to komerční (viz Obr. 1-14). Výsledné chodidlo bylo vytištěno pomocí SLS z materiálu Rilsan D80 (mez pružnosti 35 MPa) a poté testováno. SLS chodidlo vykazovalo totožné vlastnosti jako komerční.



Obr. 1-13: Protetické chodidlo: a) CAD model, b) chodidlo vytištěné pomocí SLS, upraveno z [27]



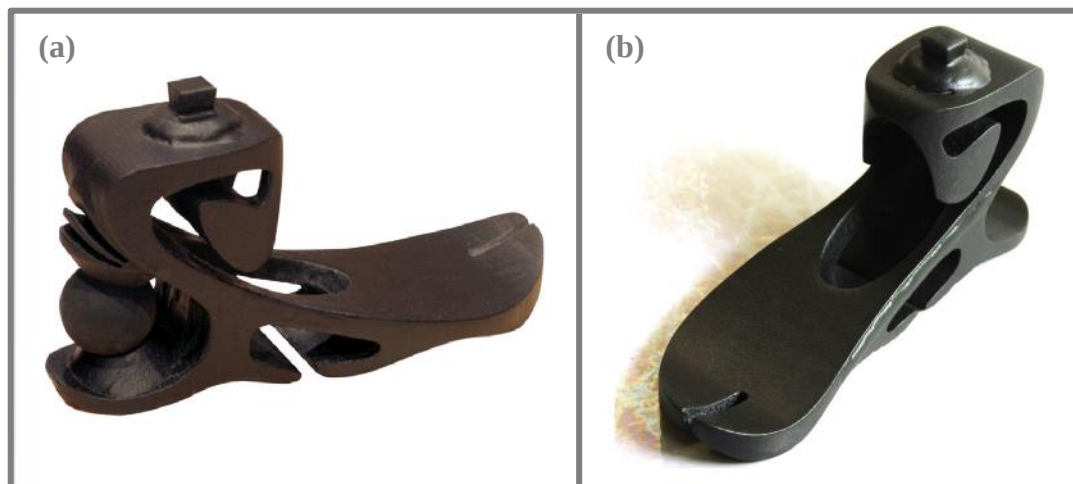
Obr. 1-14: Tuhost komerčního a SLS chodidla, upraveno z [27]

V roce 2015 už bylo vyvinuto zcela nové chodidlo, jež je možné vyrobit pomocí nízkonákladového 3D tisku. [28] Yap a Renda chtěli tímto demonstrovat proces výroby, kterým by se protetické pomůcky zpřístupnily lidem ze zemí třetího světa.

Pro tisk byla využita domácí FDM 3D tiskárna a materiál PLA. Po vyrobení byla protéza vyztužena vtloučením několika 1/4 palcových závitových tyčí do jejího těla. Zároveň byla provedena povrchová úprava gumovým nátěrem pro snížení náchylnosti materiálu na vodu. Aby nedocházelo k podklouzávání, byla na spodní část chodidla nanесena pemzová drť. Experimentovalo se i s použitím squashového míčku jako pružného tlumícího elementu paty, ale testy ukázaly, že deformace v této oblasti není dostatečná a míček tak nemá větší vliv na chování pomůcky.

Vyrobené chodidlo bylo otestováno přímo autory prostřednictvím zkoušky chůze. Jeho chování bylo příjemné, s dobrou návratností energie, přirozeným odvalem a stabilitou. Předčilo ve všech ohledech komerční SACH chodidlo, které je běžně

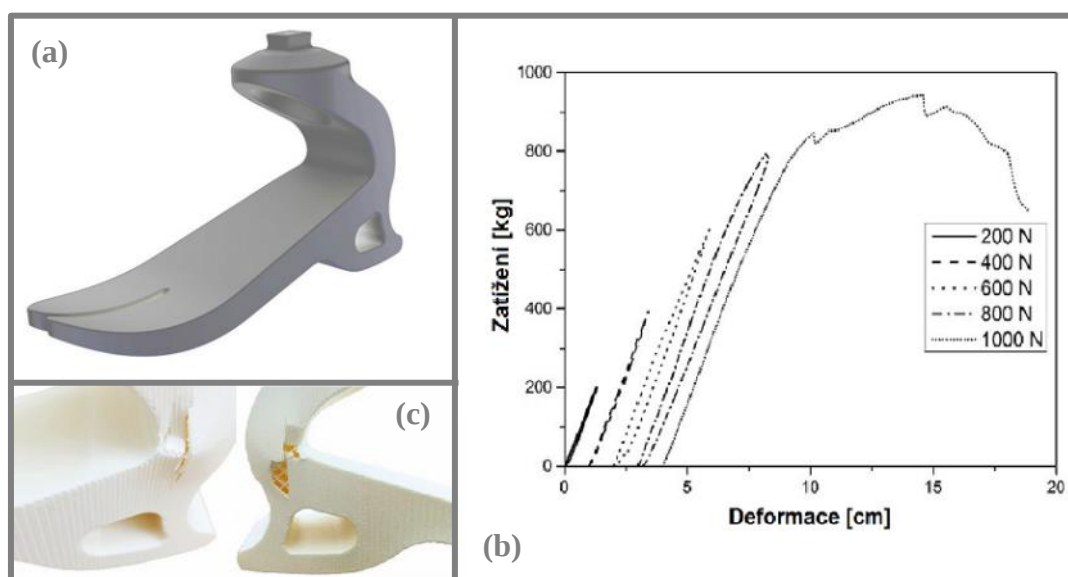
předepisováno pacientům v rozvojových zemích, a to právě pro svou dostupnost a nízkou cenu. Celková cena vytištěného protetického chodidla byla však jen 12 \$. Studie však neobsahuje další testy a mechanické zkoušky, které by plně prokázaly, že je chodidlo dostatečně pevné a má dostatečnou životnost a bezpečnost.



Obr. 1-15: Nízkonákladové chodidlo: a) prototyp s míčkem, b) finální prototyp [28]

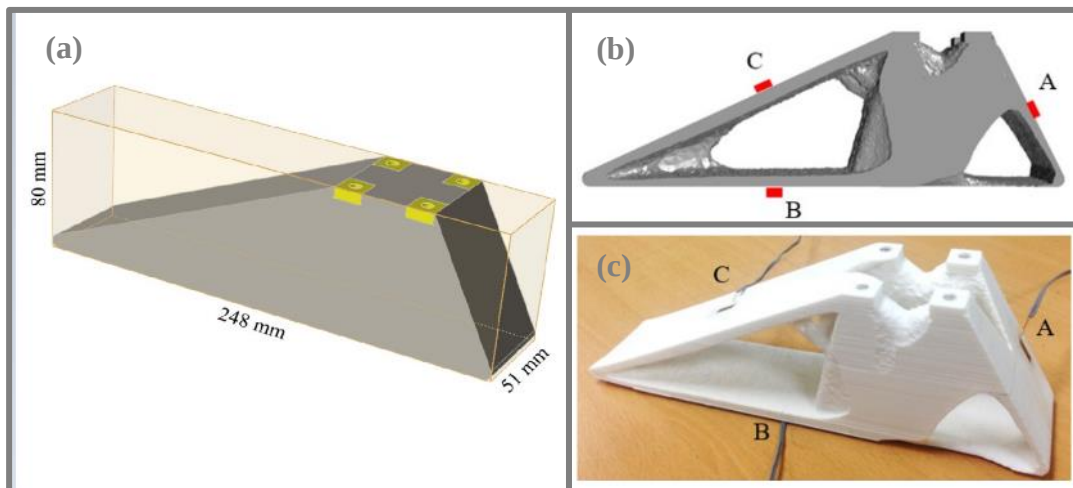
Další protetické chodidlo vyrobili 3D tiskem v roce 2017 Rochlitz a Pammer. [29] Jejich záměrem bylo také vytvořit chodidlo, které by bylo levně vyrobitelné a vhodné pro pacienty s nízkou pohybovou aktivitou.

Navrhli vlastní design a pro výrobu použili FDM technologii a ABS vlákno. Chodidlo bylo podrobeno několika statickým zkouškám tlakem. Výsledky byly uspokojivé a ukázalo se, že pomůcka má dobrou schopnost navracet deformační energii (88%). Práce demonstrovala, že ABS materiál má potenciál pro použití v aplikacích určených pacientům s menší pohybovou aktivitou. Pro náročnější uživatele autoři doporučují použít nové technologie 3D tisku, jež dokážou pracovat s materiály majícími větší pevnost. V této práci však chybí testování výrobku pacientem nebo únavové zkoušky.



Obr. 1-16: Chodidlo z ABS: a) CAD model, b) výsledky mechanické zkoušky, c) místo porušení chodidla, upraveno z [29]

Další práce vznikla v Koreji. Ta však byla zaměřena více na topologickou optimalizaci protetického chodidla, než na jeho samotný návrh. [30] Pro účely optimalizace byla navržena jednoduchá geometrie, jejíž hmota byla následně, na základě definovaných okrajových podmínek, v optimalizačním softwaru zredukována. Díky topologické optimalizaci se podařilo zredukovat hmotnost chodidla o 62%. Výsledná geometrie byla poté vytištěna technologií FDM z materiálu PLA a úspěšně ověřena mechanickým testem.



Obr. 1-17: Topologická optimalizace chodidlo: a) původní geometrie, b) výsledná geometrie, c) vytištěné chodidlo [30]

Kromě předchozích prací byla vyvinuta ještě stehenní protéza, jejíž součástí bylo i protetické chodidlo. Jedná se však spíše o koncept s důrazem na design než o funkční výrobek. [31]



Obr. 1-18: Stehenní protéza [31]

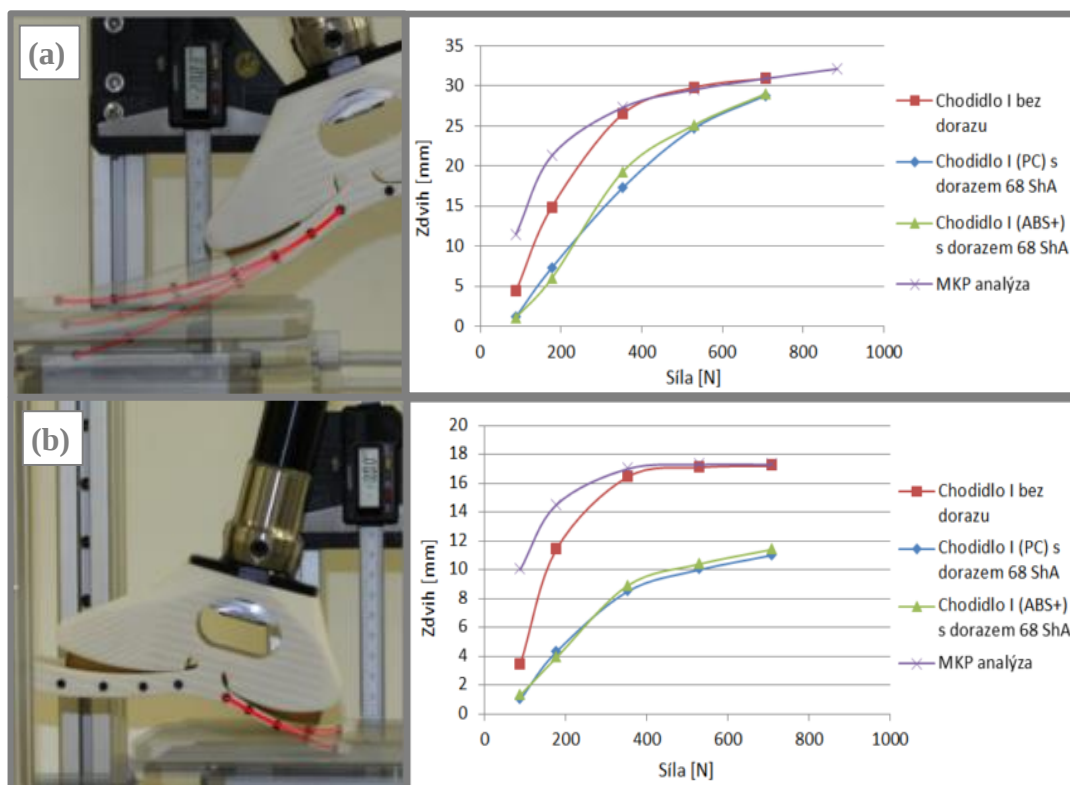
Také na VUT v Brně byl v roce 2013 v rámci diplomové práce vyhotoven prototyp transtibiální protézy. Součástí byl vývoj jak protetického chodidla,

tak pahýlového lůžka. Z několika návrhů chodidla byla na základě MKP analýz vybraná optimální varianta a ta následně z polykarbonátu na FDM zařízení vyrobena.

Následovala testovací fáze, kdy bylo provedeno měření tuhosti chodidla (viz Obr. 1-20) a poté i odzkoušení celé protézy pacientem. Po seřízení nečinila pacientovi chůze s protézou žádný problém a celkový dojem byl pozitivní. Při opakovaném testování protézy, však došlo ke zlomení chodidla. Ukázalo se tedy, že pro větší a dlouhodobější namáhání není materiál chodidla vhodný a je potřeba volit jiný, případně upravit konstrukci chodidla. [32]



Obr. 1-19: Protetické chodidlo vyvinuté na VUT v Brně [32]



Obr. 1-20: Měření tuhosti chodidla vyvinutého na VUT: a) tuhost špičky – vlevo průběh testu, vpravo výsledky, b) tuhost paty – vlevo průběh testu, vpravo výsledky [32]

1.6 Patentová rešerše

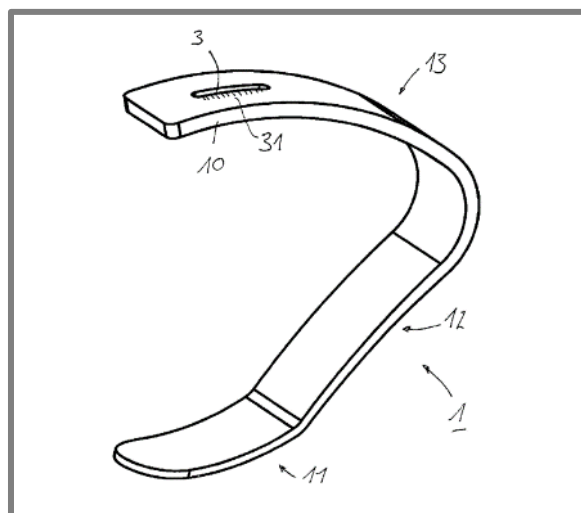
Následuje přehled patentů registrovaných v databázi Evropského patentového úřadu. Jsou zde uvedeny patenty protetických chodidel, jejichž konstrukce a princip fungování jsou blízké námi zamyšlenému chodidlu.

Nejsou zde tedy uvedena chodidla kloubová, využívající pneumatiky, hydrauliky nebo mající vlastní pohon a senzoriku.

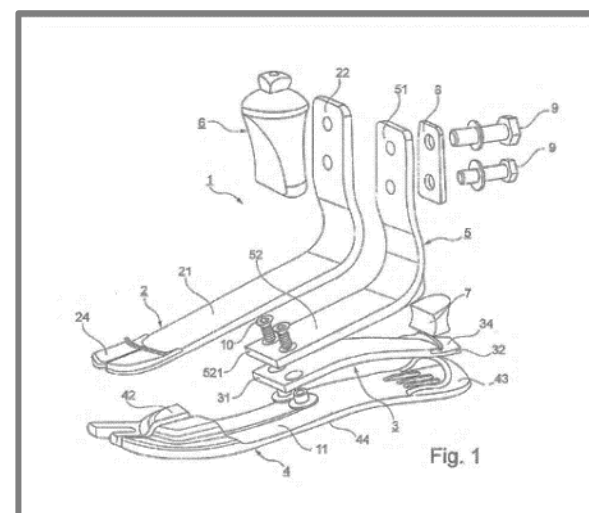
1.6.1 Přehled patentů dynamických chodidel

Tab. 1-2: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka I.

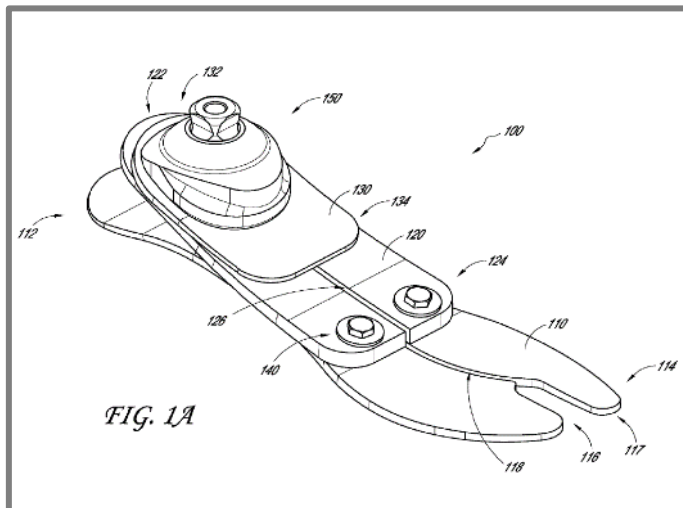
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
1.	Bezkloubé protetické chodidlo [33]	BOCK HEALTHCARE GMBH	US2017049585 (A1)	23. 2. 2017	Bezkloubá protetická noha s listovou pružinou. Ta má distální úsek pro dopad, spojovací část a proximální připevňovací úsek pro upevňovací adaptér.
2.	Protetické chodidlo [34]	FRIESEN J., WILLIAMS N., SMITH J., OBORN K., BOCK HEALTHCARE GMBH	US2017027716 (A1)	2. 2. 2017	Protetické chodidlo, jež je opatřeno pružinou v přední části nohy, patní pružinou a základní pružinou.
3.	Pružná zužující se deska pro protetické chodidlo [35]	ÖSSUR ICELAND EHF	US2016310298 (A1)	27. 10. 2016	Protetické chodidlo, které poskytuje lepší odval a vlastnosti.
4.	Protetické chodidlo se stlačitelnou patou [36]	ABILITY DYNAMICS LLC	US2016287413 (A1)	6. 10. 2016	Chodidlo obsahuje pružný spodní a horní díl. Oba členy jsou umístěny nad sebou, přičemž jsou na jednom konci spojeny.
5.	Protetické chodidlo z dutých uhlíkových vláken [37]	NELSON RONALD HARRY	US2016242937 (A1)	25. 8. 2016	Protetické chodidlo duté trubicové konstrukce z kompozitu.



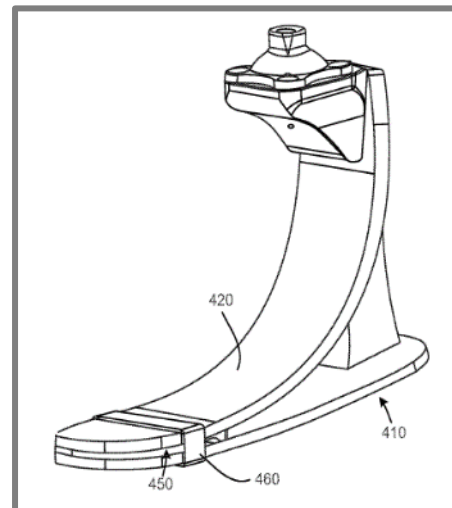
Obr. 2-1: Patent č. US2017049585 [33]



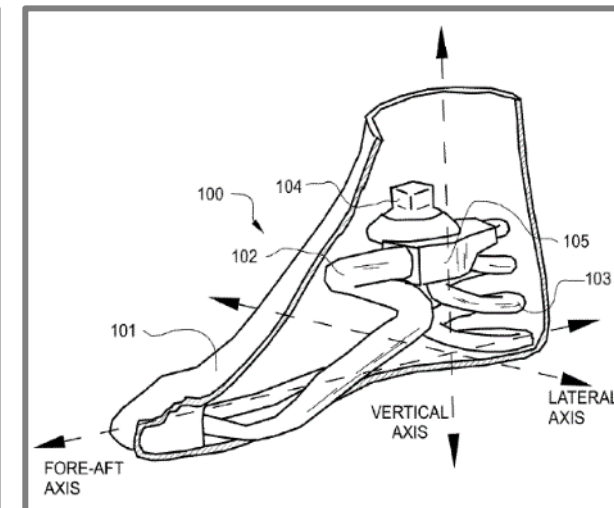
Obr. 2-2: Patent č. US2017027716 [34]



Obr. 2-3: Patent č. US2016310298 [35]



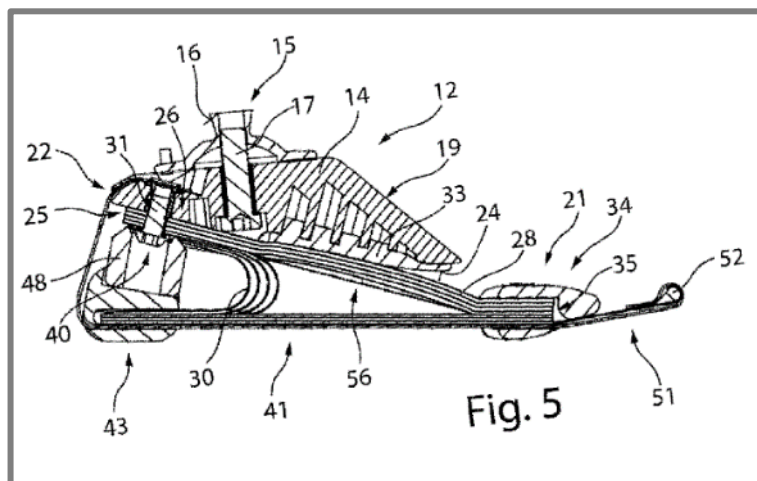
Obr. 2-4: Patent č. US2016287413 [36]



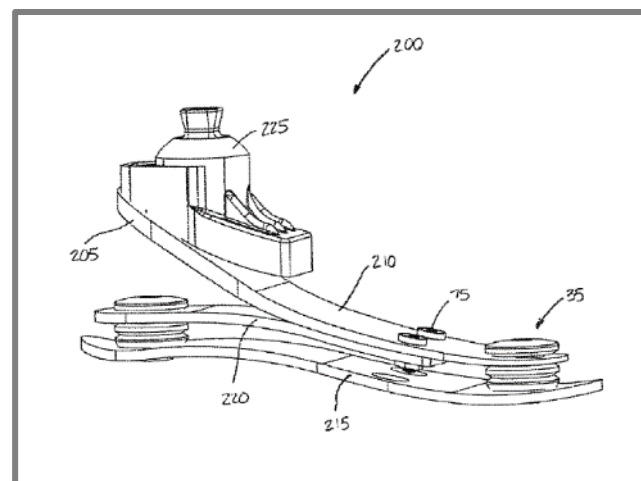
Obr. 2-5: Patent č. US2016242937 [37]

Tab. 1-3: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka II.

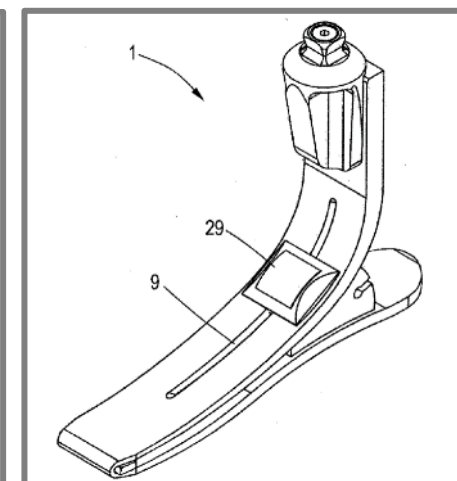
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
6.	Protetické chodidlo [38]	KRAMSKI GMBH, FRAUNHOFER- GESELLSCHAFT ZUR FORDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E V	CA2975364 (A1)	11. 8. 2016	Protetické chodidlo s pouzdem, kdy jsou jednotlivé části - pouzdro, pata a špička, tvořeny pružnými prvky a vzájemně propojeny.
7.	Protetické chodidlo [39]	OHIO WILLOW WOOD CO	US2016158030 (A1)	9. 6. 2016	Stabilní protetické chodidlo, jež absorbuje nárazy a přenáší energii mezi odrazem a dopadem.
8.	Protetické chodidlo s polohovatelným pružným členem [40]	MEDI PROSTHETICS GMBH	EP3025683 (A1)	1. 6. 2016	Protetické chodidlo složené z horního a spodního dílu, které jsou spojené u špičky a oddělené od sebe vloženým pružným elementem, jehož poloha lze nastavit.
9.	Zařízení protetického chodidla [41]	LINDHEXTEND AB C	SE1451220 (A1)	11. 4. 2016	Protetické zařízení složené ze tří vzájemně spojených pružin – patní, kotníkové a pružiny nožní klenby. Vyrobeno ze skelných vláken.
10.	Protetické chodidlo s měnitelnou tuhostí [42]	ÖSSUR HF; OSSUR AMERICAS INC	WO2016044801 (A1)	24. 3. 2016	Protetická noha, jež umožňuje nastavit tuhost dle potřeby. Uvedeno několik variant mechanismu.
11.	Protetické chodidlo [43]	TAI LORE MADE L L C	US2016067060 (A1)	10. 3. 2016	Chodidlo složené z patního a předního dílu. Oba díly jsou upevněny v hřideli kotníku a pohybují se nezávisle na sobě.



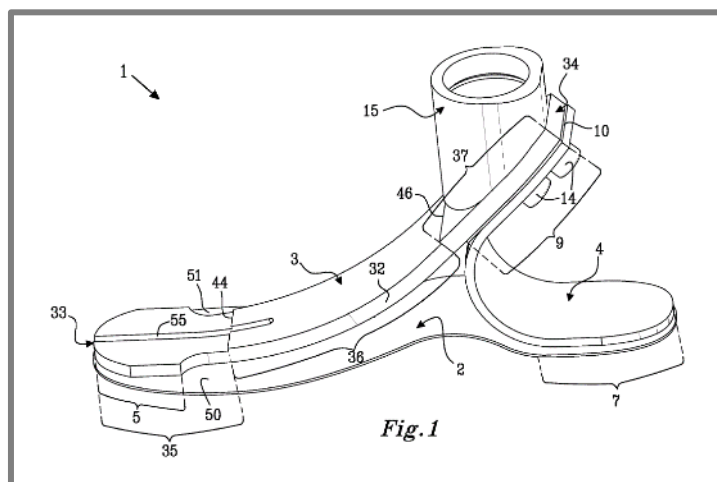
Obr. 2-6: Patent č. CA2975364 [38]



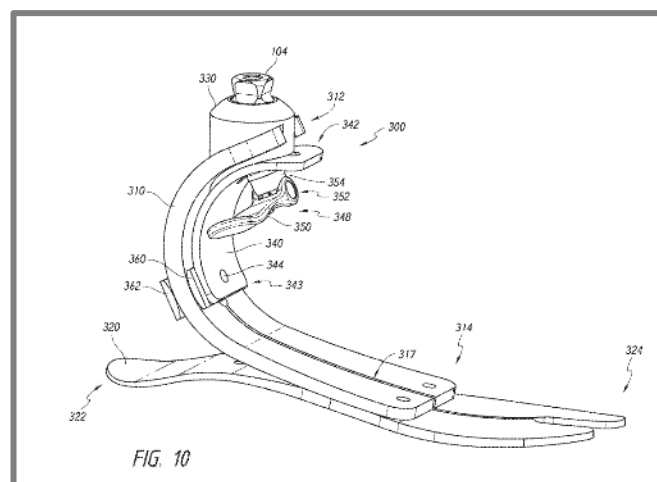
Obr. 2-7: Patent č. US2016158030 [39]



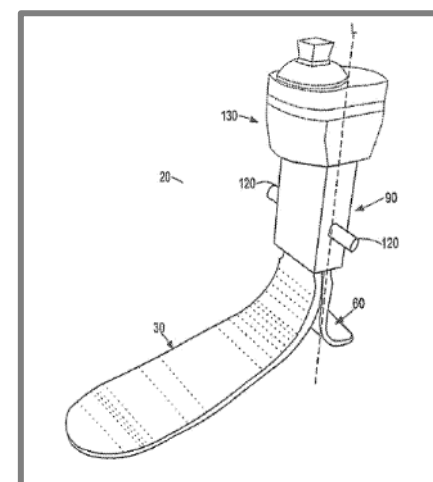
Obr. 2-8: Patent č. EP3025683 [40]



Obr. 2-9: Patent č. SE1451220 [41]



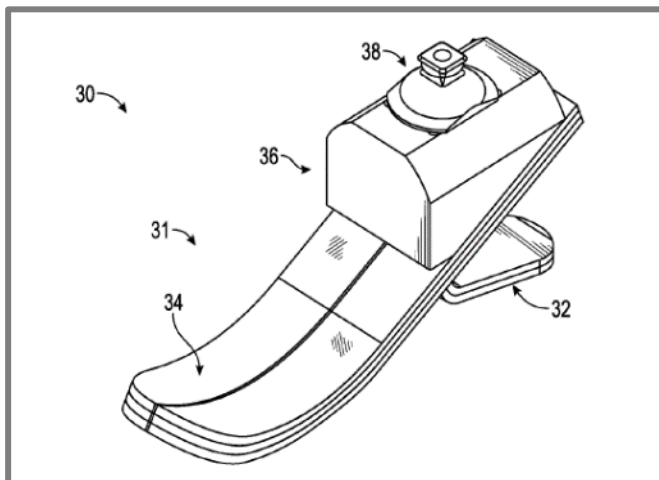
Obr. 2-10: Patent č. WO2016044801 [42]



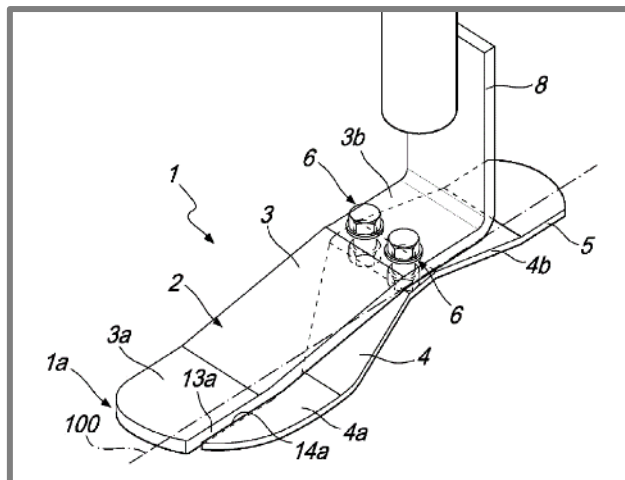
Obr. 2-11: Patent č. US2016067060 [43]

Tab. 1-4: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka III.

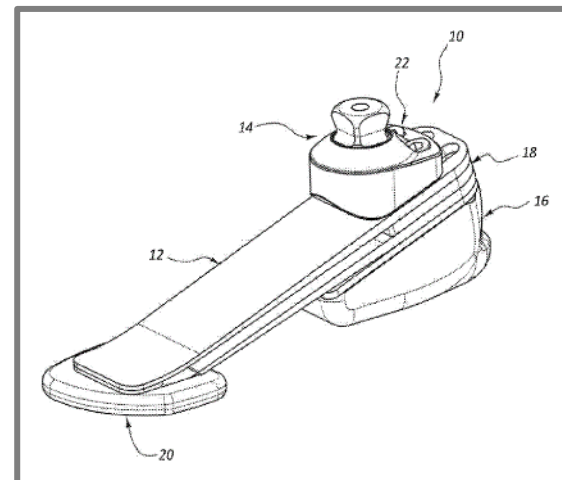
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
12.	Protetické chodidlo s upravitelnou tuhostí pomocí metody vrstvení [44]	UNIV TEXAS	US2016038311 (A1)	11. 2. 2016	Modulární protetické chodidlo složené z několika lamel různé tuhosti. Tyto lze snadno měnit nebo odejmout.
13.	Umělé chodidlo [45]	HORNOS PEDRO, TAGLIAFIERRO MARIO	US2015351937 (A1)	10. 12. 2015	Je složené ze zadní opěrné části a dvou předních, které jsou vzájemně odsazené, aby přenášely síly nezávisle na sobě.
14.	Protetické chodidlo s měnitelnou délkou [46]	BOCK HEALTHCARE LP	US2015289996 (A1)	15. 10. 2015	Protéza, která zahrnuje pružinový prvek, připevňovací a patní člen. Poloha upevňovacího členu je nastavitelná podél délky pružinového prvku.
15.	Umělé chodidlo a metoda pro kontrolu jeho pohybu [47]	BOCK HEALTHCARE GMBH	US2015190247 (A1)	9. 7. 2015	Umělá noha skládající se z horní nosné konstrukce, pružného dílu chodidla, pružného spojovacího prvku mezi horní konstrukcí a chodidlem a spojovacího systému.
16.	Protetické chodidlo s pružnou patou [48]	ÖSSUR HF	EP2797560 (A1)	5. 11. 2014	Chodidlo obsahuje pružný člen paty, který je odnímatelně spojen s nožním členem protézy.
17.	Vnitřní konstrukce protetického chodidla pro hladký odval [49]	OSSUR HF	US2014257523 (A1)	11. 9. 2014	Chodidlo zahrnuje nožní člen a patní člen, který je funkčně spojený s nožním členem.



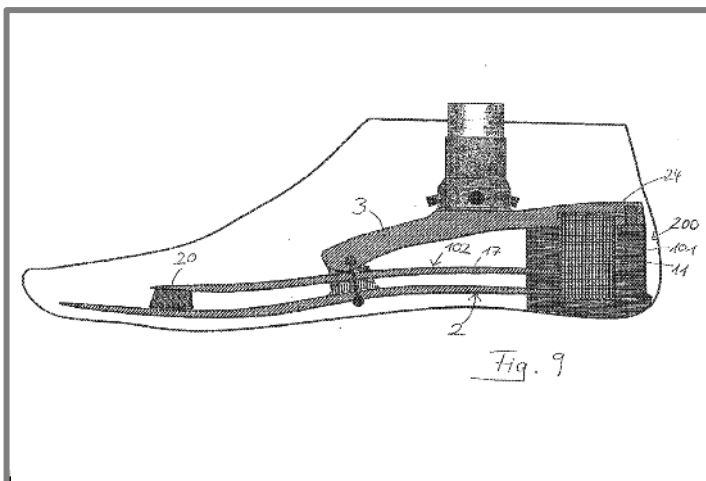
Obr. 2-12: Patent č. US2016038311 [44]



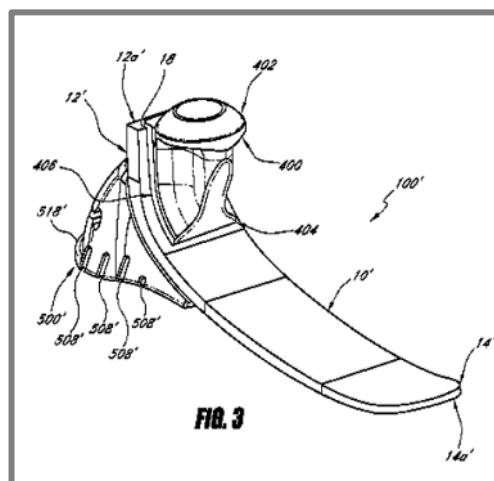
Obr. 2-13: Patent č. US2015351937 [45]



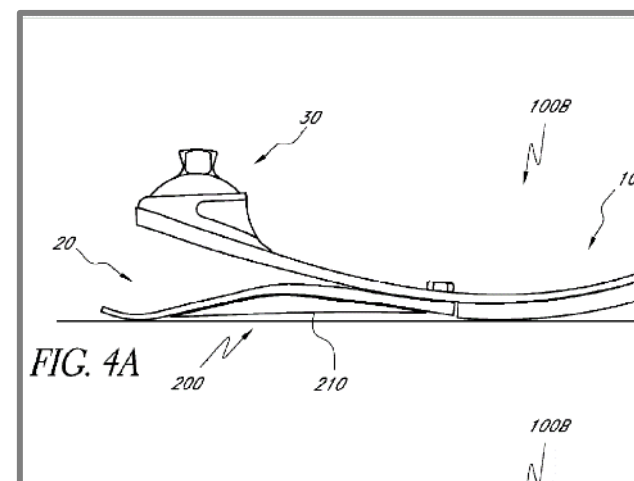
Obr. 2-14: Patent č. US2015289996 [46]



Obr. 2-15: Patent č. US2015190247 [47]



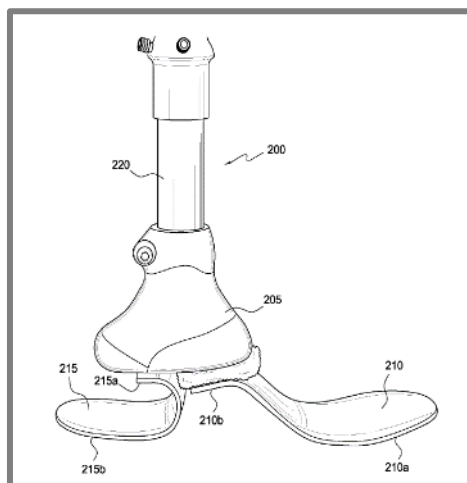
Obr. 2-16: Patent č. EP2797560 [48]



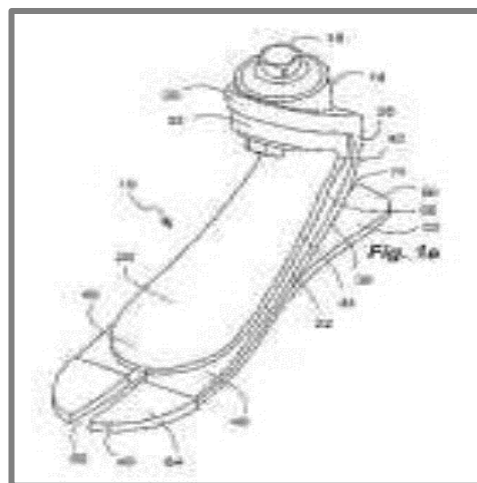
Obr. 2-17: Patent č. US2014257523 [49]

Tab. 1-5: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka IV.

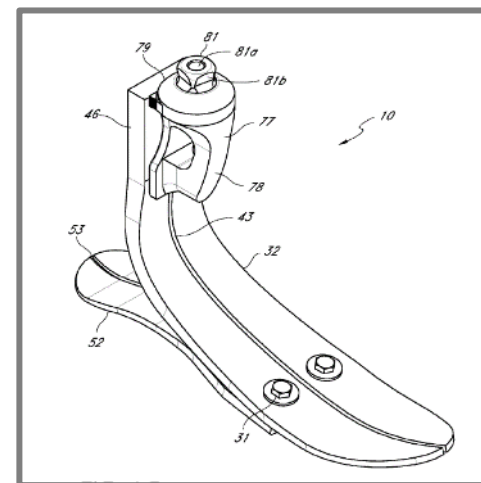
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
18.	Modulární protetické chodidlo [50]	MILLER JOSEPH A	US2012191222 (A1)	26. 7. 2012	Protéza, která zahrnuje pružinový prvek, připevňovací a patní člen. Poloha upevňovacího členu je nastavitelná podél délky pružinového prvku.
19.	Rozštěpené multifunkční protetické chodidlo [51]	CHRISTENSEN ROLAND J	US2012179274 (A1)	12. 7. 2012	Chodidlo se skládá z více listových pružin připojených k upevňovacímu členu.
20.	Protetické chodidlo se zakřiveným rozdělením [52]	OSSUR HF, OSSUR AMERICAS INC, JONSSON VILHJALMUR FREYR	WO2011106564 (A1)	1. 9. 2011	Různé varianty chodidel s podélným rozdělením pružných členů. Prvky rozdělení napomáhají víceosému pohybu a lepšímu odvalu.
21.	Protetické chodidlo s patní a nártní pružinou [53]	AMERICAN PROSTHETIC COMPONENTS	US7763082 (B1)	27. 7. 2010	Chodidlo se skládá ze dvou pružných a jedné spojovací částí. Pružné části mohou být dělené a mít v sobě otevřený kanál. Do těchto kanálů může být umístěn kompresní člen pro řízení nebo omezení množství komprese pružiny.
22.	Protetické chodidlo s měnitelnými vlastnostmi [54]	TOWNSEND BARRY W, CLAUDINO BYRON K	HK1066458 (A1)	16. 4. 2010	Protetické chodidlo obsahuje nožní pružinu a pružinu lýtky spojenou s nožní pružinou tak, aby vytvořila oblast kotníkového kloubu.
23.	Protetické chodidlo absorbující vertikální rázy [55]	CURTIS MICHAEL J	WO2006115905 (A2)	2. 11. 2006	Chodidlo má pružnou přední a zadní část, které spoluvytvářejí pružinu chodidla.



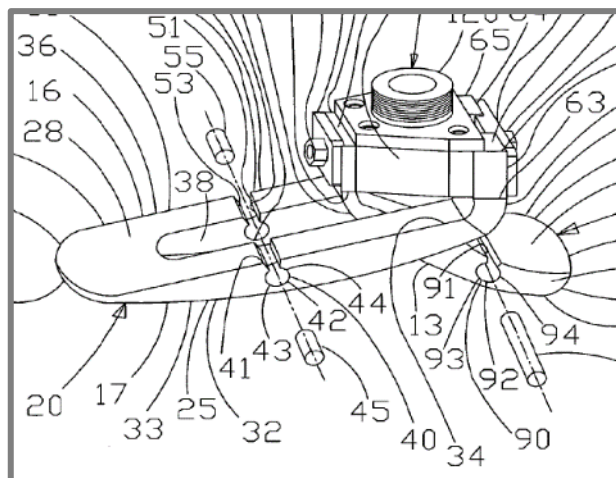
Obr. 2-18: Patent č. US2012191222 [50]



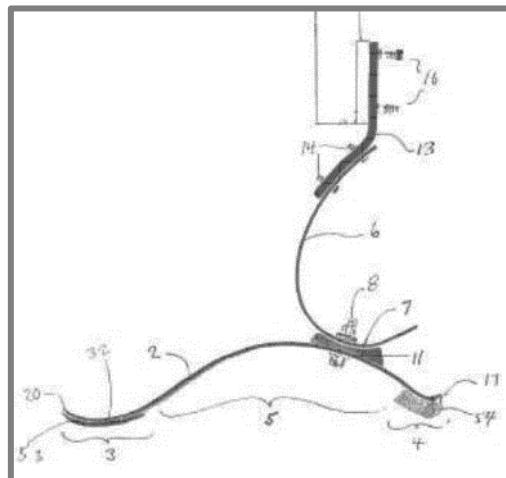
Obr. 2-19: Patent č. US2012179274 [51]



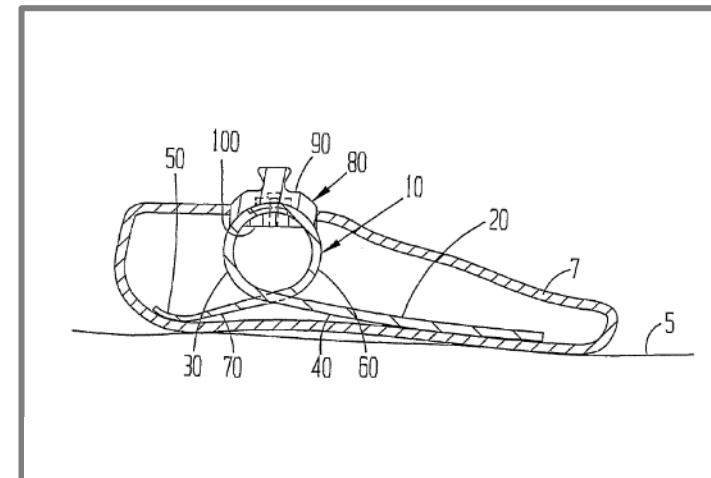
Obr. 2-20: Patent č. WO2011106564 [52]



Obr. 2-21: Patent č. US7763082 [53]



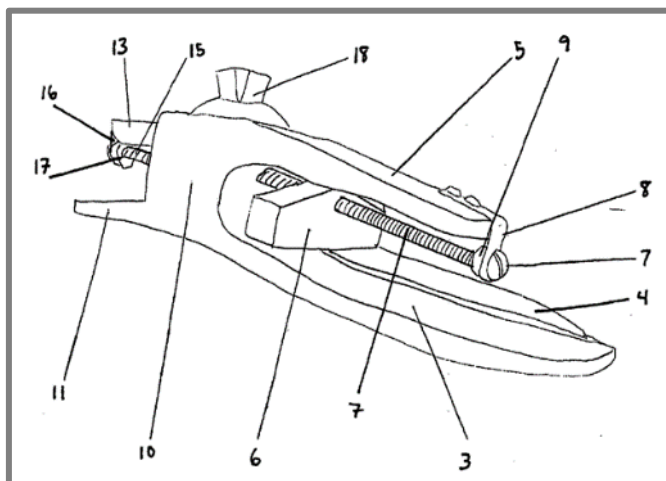
Obr. 2-22: Patent č. HK1066458 [54]



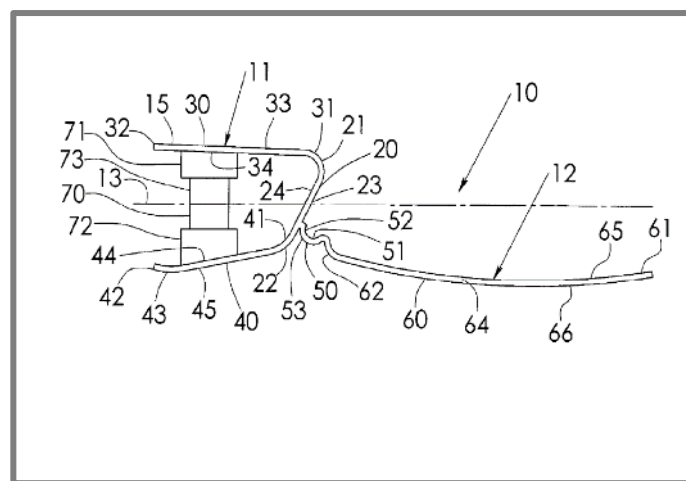
Obr. 2-23: Patent č. WO2006115905 [55]

Tab. 1-6: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka V.

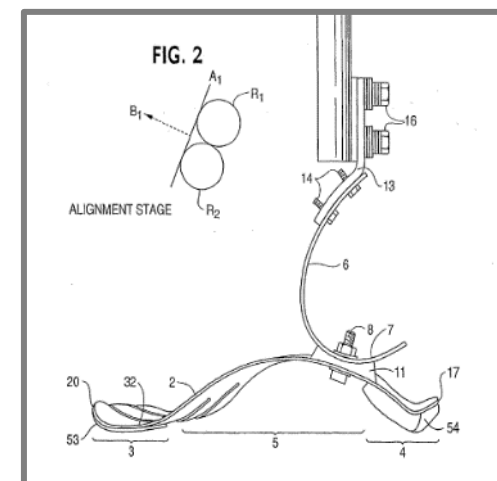
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
24.	Protetické chodidlo s plně nastavitelnou přední a zadní částí a schopnosti everze/inverze a pronace/supinace [56]	HABECKER MATTHEW J	US2006235545 (A1)	19. 10. 2006	Chodidlo se skládá ze tří podlouhlých částí, které jsou funkčně propojeny posuvným členem, kterým lze měnit tuhost.
25.	Energii navracející protetické chodidlo [57]	CURTIS MICHAEL J	US2006212131 (A1)	21. 9. 2006	Chodidlo má v zadní části platformu pro upevnění a dopad paty. V přední části je energii pohlcující prvek a deska špičky.
26.	Protetické chodidlo s měnitelnými vlastnostmi a lepší absorpci vertikálních rázů [58]	BIOQUEST PROSTHETICS, LLC	US2006178754 (A1)	10. 8. 2006	Protetické chodidlo obsahuje nožní pružinu a pružinu lýtky spojenou s nožní pružinou tak, aby vytvořila oblast kotníkového kloubu.
27.	Protetické chodidlo s měnitelnými vlastnostmi [59]	TOWNSEND BARRY W, CLAUDINO BYRON K	WO2005097008 (A2)	20. 10. 2005	Protetické chodidlo obsahuje nožní pružinu a pružinu lýtky spojenou s nožní pružinou tak, aby vytvořila oblast kotníkového kloubu.
28.	Protetické chodidlo s měnitelnými vlastnostmi [60]	TOWNSEND BARRY W, CLAUDINO BYRON K	WO2005097007 (A2)	20. 10. 2005	Protetické chodidlo obsahuje nožní pružinu a pružinu lýtky spojenou s nožní pružinou tak, aby vytvořila oblast kotníkového kloubu.
29.	Protetické chodidlo s vačkou [61]	ROLAND J CHRISTENSEN	US2005187640 (A1)	25. 8. 2005	Chodidlo obsahuje prodlouženou pružinu vycházející z místa pro uchycení.



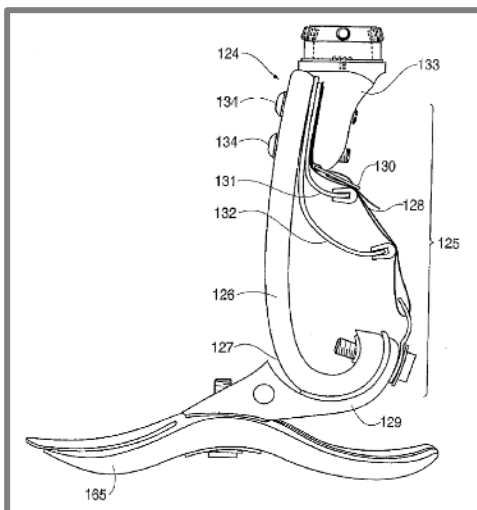
Obr. 2-24: Patent č. US2006235545 [56]



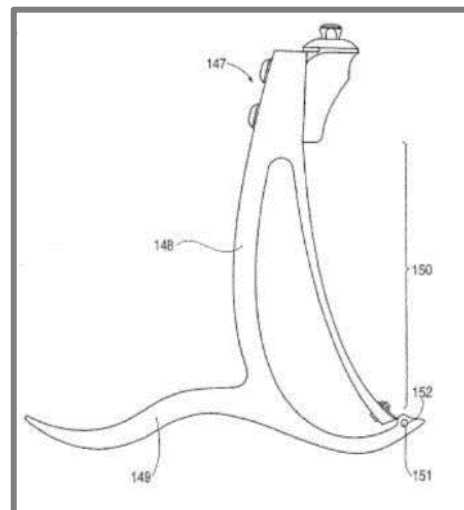
Obr. 2-25: Patent č. US2006212131 [57]



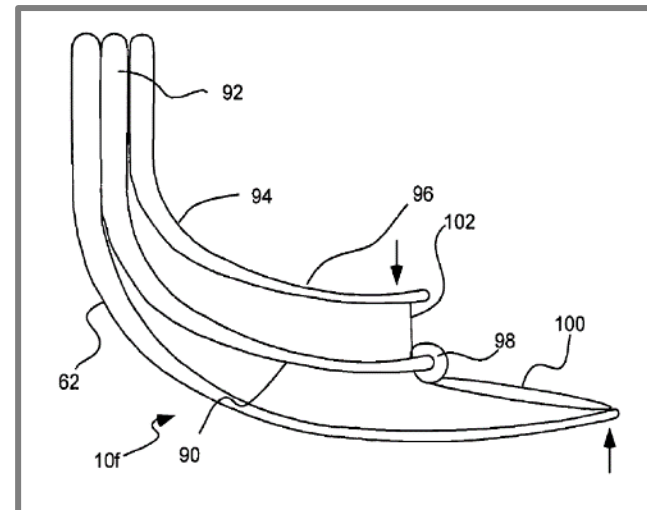
Obr. 2-26: Patent č. US2006178754 [58]



Obr. 2-27: Patent č. WO2005097008 [59]

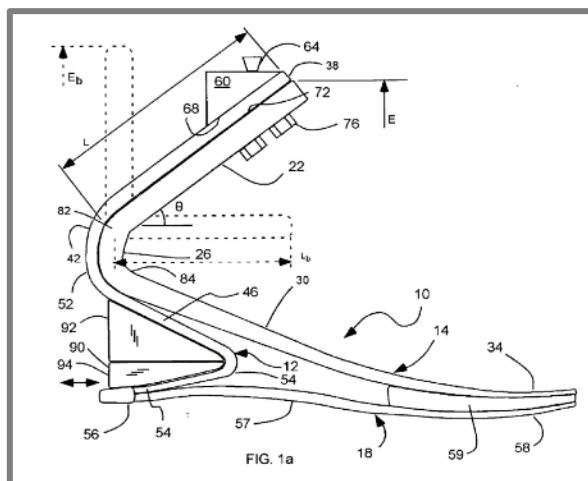


Obr. 2-28: Patent č. WO2005097007 [60]

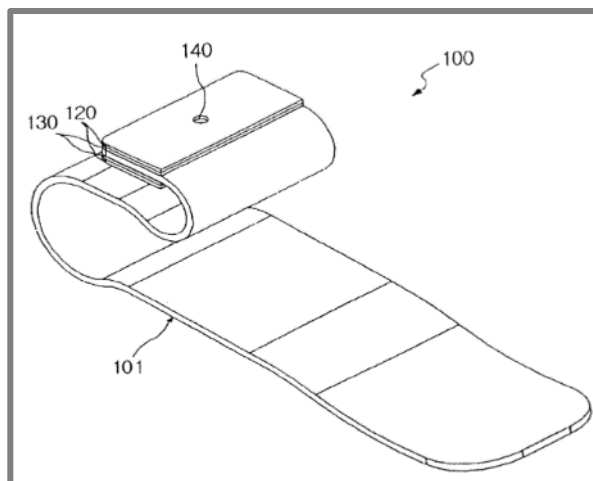


Tab. 1- 7: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VI.

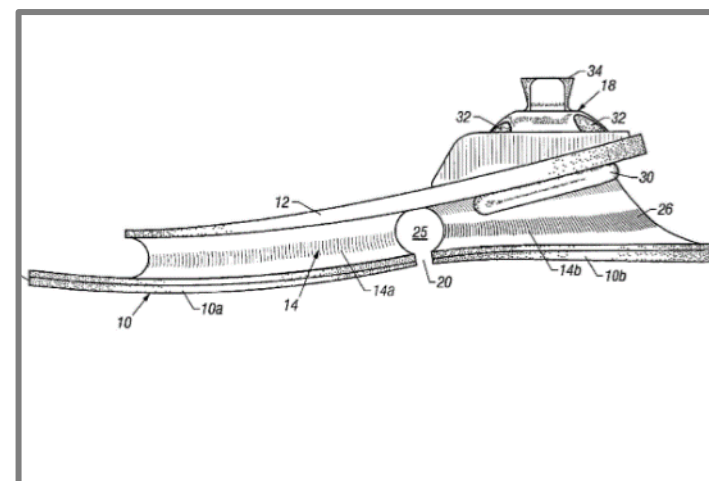
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
30.	Protetické chodidlo s pružným kotníkem [62]	CHRISTENSEN ROLAND J PHILLIPS VAN L	US2004068327 (A1)	8. 4. 2004	Zařízení obsahuje horní díl s prodlouženou přední částí, část kotníku a spodní část představující samotné chodidlo.
31.	Protetické chodidlo [63]	KOREA ADVANCED INST SCI & TECH	US6514293 (B1)	4. 2. 2003	Protetické chodidlo s kotníkovou částí, ke které se připevní pylon protézy. Z části kotníku vychází několikrát zakřivená část, jež přechází v samotné chodidlo.
32.	Protéza spodní části nohy [64]	RUBIE E., HANSEN L., WILLIAMS N., WALL D., OTTO BOCK HEALTHCARE LP	US2002116072 (A1)	22. 8. 2002	Protéza s lepším chováním, včetně lepší stability a víceosého pohybu.
33.	Protéza spodní části nohy [65]	CRP INC	US6398818 (B1)	4. 6. 2002	Protéza s lepším dynamickým cítěním došlapu a lepší schopnosti inverze/everze.
34.	Protetické chodidlo [66]	HARRIS GRAHAM, CHAS. A. BLATCHFORD & SONS	US2002013628 (A1)	31. 1. 2002	Chodidlo stávající z podlouhlého, tenkého pružného prvku špičky nohy, podlouhlého, tenkého prvku paty a tuhého nosného členu.
35.	Protetické zařízení s nízkým kotníkem [67]	PHILLIPS VAN L	US6254643 (B1)	3. 7. 2001	Protéza s velmi tuhou horní částí, proto k ohybu dochází zejména v oblasti kotníku, tedy poměrně nízko od země, a pak také ve flexibilní špičce chodidla.



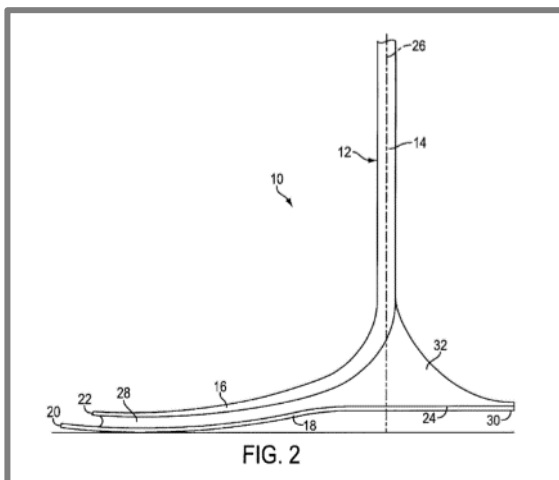
Obr. 2-30: Patent č. US2004068327 [62]



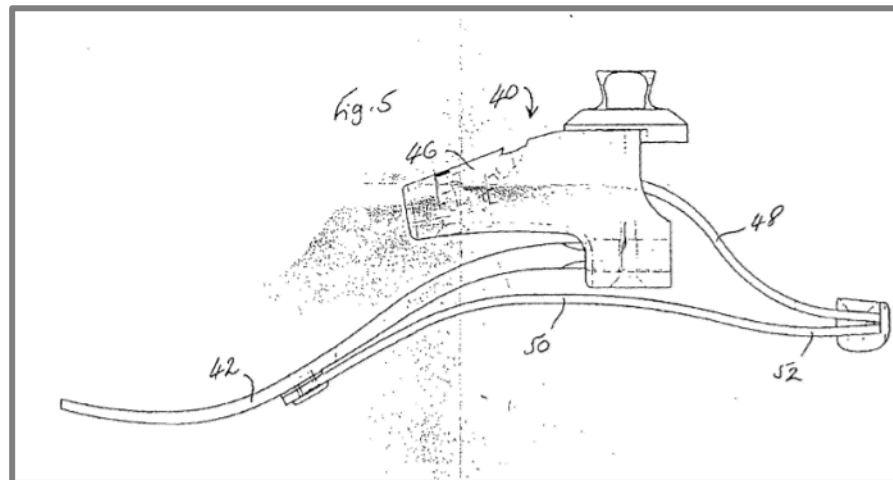
Obr. 2-31: Patent č. US6514293 [63]



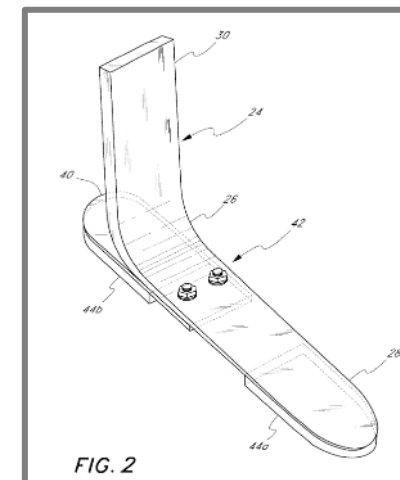
Obr. 2-32: Patent č. US2002116072 [64]



Obr. 2-33: Patent č. US6398818 [65]



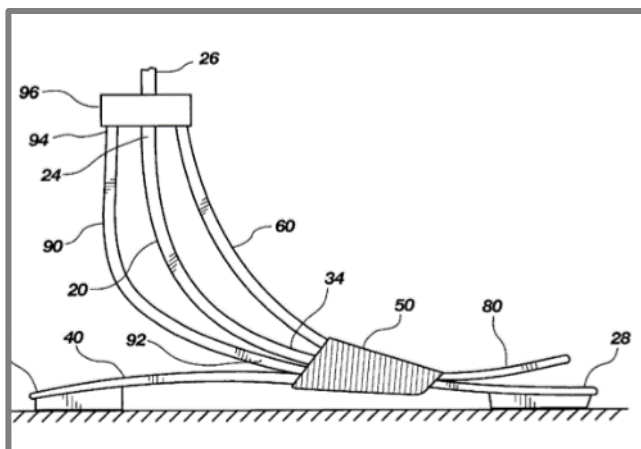
Obr. 2-34: Patent č. US2002013628 [66]



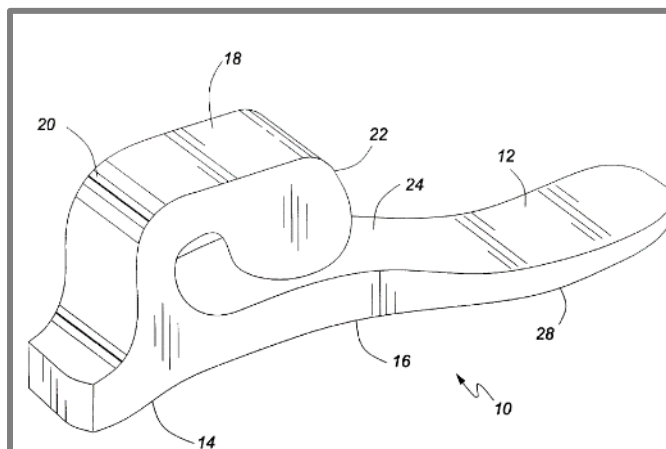
Obr. 2-35: Patent č. US6254643 [67]

Tab. 1-8: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VII.

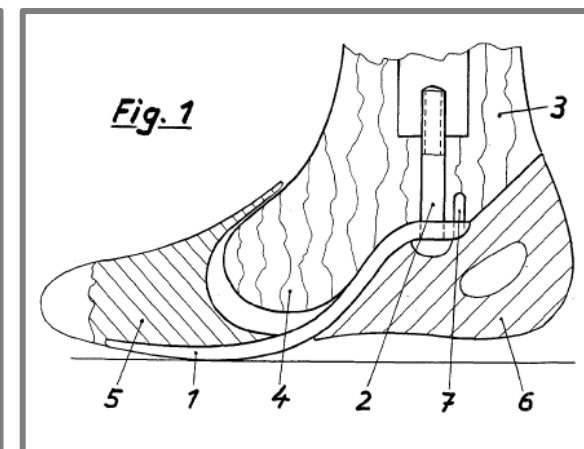
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
36.	Protetické chodidlo s výztužným členem [68]	CHRISTENSEN ROLAND	US6241776 (B1)	5. 6. 2001	Protetické chodidlo, jež má výztužný člen, který jde od upevňovací části, přes oblouk chodidla, až po špičku.
37.	Protetické chodidlo umožňující plantární a kontrolovanou dorzální flexi [69]	GABOURIE ROBERT MAURICE	US6197066 (B1)	6. 3. 2001	Jednodílné chodidlo s integrovanou pružinou. Umožňuje zvolený úhel plantární flexe a má tuhou strukturu pro odraz špičky.
38.	Dynamické umělé chodidlo s pružinou tvaru S [70]	MUELLER MAHN WERNER	DE19918308 (A1)	26. 10. 2000	Dynamické chodidlo skládající se z plošné plastové pružiny, která je ohnuta do mírného tvaru S mířícího dopředu a štěpícího se v přední části.
39.	Protetické chodidlo [71]	ROLAND J CHRISTENSEN FAMILY LI	WO0027317 (A1)	18. 5. 2000	Protetické chodidlo, jež je složeno ze dvou oddělených, zrcadlově stejných polovin, z důvodu simulace přirozené rotace prstů opravdové nohy.
40.	Flexibilní ústrojí protetického chodidla [72]	WILKINSON, KERRY E	US6053946 (A)	25. 4. 2000	Zařízení je vytvořeno z dutého kruhového profilu, který je potřebně ohnutý a zploštělý pro dosažení žádané flexibility.
41.	Protetické chodidlo se stlačitelnými elementy [73]	PHILLIPS, VAN L	US5899944 (A)	4. 5. 1999	Protetické chodidlo opatřeno dvěma opěrnými členy spojenými na jednom konci. Mezi volnými konci nosných členů jsou umístěny stlačitelné členy.



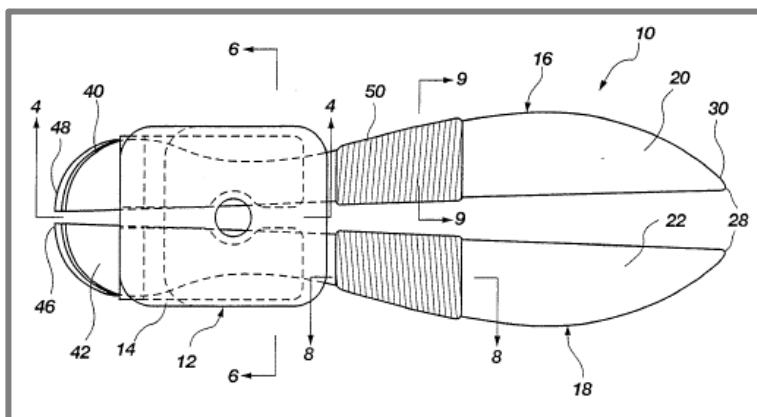
Obr. 2-36: Patent č. US6241776 [68]



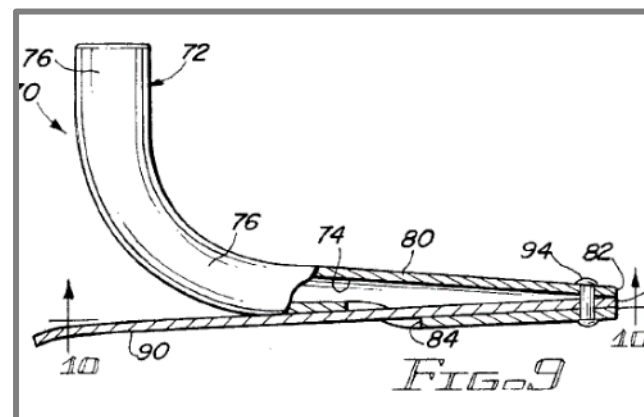
Obr. 2-38: Patent č. US6197066 [69]



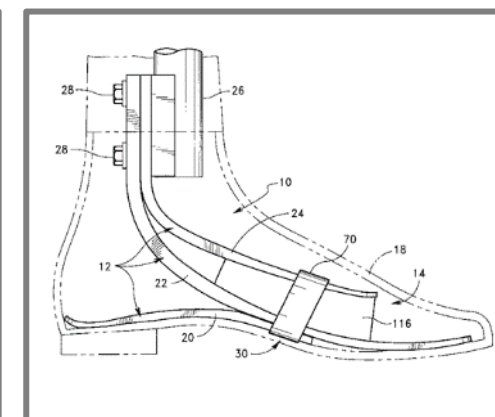
Obr. 2-37: Patent č. DE19918308 [70]



Obr. 2-39: Patent č. WO0027317 [71]



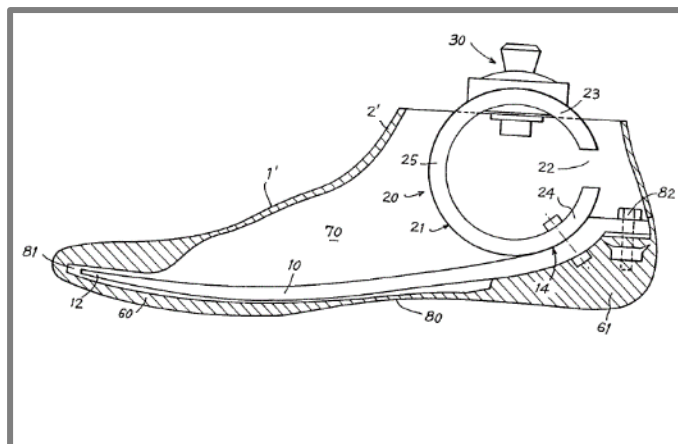
Obr. 2-40: Patent č. US6053946 [72]



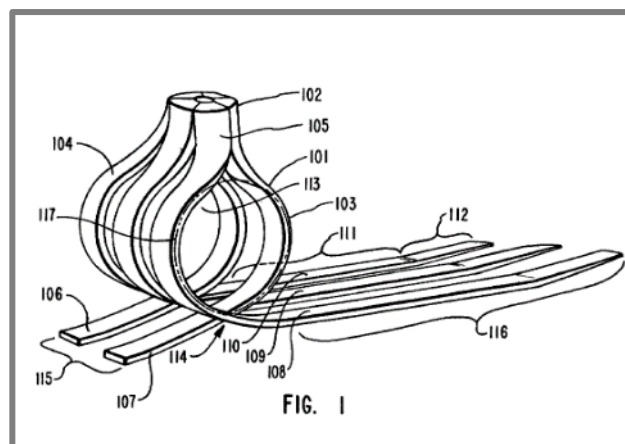
Obr. 2-41: Patent č. US5899944 [73]

Tab. 1-9: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VIII.

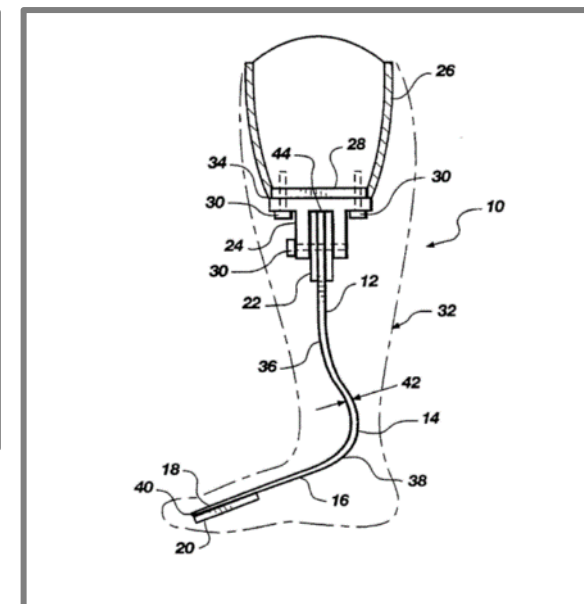
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
42.	Bezkloubové umělé chodidlo [74]	BOCK ORTHOPAED IND	US5897594 (A)	27. 4. 1999	Chodidlo bez kloubu s pružnou vložkou složenou ze dvou pružných segmentů, kdy jeden z nich je ve tvaru C.
43.	Svinuté protetické chodidlo [75]	MEDONICS L L C	US5695527 (A)	9. 12. 1997	Chodidlo zformované z jedné svinuté pružiny, která má středový prstenec, prodloužení paty a prodloužení špičky. Umožňuje boční i torzní pohyb.
44.	Protéza nohy a chodidla [76]	CRP INC	US5593456 (A)	14. 1. 1997	Protéza z jednoho monolitického kompozitního členu, jež obsahuje semiflexibilní holenní podpěru, oblast kotníku, nártu a špičky.
45.	Reakční pružná konstrukce pro protézu chodidla [77]	CORIMA	FR2734151 (A1)	22. 11. 1996	Protéza sestává z tvarované podložky chodidla a dílu kotníku ve tvaru C, jež se rozevírá směrem dozadu.
46.	Protetické chodidlo s postupným nárůstem tuhosti při jeho zatížení [78]	M & IND MODEL & INSTR DEV	US5549711 (A)	27. 8. 1996	Chodidlo mající v přední části řadu pružných žeber. Při pohybu vpřed a zatížení se žebra postupně ohýbají a hromadí na sebe.
47.	Syme nožní protéza [79]	PHILLIPS, VAN L	US5549714 (A)	27. 8. 1996	Chodidlo, jež je charakterizováno upevňovacím členem, zakřivenou částí kotníku, částí oblouku a částí špičky. Vhodná pro osoby s amputací v místě kotníku.



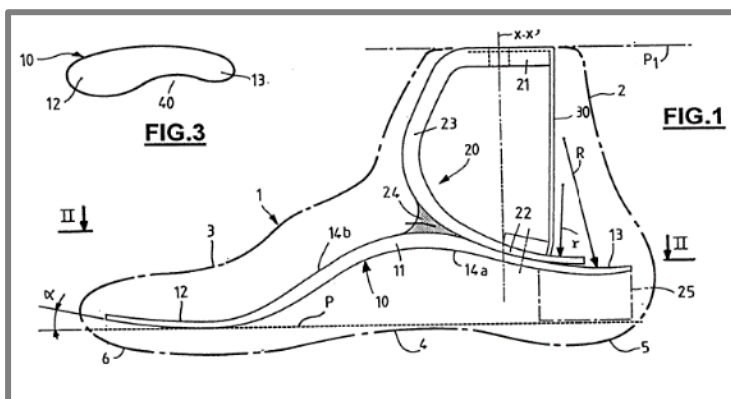
Obr. 2-42: Patent č. US5897594 [74]



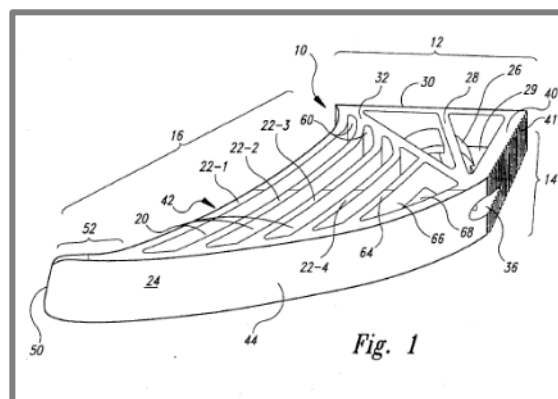
Obr. 2-43: Patent č. US5695527 [75]



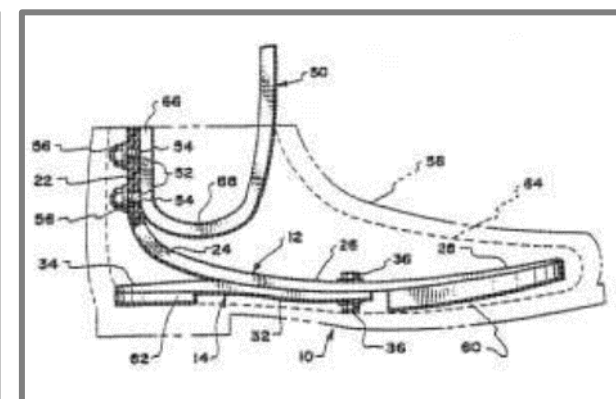
Obr. 2-44: Patent č. US5593456 [76]



Obr. 2-47: Patent č. FR2734151 [77]



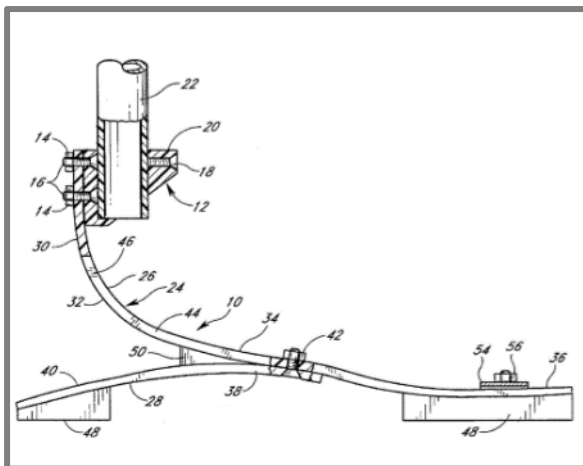
Obr. 2-45: Patent č. US5549711 [78]



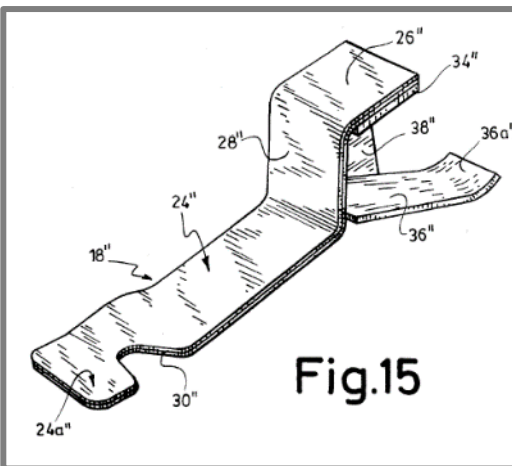
Obr. 2-46: Patent č. US5549714 [79]

Tab. 1-10: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka IX.

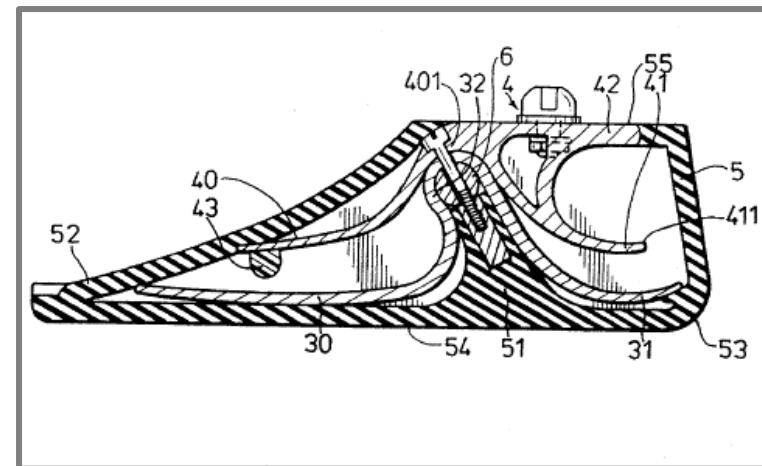
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
48.	Dělená protéza chodidla [80]	PHILLIPS, VAN L	US5514185 (A)	7. 5. 1996	Dynamické chodidlo složené ze dvou pružných členů – z části paty a z podlouhlé zakřivené přední části, která je částečně podélně dělená.
49.	Protetické chodidlo s lepší kontrolou paty [81]	UNIV MONTREAL	US5509937 (A)	23. 4. 1996	Protéza složená z dílu ohnutého do tvaru S a z dílu tvaru C. V zadní části tak vzniká otevřená kapsa, která je pružně deformovatelná během cyklického zatěžování.
50.	Umělé chodidlo s elementy pro lepší udržení rovnováhy [82]	CHEN, SEN-JUNG	US5507838 (A)	16. 4. 1996	Chodidlo s pouzdrém a do něj vloženým pružným skeletem, který má v přední a zadní části dorazy pro lepší stabilitu.
51.	Protetické chodidlo s podpůrnou konstrukcí kotníku [83]	PHILLIPS, VAN L	US5486209 (A)	23. 1. 1996	Chodidlo, které má nožní část a demontovatelnou kotníkovou část, což umožňuje snadno měnit jeho vlastnosti dle potřeby.
52.	Protetické chodidlo [84]	RYAN, MICHAEL W	US5376140 (A)	27. 12. 1994	Chodidlo s vylepšenou konstrukcí, která poskytuje pružnou postranní i podélnou flexi a návrat energie. Konstrukce je vložena do polymerového těla, které imituje tvar reálného chodidla.
53.	Protetické chodidlo, jež zachycuje energii [85]	UNIV SINGAPORE	US5258039 (A)	2. 11. 1992	Kompozitní chodidlo, které umožňuje pacientovi plynule chodit a běhat s menší námahou.



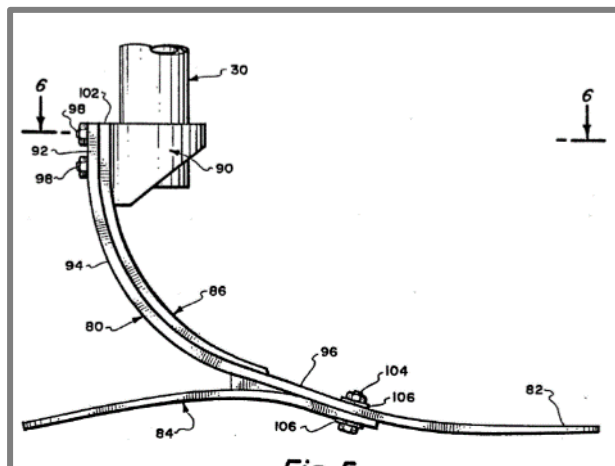
Obr. 2-50: Patent č. US5514185 [80]



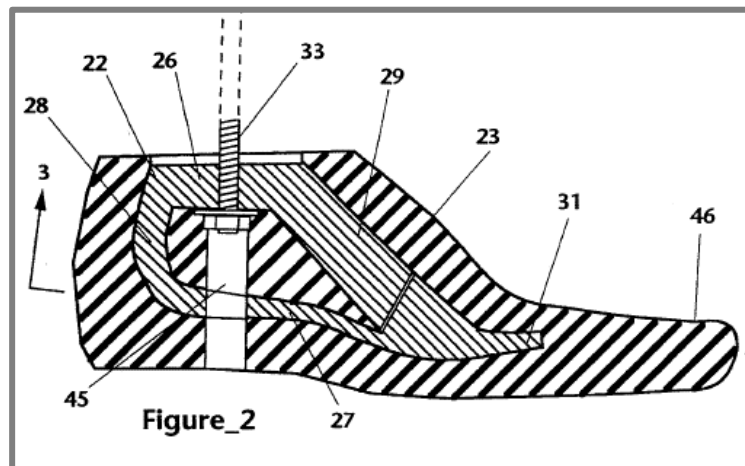
Obr. 2-48: Patent č. US5509937 [81]



Obr. 2-49: Patent č. US5507838 [82]

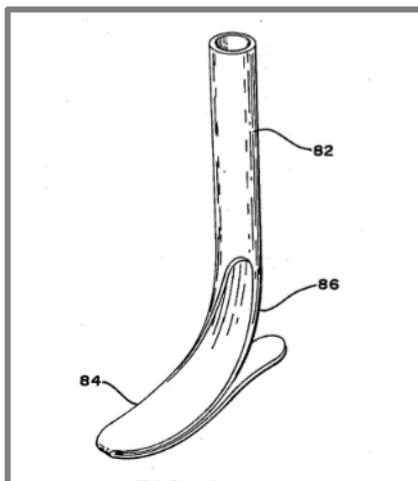


Obr. 2-51: Patent č. US5486209 [83]

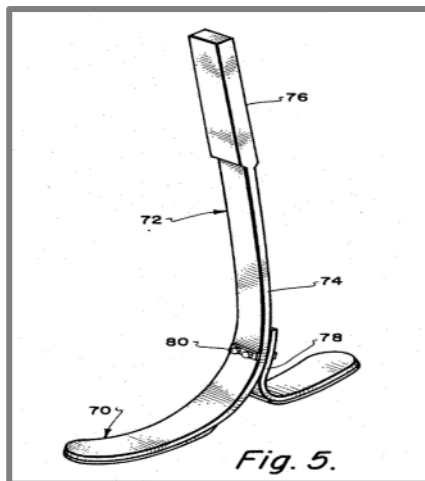


Tab. 1-11: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka X.

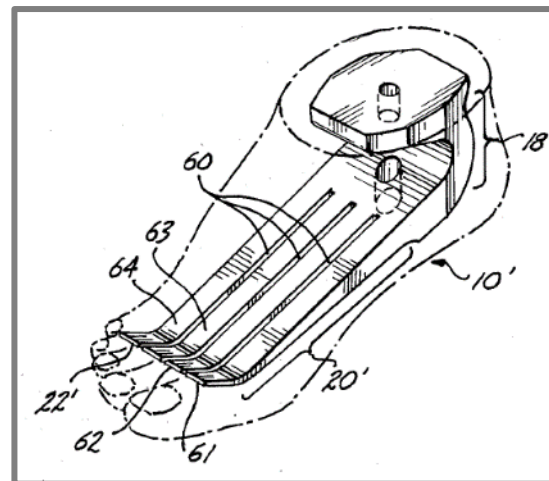
	Název patentu	Vlastník patentu	Číslo patentu	Datum vydání	Stručný popis
54.	Protéza nohy [86]	MERLETTE JOHN	US4959073 (A)	25. 9. 1990	Protéza je složena z podlouhlého hlavního členu, který je u špičky spojen s patním členem, jež se táhne od špičky chodidla až dozadu.
55.	Modulární protetické chodidlo a noha z kompozitu [87]	PHILLIPS, VAN L	US4822363 (A)	18. 4. 1989	Protéza z laminátu se skládá ze dvou dílů. Jeden představuje pylon, holenní část, kotníkovou část a část chodidla. Druhý díl představuje část patní a je připevněn přímo k části chodidla. Lze ho měnit a tím upravovat tuhost protézy.
56.	Protetické chodidlo s pružným došlapem [88]	MODEL & INSTR DEV CORP	US4645509 (A)	24. 2. 1987	Chodidlo konstruováno pro zachycení a následné uvolnění deformační energie při chůzi, běhu atd. Pro monolitní skelet je použit vytvrzený polymer. Kolem skeletu je pružné pouzdro z pěnového polymeru.
57.	Protetické chodidlo a noha z kompozitu [89]	FLEX FOOT INC	US4547913 (A)	22. 10. 1985	Protéza vyrobená z laminátu umožňuje vysoký stupeň mobility. Skládá se z holenní části, části chodidla a části paty. Tyto tři části jsou pevně spojeny a mají velkou flexibilitu.
58.	Protetické chodidlo [90]	CAMPBELL JOHN W; CHILDS CHARLES W	US4328594 (A)	11. 5. 1982	Chodidlo, které se skládá z podlouhlého jednodílného polotuhého skeletu ve tvaru polooblouku a s tenkou špičkou.
59.	Umělé chodidlo [91]	TSNII PROTEZIROVANIYA PROTEZOS	SU778732 (A1)	5. 12. 1980	Protetické chodidlo s pružným skeletem zasazeným do estetického pouzdra.



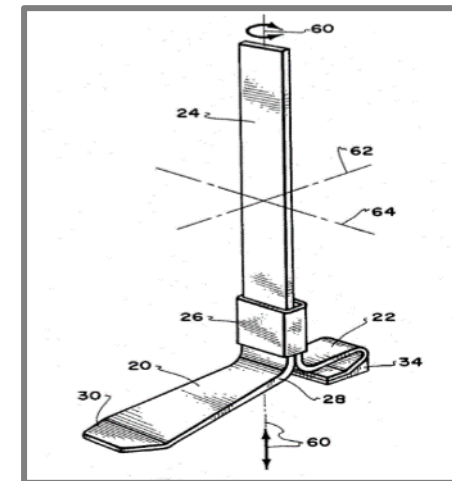
Obr. 2-57: Patent č. US4959073 [86]



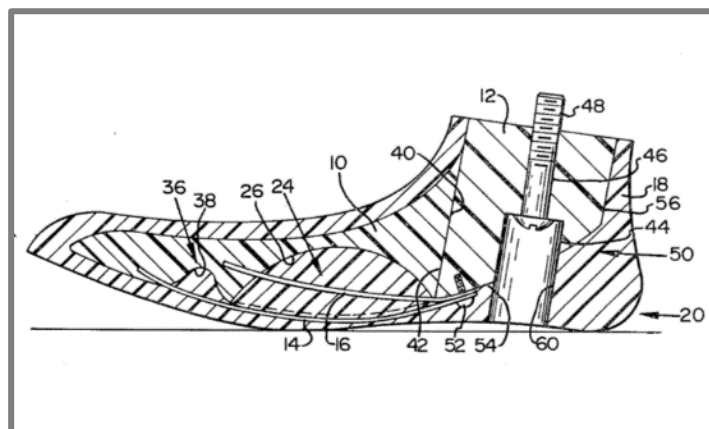
Obr. 2-54: Patent č. US4822363 [87]



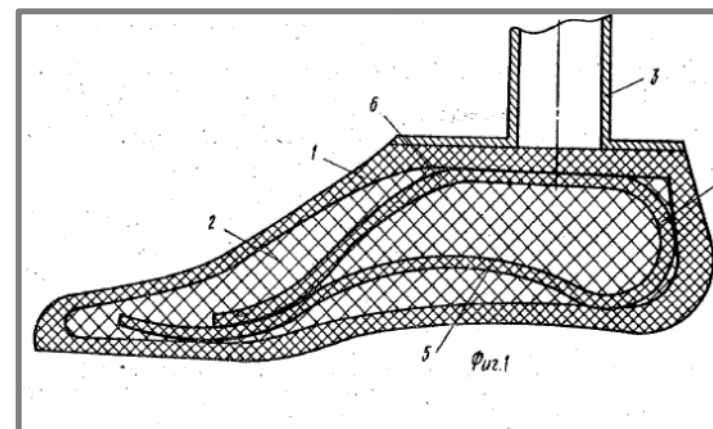
Obr. 2-55: Patent č. US4645509 [88]



Obr. 2-56: Patent č. US4547913 [89]



Obr. 2-59: Patent č. US4328594 [90]



Obr. 2-58: Patent č. SU778732 [91]

1.6.2 Shrnutí patentové rešerše

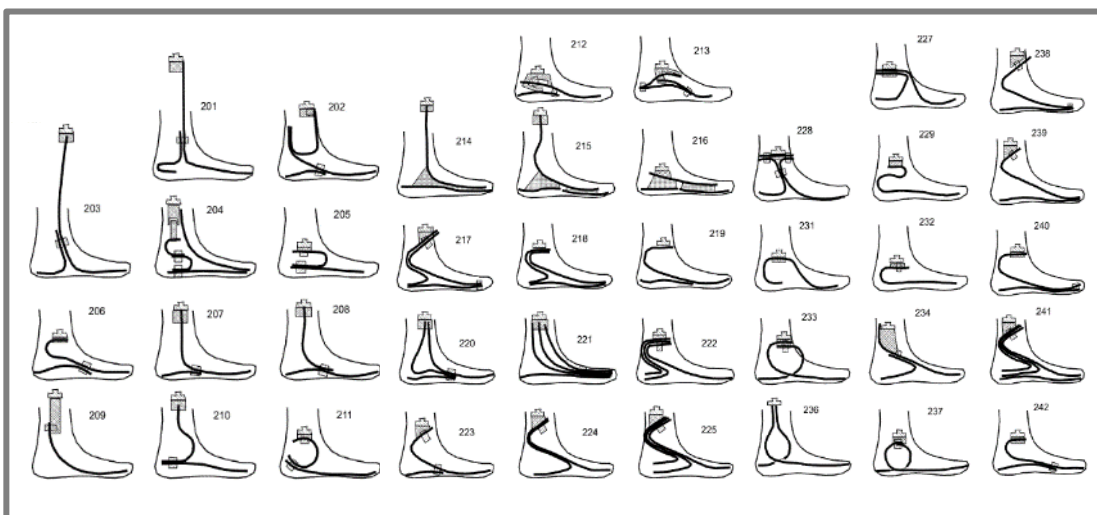
Výroba protéz sahá daleko do minulosti. Od počátečních pokusů a pomůcek se postupně přecházelo k čím dál více sofistikovaným a lépe propracovaným protetickým chodidlům s vlastnostmi lépe kopírujícími skutečné chodidlo.

Od dřevěných noh se přešlo k chodidlům obsahujícím ocelové díly. Jednalo se často o komplikované mechanismy, kdy výsledná chodidla byla složitá a těžká. S příchodem moderních materiálů jako jsou plasty a kompozity je vidět opačný trend směřující k jednoduchosti a lehkosti. Využívá se výhod vlastností těchto materiálů a principu zachycování a uvolňování deformační energie. Nejnovější kapitolou jsou pak chodidla bionická, jež jsou osazena procesorem a senzory, díky čemuž dokáží samy měnit své vlastnosti.

Přestože se naše rešerše omezila pouze na poměrně úzkou a přesně definovanou skupinu protetických pomůcek, tj. bezkloubných dynamických chodidel, je výčet patentů velmi obsáhlý. To jen potvrzuje to, co bylo uvedeno dříve – oblast protetických chodidel je dobře popsána a trh zaplněn řadou kvalitních produktů. Patenty pocházejí jak od velkých firem, tak jednotlivých protetiků. Ze zeměpisného pohledu mají patenty např. původ v USA, Německu a dalších evropských zemích, Rusku a Koreji.

Bezkloubná dynamická chodidla vždy obsahují pevný a pružný skelet. Jedná se o, určitým způsobem tvarované, kovové pláty nebo kompozitní lamely, jež jsou následně na sebe napojeny a vzájemně spojeny. Nejčastěji je skelet dvoudílný nebo trojdílný, objevují se však i jednodílné nebo čtyřdílné. Každý skelet řeší dopad na patu, odraz ze špičky a plynulý odval. Proto je na každé variantě možné rozeznat tři hlavní prvky: pružinu přednoží, patní pružinu a poté místo pro uchycení chodidla ke zbytku protézy. Časté jsou i určité tlumicí prvky a dorazy v místě paty.

Protože tato diplomová práce vzniká ve spolupráci s protetickou firmou, je možnost, že vyvinuté chodidlo bude komerčně použito, je proto důležité se vyhnout velké podobnosti s konstrukcemi chráněnými patenty.



Obr. 2-60: Přehled různých typů rozvržení skeletu dynamických chodidel, upraveno z [37]

2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

2

2.1 Analýza situace a zhodnocení poznatků

2.1

V současné době existuje velké množství kvalitních protetických chodidel. Zejména dynamická chodidla zažívají boom. Vynikají svými dobrými kinematickými a dynamickými vlastnostmi. Díky své energetické efektivnosti a rovnoměrnému odvalu dokážou ulehčit pacientovi chůzi. Navíc dokážou dobře tlumit rázy.

Nelze předpokládat vyvinutí chodidla, jež by funkcí předčilo ta komerční. Není to však také potřeba. Problémem současných chodidel není jejich kvalita, která během posledních let výrazně vzrostla, ale jejich cenová nedostupnost. I ta nejjednodušší chodidla představují pro běžného člověka významnou finanční položku. Zde je tedy prostor na zlepšení a to je také motivací celé práce.

Rychle rozvíjející se 3D skenování a 3D tisk skýtají velký potenciál pro urychlení, zpřesnění, zjednodušení a zlevnění výroby. Během posledních 10 let proto proběhla v ortotice a protetice řada studií, která zkoumala a zkoušela jejich využití.

Jak v oblasti ortéz, tak protéz byly vyvinuty rychlejší výrobní postupy využívající tyto technologie a byly vytištěny úspěšně prototypy. Používalo se různé plastové materiály a pryskyřice a k tisku se využily metody SLA, SLS a FDM. Některé prototypy byly i rozsáhle testovány, jak pacienty, tak na zkušebních přístrojích.

Lze konstatovat, že žádný ze zkoušených výrobků nepropadl, naopak jejich vlastnosti byly většinou srovnatelné s komerčními výrobky. Jen při využití FDM a některých plastů mechanické testy ukazují nedostatečnou pevnost, pružnost, a že při zatěžování v určitých směrech může docházet k delaminaci.

I přes opakovaná úspěšná ověření stále nebyly v širším měřítku tyto postupy zahrnuty do běžné praxe. Důvodem je ještě stále dost vysoká pořizovací cena 3D tiskáren a skenerů, cena a doba 3D tisku a nedostatečné mechanické vlastnosti řady tisknutelných materiálů. V neposlední řadě je to také nedůvěra protetiků a ortotiků k této nové metodě. Všechna tato fakta se však rychle mění k lepšímu.

Tato práce má za úkol návrh protetického chodidla. V oblasti protetiky se většina prací koncentrovala na pahýlová lůžka a na téma protetických chodidel, vyrobených 3D tiskem, vznikly jen čtyři práce. Důvodem může být právě velké množství kvalitních chodidel na trhu a také vysoké nároky na materiál a funkci protetického chodidla.

Obecně můžeme sledovat, že v posledních 3 letech poklesl zájem o toto téma a již nevznikají nové práce. To může být způsobeno tím, že již tyto metody byly úspěšně odzkoušeny a téma je zdánlivě vyčerpáno. Právě v oblasti protetických chodidel je však stále prostor, kdy nebyly vyzkoušeny třeba kovové nebo nové plastové materiály, vlivy různých struktur na tuhost chodidla a některé z novějších metod 3D tisku.

2.2 Odůvodnění nutnosti a potřebnosti řešení

2.2

Jak již bylo uvedeno v předchozích kapitolách, v současné době neexistuje levná a kvalitní alternativa ke drahým komerčním protetickým chodidlům. Tato práce si klade za úkol vyzkoušet nový způsob výroby využívající 3D tisk **plastových** materiálů pomocí **Multi Jet Fusion** (MJF) technologie.

Aditivní technologie byla v oblasti protetiky-ortotiky úspěšně otestována, avšak aditivní výroba protetického chodidla byla zkoušena poměrně okrajově. Vytištěna

chodidla byla z plastu, vhodná jen pro interiérového uživatele a nebyla dostatečně otestována. Plastové protetické chodidlo, vhodné pro aktivního pacienta, 3D tiskem nikdy vyrobeno nebylo. Také nebylo příliš využito výhod a možností různých lokálních struktur, které je možné do konstrukce zahrnout a 3D tiskem vyrobit. V neposlední řadě dosud pro protetické aplikace nebyla vyzkoušena metoda MJF, a tak půjde o její první použití.

Pokud se podaří úspěšně vyrobit funkční chodidlo, které bude následně dostatečně otestováno, vznikne definitivně nová výrobní varianta. Ta by, s ohledem na trendy v oblasti 3D tisku, v krátké budoucnosti měla být mnohem levnější i rychlejší. Kvalitní protetické pomůcky se tak zpřístupní široké oblasti pacientů, kteří až doposud neměli možnost jich využívat.

Pokud se naopak během řešení práce nebo testování vzorku prokáže, že tato metoda není vhodná, bude se jednat také o důležité zjištění a bude potřeba hledat nové způsoby jak tato chodidla vyrobit kvalitně a levněji

2.3 Podstata a cíle diplomové práce

Podstatou této diplomové práce je návrh protetického chodidla dynamického typu, které bude vyrobeno pomocí aditivních technologií a demonstrování použití tohoto výrobního postupu, který poskytuje velký potenciál, aby v budoucnu zpřístupnil kvalitní protetická chodidla většímu počtu pacientů.

Hlavní cíle tedy jsou:

- návrh protetického dynamického chodidla
- výroba pomocí aditivních technologií
- otestování chodidla mechanickými testy
- chodidlo vhodné a dostačující pro uživatele 2. stupně pohybové aktivity
- mechanické, dynamické i kinematické parametry vyrobeného chodidla srovnatelné s parametry komerčně vyráběných dynamických chodidel

2.4 Postup řešení a použité metody

Použité metody a jednotlivé etapy řešení této práce jsou následující:

1. Stanovení požadavků na chodidlo

Stanovení přesných požadavků a parametrů, jež bude muset chodidlo splnit. Definice okrajových podmínek pro následné simulace.

2. Vytvoření výpočtového modelu v programu ANSYS

V programu ANSYS bude vytvořen a odladěn výpočtový model pro MKP analýzu, kde se bude testovat pevnost a deformace struktury chodidla.

3. Vytvoření CAD modelu v programu NX

V programu NX bude vymodelován 3D model chodidla, jež bude v dalším kroku optimalizován.

4. Cyklus návrhů a analýz

Tento krok bude časově nejnáročnější. Bude se jednat o iterační cyklus, kdy se budou vytvářet, analyzovat a modifikovat různé návrhy chodidla, dokud nebude dosaženo požadované tuhosti (tj. požadovaných deformací při daném zatížení), dále pevnosti a tedy i bezpečnosti skeletu.

5. Výroba prototypu

Pomocí MJF technologie bude poté z plastového materiálu vyhotoven prototyp.

6. Mechanické testování prototypu

Na standu pro dynamické testování dolních končetin proběhnou zátěžové testy dle normy ISO 10328, jež popisuje testování protetických pomůcek.

3 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

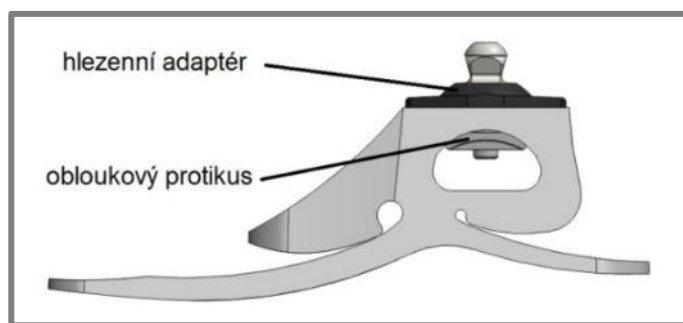
3.1 Požadavky návrhu

Před samotným započítím navrhování bylo potřeba si stanovit přesné požadavky na chodidlo, a jelikož tato práce probíhá pod záštitou protetické firmy, bylo tak učiněno ve spolupráci s nimi.

Kromě požadavků kladených na protetická chodidla obecně, jako je tlumení rázů při došlapu, umožnění odval chodidla a následně odraz ze špičky, tj. chodidlo umožňuje jak plantární, tak dorzální flexi, případně dalších požadavků, jež byly všechny už podrobně popsány v kapitole první, jsou pro konstrukci chodidla jako takovou rozhodující zejména dvě informace, a to hmotnost pacienta a jeho pohybová aktivita. Tyto dvě informace určují, jak velká zatížení bude muset chodidlo zvládnout.

Dalším určujícím faktorem je pak samozřejmě velikost chodidla pacienta tj. stavební prostor pomůcky. Protetická chodidla jsou výrobci dimenzována tak, aby byla kompatibilní se standardními estetickými obaly. Tyto obaly se běžně na protézu nasadí a teprve následně se protéza vkládá do obuvi. Zde však mohou nastat zvláštní požadavky, podle různých amputací například na stavební výšku chodidla. Objevují se také některé protézy mající přímo svou vlastní podrážku, a není tak potřeba je nosit v obuvi.

Vše výše uvedené se v našem případě odvíjelo od pacienta, který bude vybrán protetickou firmou a jejich dalších specifických požadavků.



Obr. 3-1: Schéma systému upnutí chodidla k zbytku protézy [32]

Specifikace pro budoucí chodidlo:

- Pacient má **80 kg**.
- Pacient svým pohybem spadá do **2. stupně** pohybové aktivity, tj. konstantní chůze po běžném terénu.
- Bude se jednat o **levou** nohu o velikosti **27**.
- Nepředpokládá se nasazování estetického krytu. Bude tím získán větší modelovací prostor. Díky tomu může být konstrukce pomůcky bytelnější a splnit požadavky většího zatížení i při slabším materiálu.
- Pro upínání chodidla k protéze bude použito hlezenního adaptéru chodidel bez pohybu, který je ke skeletu připevněn svěrným spojením pomocí obloukového protikusu, jak je znázorněno na Obr. 3-1 výše.
- Standardní stavební výška tj. maximálně **120 mm**.
- Chodidlo bezkloubé, spadající do kategorie dynamických chodidel.
- Skelet navrhován pro 3D tisk pomocí **MJF** metody.

- Bude použit materiál polyamid **HP 3D High Reusability PA 12**. Specifikace viz tabulka níže.

Tab. 3-1: Charakteristiky materiálu PA 12 [92]

Mez pevnosti v tahu	48 MPa
Modul pružnosti v tahu	1800 MPa
Mez pevnosti v ohybu	70 MPa
Modul pružnosti v ohybu	1730 MPa
Tažnost	20%

3.2 Přípravná fáze návrhu

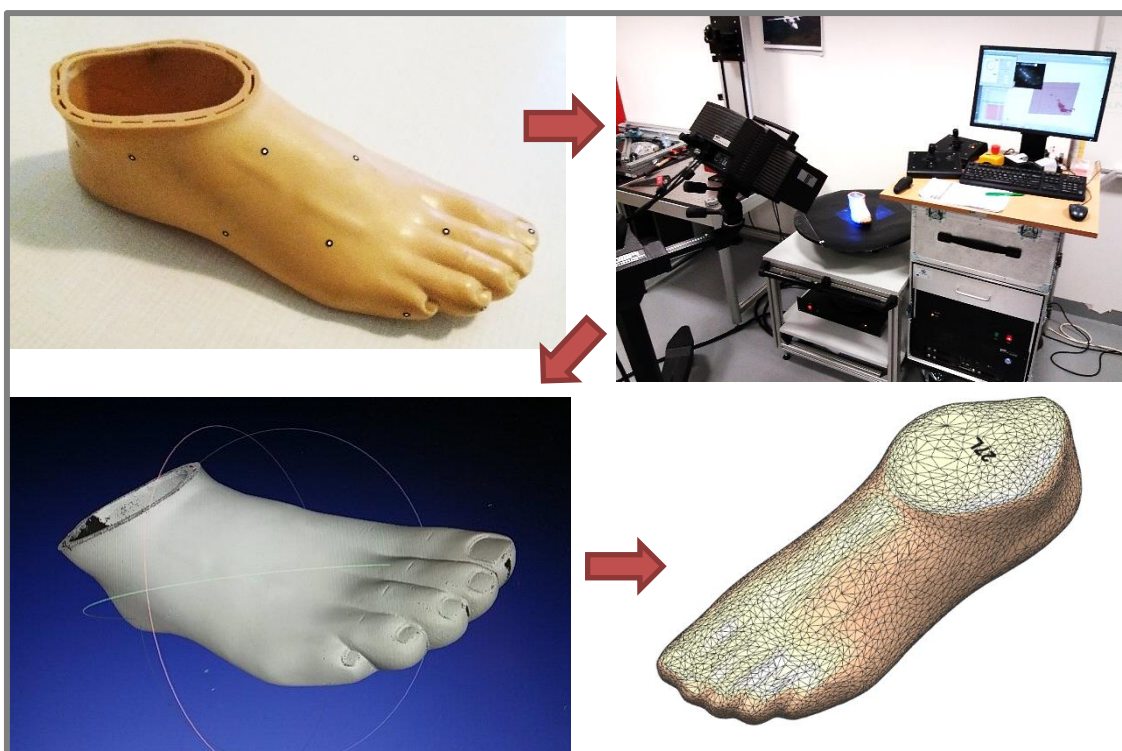
3.2

3.2.1 Digitalizace estetického krytu chodidla

3.2.1

Prvním krokem, jež předcházela samotné tvorbě konceptů, bylo získání 3D scanu obalu chodidla. To bylo učiněno prostřednictvím 3D skeneru ATOS III. Získaná data byla poté upravena v programech GOM Inspect a Meshlab.

Výsledkem byl zjednodušený 3D model obalu chodidla. Ten nám bude rozměrovým vodítkem při tvorbě CAD modelů chodidel. Celý proces je znázorněn níže na Obr. 3-2.

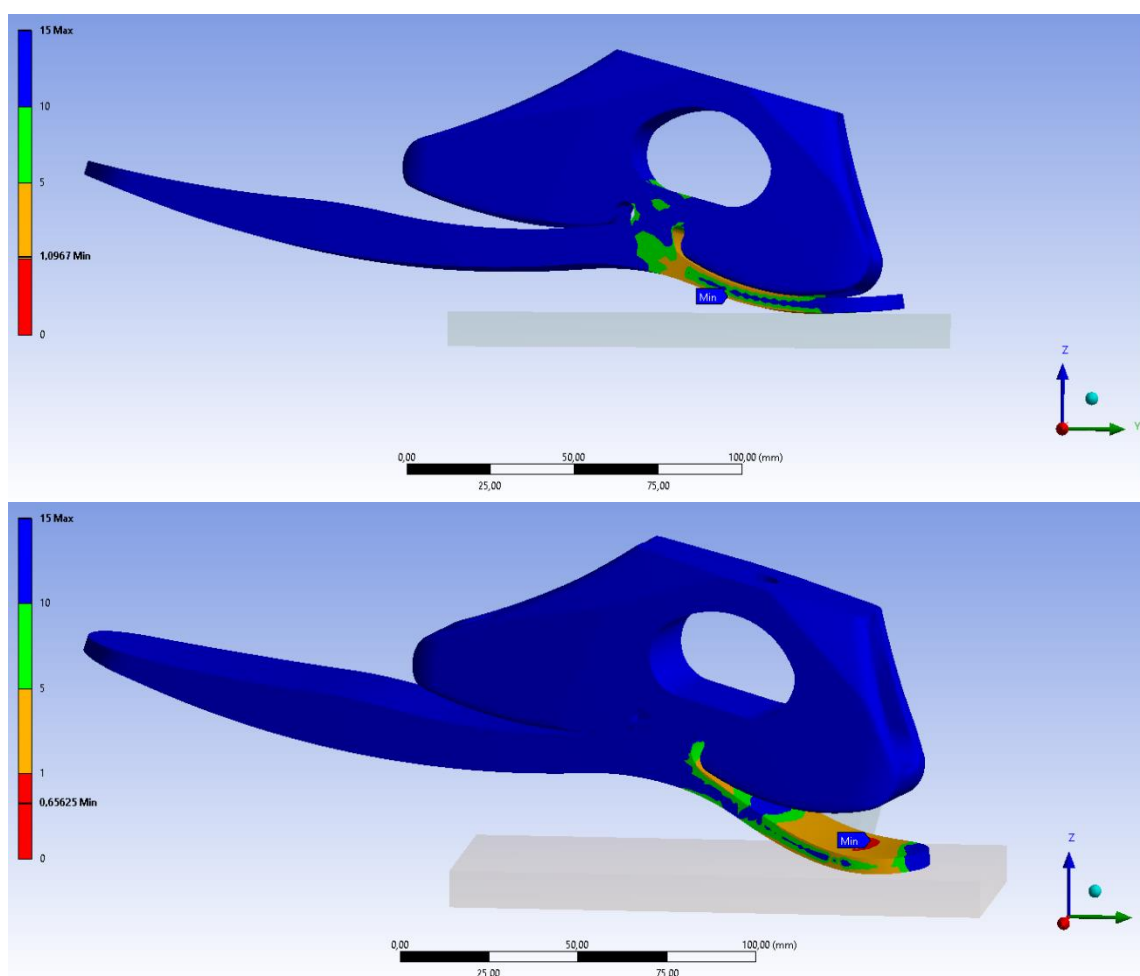


Obr. 3-2: Proces digitalizace estetického krytu chodidla

3.2.2 Prvotní simulace a návrhy

Jelikož tato práce částečně navazuje na práci Kopeckého [32], první fáze návrhu spočívala v analýze jím vytvořeného chodidla. Jeho chodidlo bylo vytištěno z pevnějšího, ale méně ohebného polykarbonátu. Mělo umožňovat změnu tuhosti pomocí výměnných dorazů, avšak ukázalo se, že polyuretanové dorazy byly příliš tuhé a při zatížení špice i paty, došlo na jejich hranici k velké koncentraci napětí a skelet v těchto místech po několika nášlapech prasknul.

Toto jsme si ověřili i pomocí MKP analýz, které jsme na jeho chodidle nyní provedli. Chyba tedy nastala v přílišném zjednodušení simulace, kdy Kopecký z důvodu náročnosti výpočtu, provedl MKP analýzu pouze bez dorazů. Ukazuje se, že bez dorazů je skelet v pořádku, avšak při implementaci dorazů dochází k jeho porušení už při zatížení kolem 500 N, kdy koeficient klesá pod hodnotu 1.



Obr. 3-3: MKP analýza chodidla Kopeckého. Zobrazen koeficient bezpečnosti při zatížení 1000N s a bez dorazů.

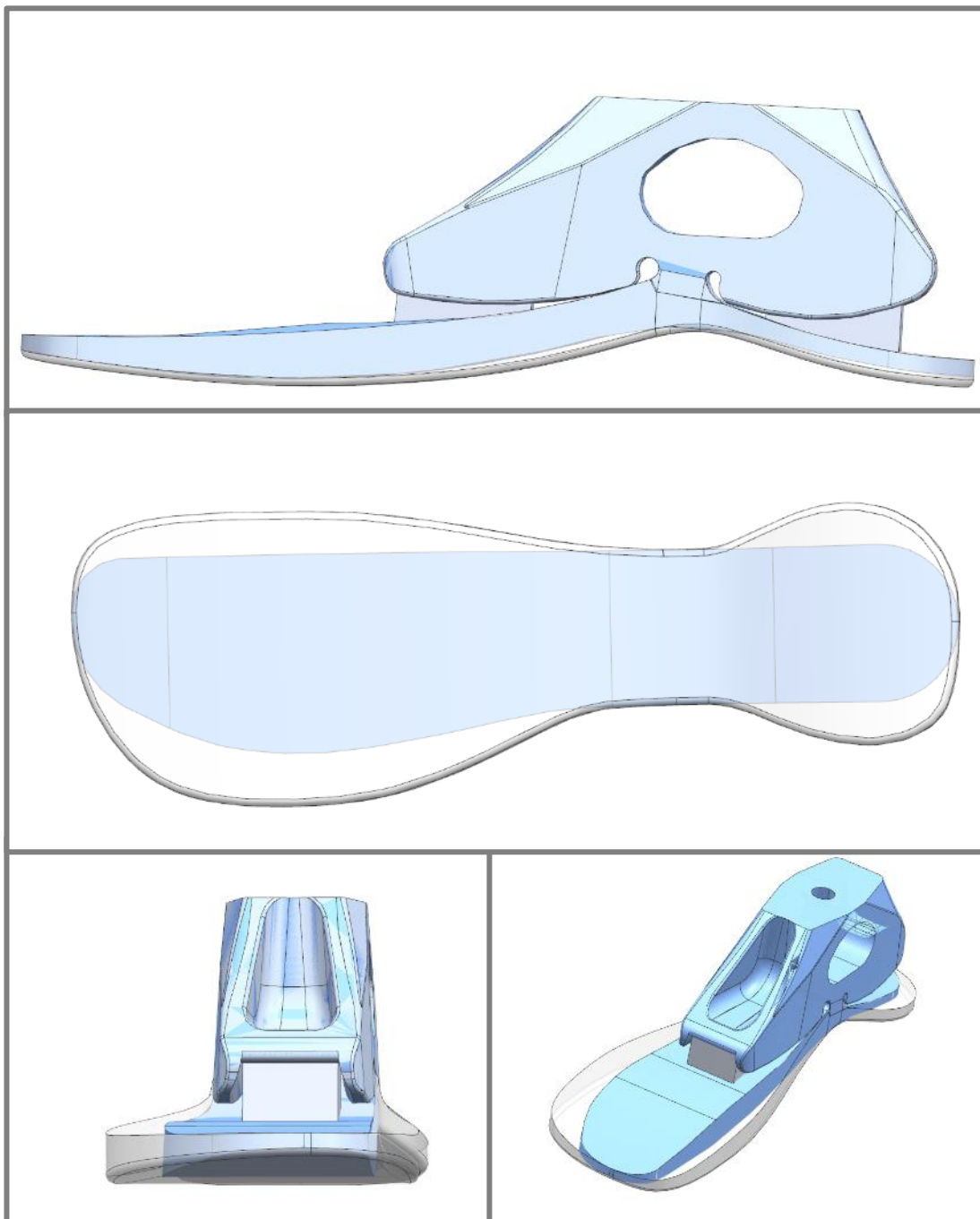
Byla tedy navržena úprava tohoto chodidla, se kterou se potenciálně počítalo jako z jednou z variant řešení. Nakonec z tohoto záměru však bylo upuštěno.

Došlo v první řadě k rozšíření pružiny špice a paty v laterálním směru. Toto bylo možno za již zmíněného předpokladu, že nebude na pomůcku nasazován

standardizovaný kryt. Zároveň byla mírně upravena tloušťka pružin tak, aby nedošlo k až přílišnému zvýšení tuhosti.

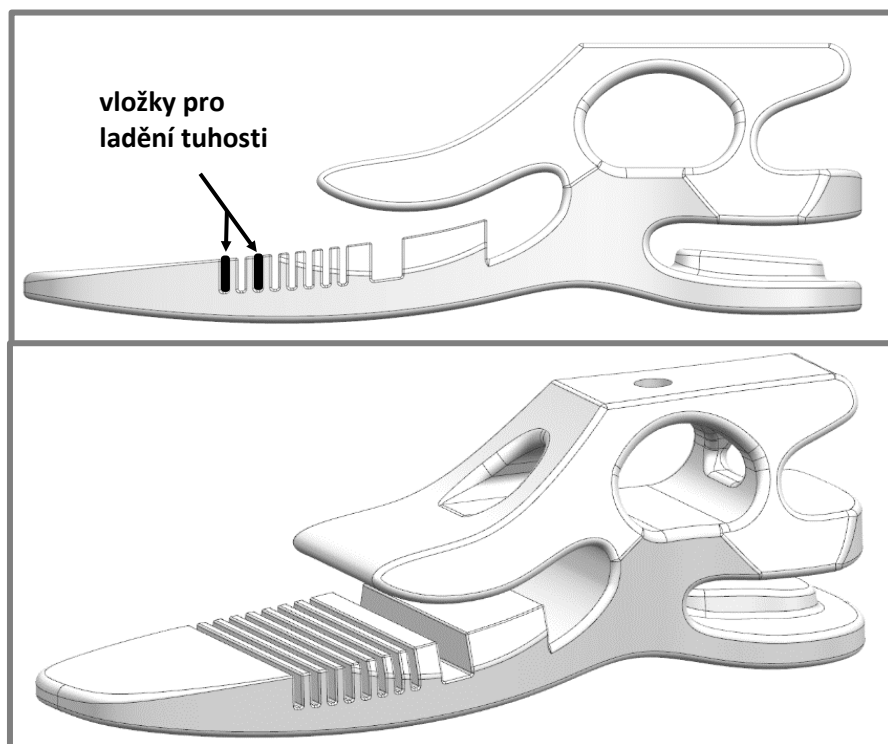
Výše zmíněnými úpravami naroste tuhost chodidla a zmenší se průhyby pružin. Toto by bylo kompenzováno použitím PUR dorazu s menší tvrdosti tak, aby byly zachovány dobré dynamické vlastnosti původního návrhu.

Poslední úprava spočívala v upravení geometrie pružiny špice, kdy byl odstraněn inflexní bod na její křivce. V tomto místě docházelo ke kumulaci napětí. Po odstranění inflexního bodu by měl být odval chodidla plynulejší a špice tím pádem rovnoměrněji zatěžována.

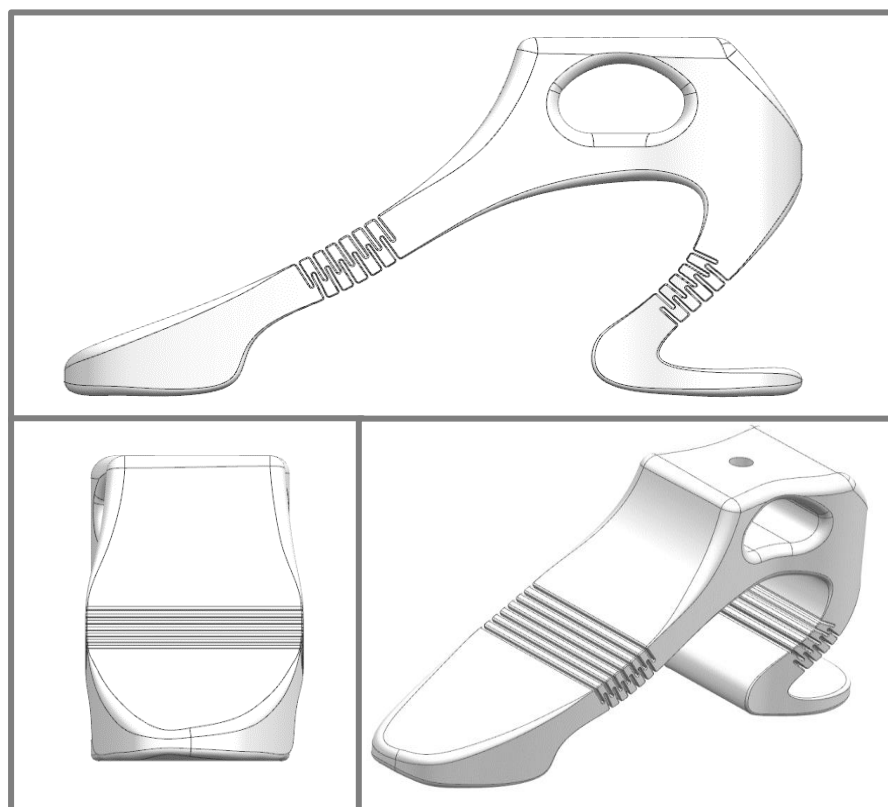


Obr. 3-4: Úprava chodidla Kopeckého – pohled z boku, zespod, zepředu a 3D pohled. Modře původní chodidlo.

Níže na Obr. 3-5 a 3-6 jsou pak zobrazeny ještě dvě další varianty, které byly vymodelovány v počáteční fázi práce a nebyly již dále rozpracovány. Varianta na Obr. 3-5 však byla inspirací pro další řešení.



Obr. 3-5: Koncept č. 2 - pohled z boku a 3D pohled.



Obr. 3-6: Koncept č. 3 - pohled z boku, zepředu a 3D pohled.

3.3 Konceptní řešení

3.3

K samotným konceptním návrhům bylo přistoupeno následovně. Byly řešeny samostatně jednotlivé části – část špice, část paty a celkové uspořádání skeletu protetického chodidla.

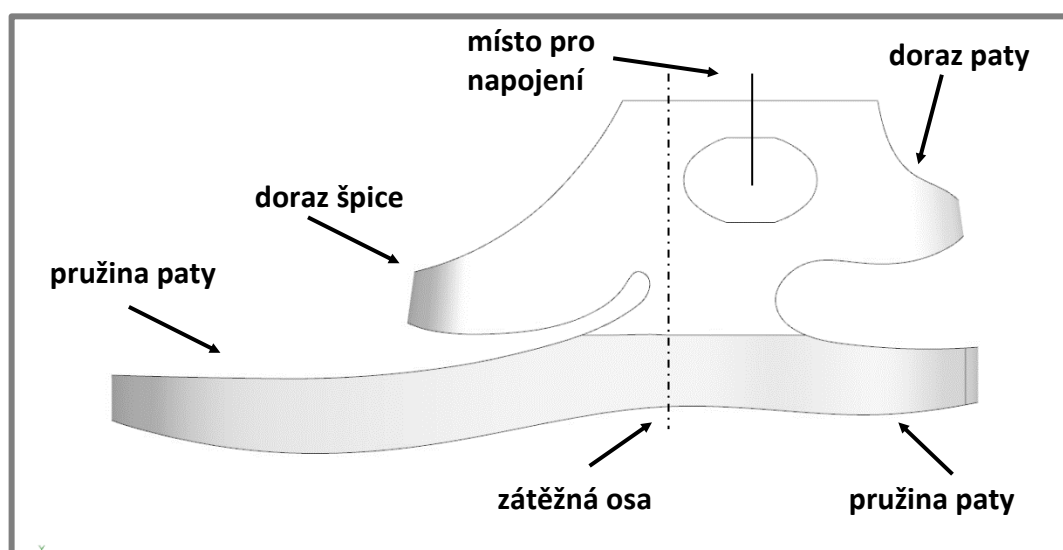
3.3.1 Celkové uspořádání skeletu chodidla

3.3.1

Přestože byly uvažovány i některé jiné varianty vzájemného rozložení a tvarů tři stěžejních částí chodidla, tedy patní pružiny, pružiny špice a části pro napojení na horní část protézy (viz např. koncept č. 3 výše, také Obr. 2-60), bylo nakonec rozhodnuto s přihlédnutím k materiálu, že bude nejvhodnější zachovat to rozložení, jež už zkoušel Kopecký [32].

Jedná se tedy o rozložení se samostatnou pružinou špice a paty, jež jsou uprostřed spojeny. Střed je tuhý a funguje jako bod, o který se pružiny ohýbají. Napojení na další části protézy je v horní části, lehce odsazené od zátěžné osy, která prochází chodidlem ve 2/3 směrem od špice. Toto odsazení je žádané, jelikož napomáhá stabilitě pacienta.

Jelikož plastový materiál nedisponuje takovou pevností a pružností jako například uhlíkové kompozity, je potřeba v určité fázi došlapu zapojit dorazy, které jsou umístěny nad pružinami. Tento doraz vymezí pohyb pružiny, vyztuží ji a zamezí dalšímu ohýbání a následnému prasknutí.



Obr. 3-7: Prostorové rozvržení a jednotlivé elementy skeletu chodidla

3.3.2 Řešení přednoží chodidla

3.3.2

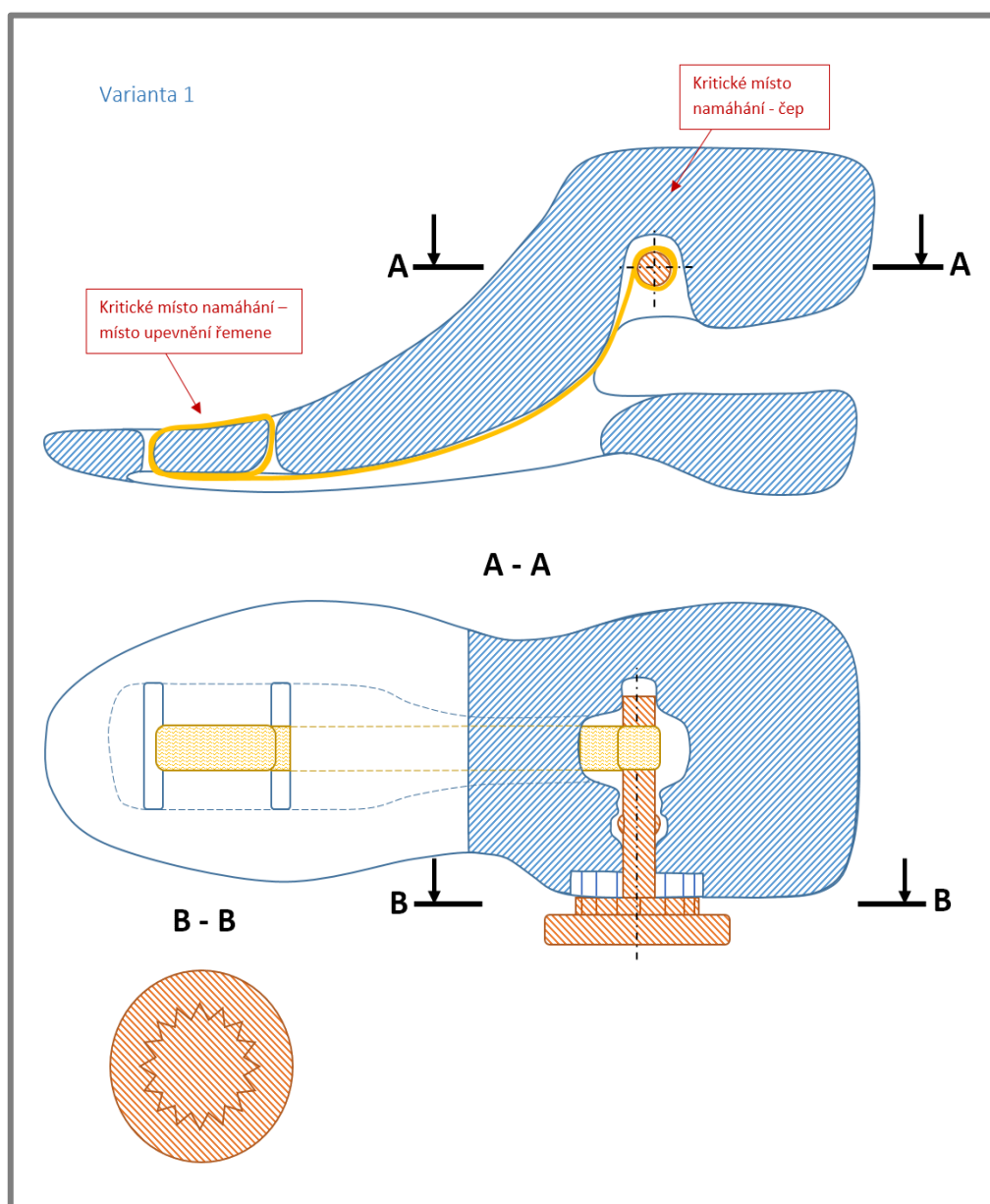
Jelikož rozložení skeletu bylo dané a přesný tvar špice a jejího dorazu vzejde až z MKP analýz, stalo se předmětem konceptů to, jak vyřešit úkol, jež jsme si dodatečně vytýčili. Chceme se pokusit, aby chodidlo umožňovalo v určitém rozsahu měnit jeho tuhost, a to snadno samotným pacientem dle jeho potřeby.

Toto sice nebylo stanoveno v zadání práce, ale jednalo by se o přidanou hodnotu chodidla ve formě funkce, jež není běžná. Vzhledem k velmi nízké mezi pevnosti dostupného materiálu však bylo zřejmé, že nebude snadné výše zmíněné realizovat.

1. Řešení nastavitelné tuhosti za pomoci řemene

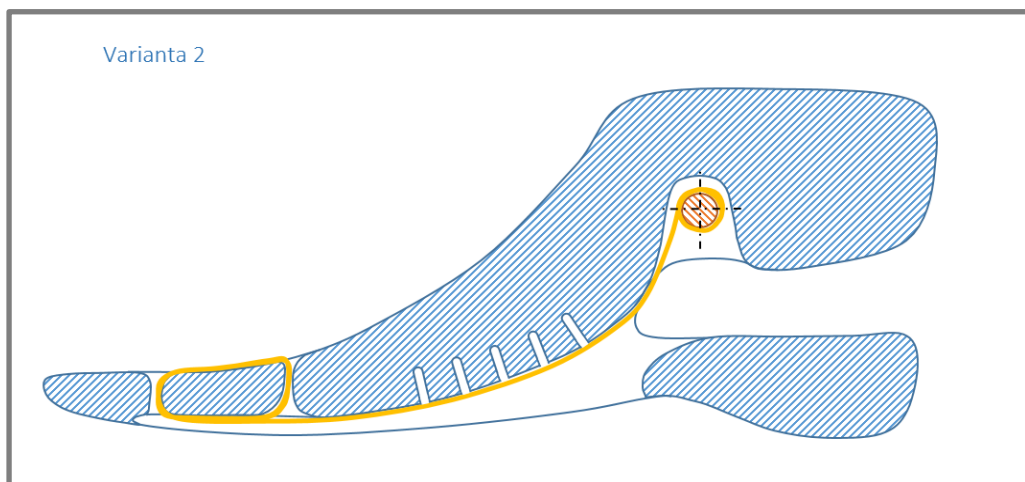
Tuhost špice by se nastavovala délkou řemene. Řemen by se nemusel přímo předeplínat, pouze by se nastavila jeho délka tak, aby se zapojil až v určité fázi stlačení špice a zvýšil její tuhost. Ideální by bylo, pokud by řemen byl určitým způsobem elastický, tj. dokázal se natahovat jako guma a zadržovat/ uvolňovat deformační energii.

Řemen veden spodem chodidla, kde je pro něj drážka. Jeden konec upevněn v přední části špice, druhý namotán na čepu. Pootočením čepu se nastaví délka řemene. Poloha otočení čepu zajištěna tvarovým stykem – mnohoúhelník na zadní straně kola zapadne do mnohoúhelníku v boku chodidla. Axiální zajištění čepu pomocí tvaru – výběžky na čepu zapadnou do dutiny. Pro pootočení čepu je potřeba čep povytáhnout. Po otočení opět zaklapnout zpět.



Obr. 3-8: Koncept špice č. 1 – změna tuhosti pomoci řemene, varianta 1

Ve variantě 2 přidány do chodidla úzké drážky. Přitažením řemene by se mohlo postupně drážky uzavírat a zvyšovat tím dle potřeby postupně tuhost špice.



Obr. 3-9: Koncept špice č. 1 – změna tuhosti pomocí řemene, varianta 2

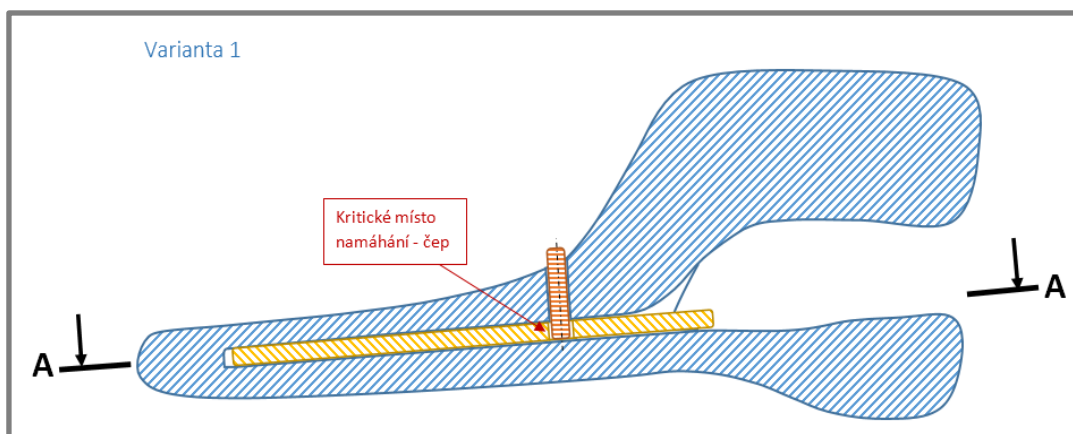
Otázky ke konceptu č. 1:

- Materiál čepu – plast nejspíš nedostatečný, kov?
- Materiál řemene (lana)?
- Místo a způsob upevnění řemene?
- Axiální zajištění čepu – nebude příliš těžké čep vtlačit?
- Síla pro pootočení čepu – nebude příliš velká zejména při pokusu o předepnutí?

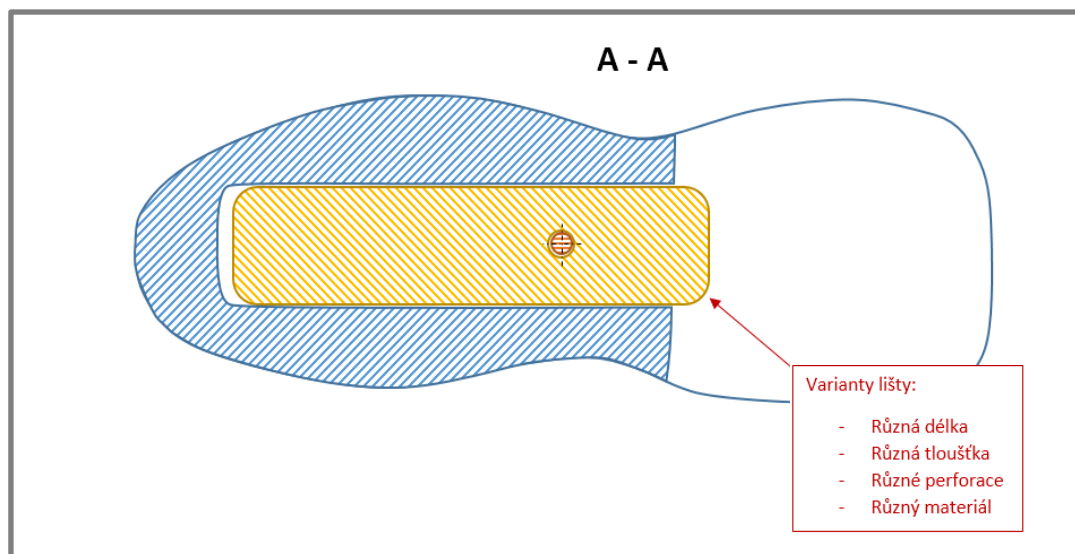
2. Řešení nastavitelné tuhosti vkládáním různých lišt

Tuhost špice by se měnila vkládáním odlišných desek/lišt do dutiny špice. Desky mohou mít různou tloušťku, délku, perforace nebo být z jiného materiálu (plast, karbon, kov).

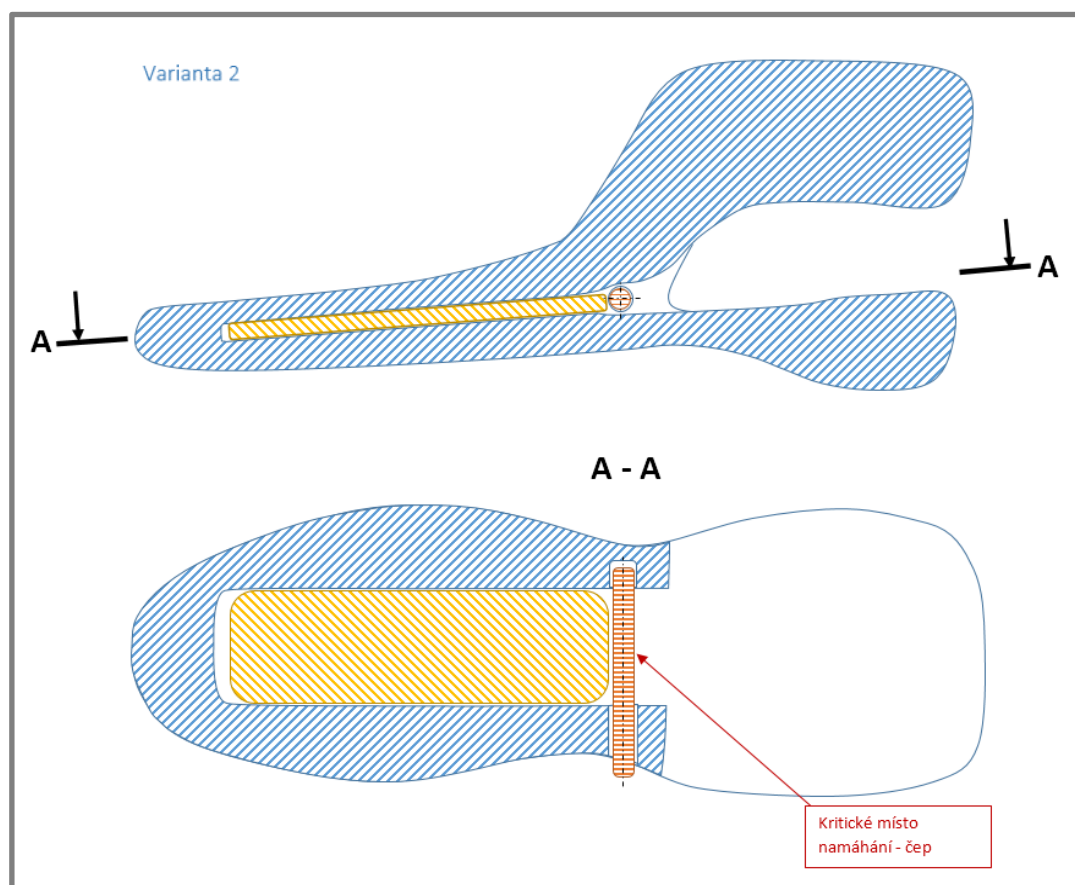
Axiální zajištění desky pomocí kolíku (jeden nebo dva vedle sebe), případně šroubu nebo tvarového zámku. Varianta 2 řeší zajištění desky kolíkem zboku.



Obr. 3-10: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 1 – boční řez



Obr. 3-11: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 1 – horní řez



Obr. 3-12: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 2

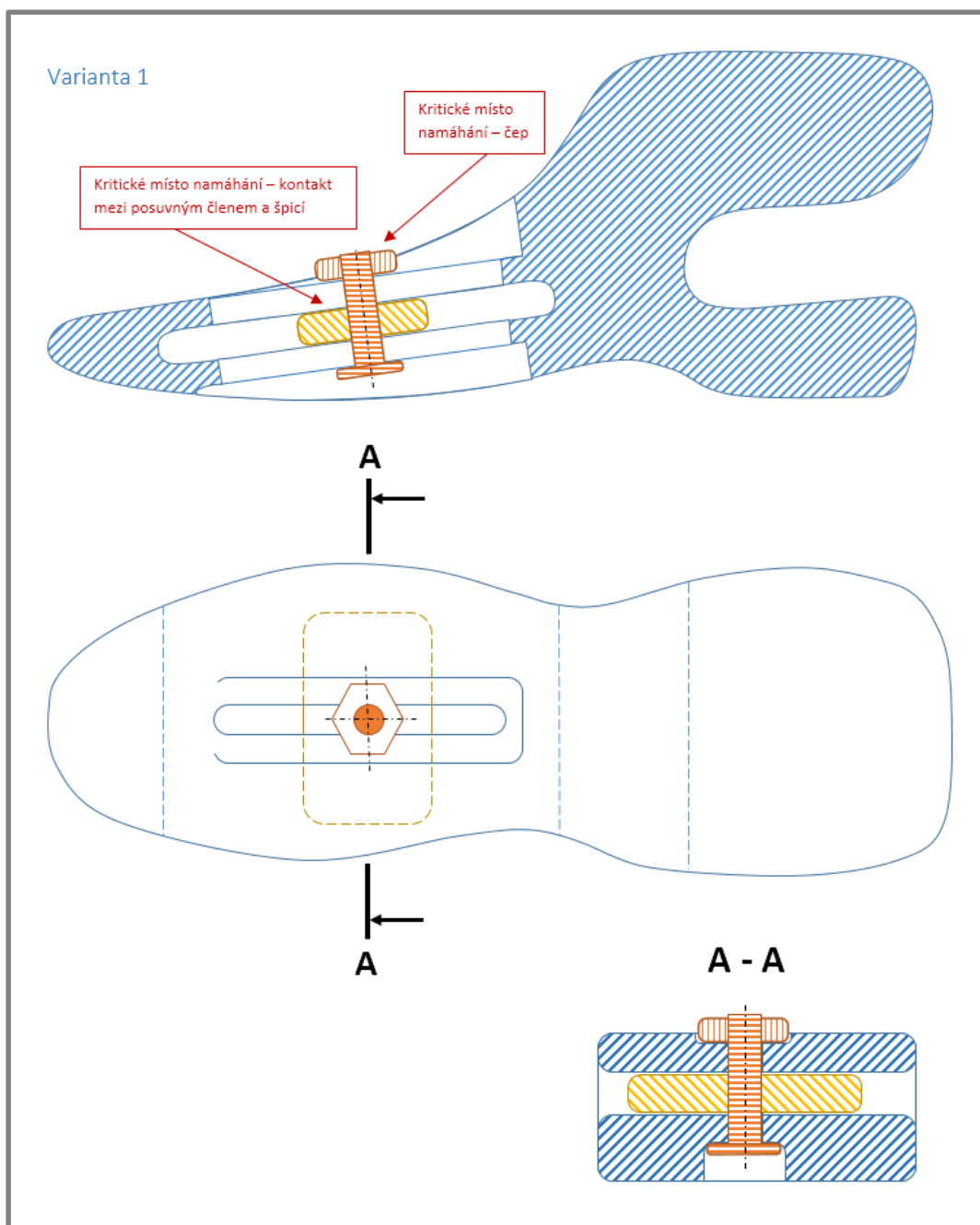
Otázky ke konceptu č. 2:

- Materiál čepu – plast nejspíš nedostatečný, kov?
- Materiál lišty (plast, karbon, kov)?
- Axiální zajištění lišty - způsob a poloha?
- Zajištění kolíku proti vypadnutí?

3. Řešení nastavitelné tuhosti posuvným členem

Tuhost špice by se měnila změnou polohy posuvného členu v přední části. Posuvný člen vložen z boku do mezery ve špici chodidla.

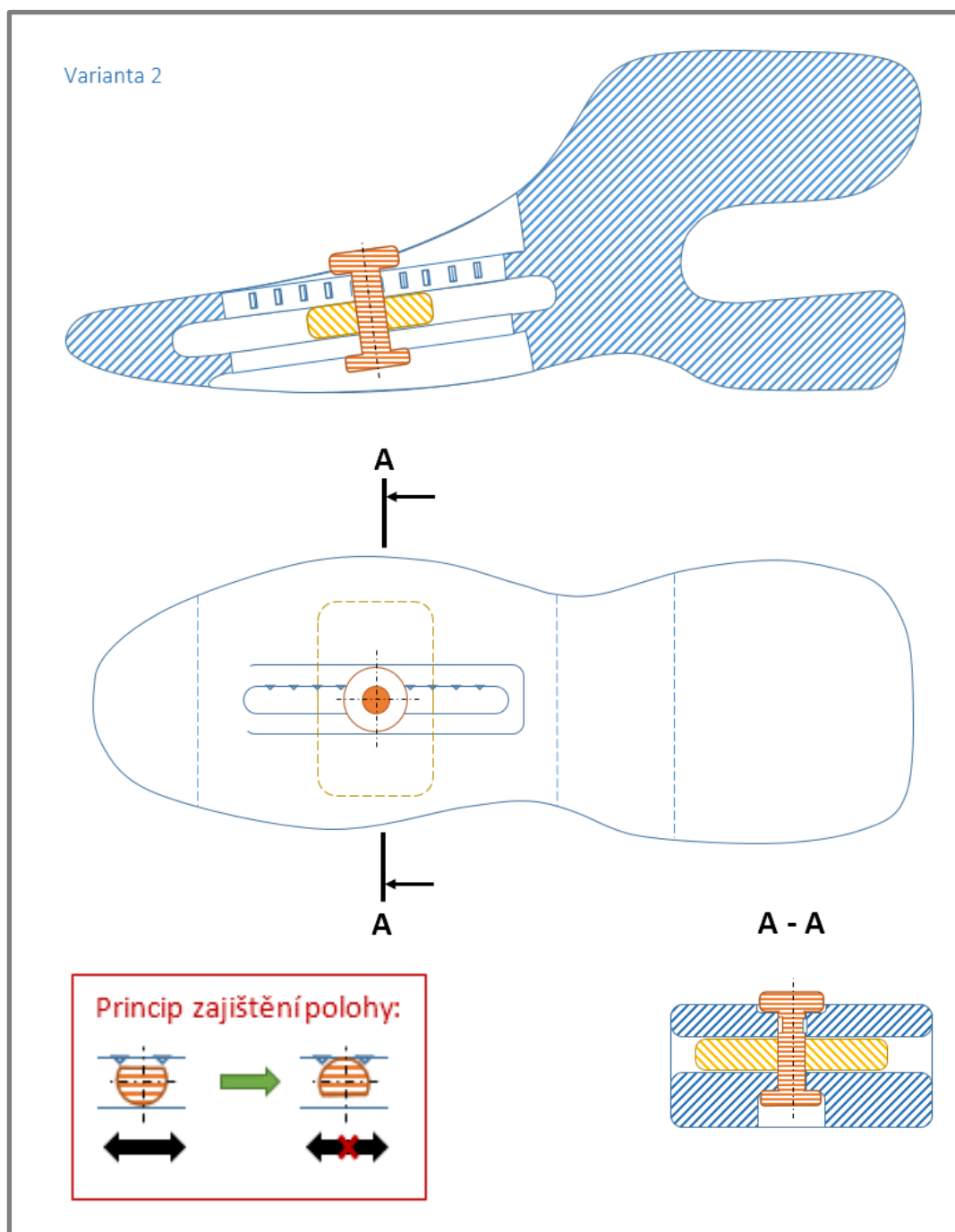
Jeho pozice fixovaná pomocí čepu a matice, jež se pohybují v drážkách. Posunutím členu dopředu se tuhost špice zvýší, opačným směrem klesá.



Obr. 3-13: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 1

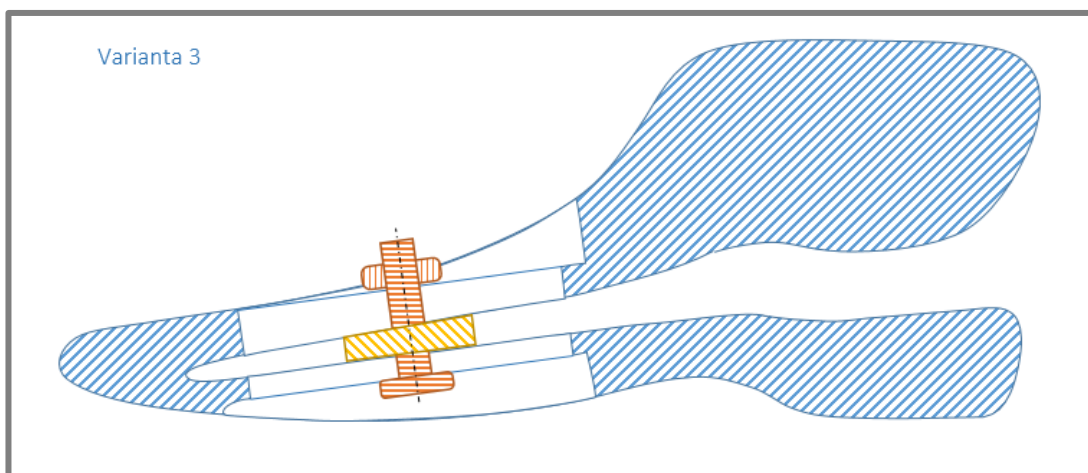
Ve variantě 2 je poloha posuvného členu zajištěna pomocí tvarových zámků – zoubků v drážce čepu. Čep má v sobě vybrání, které umožňuje vyhnout se zoubkům, pokud se čep správně natočí. Opětovné otočení čepu zajistí opět fixaci polohy

posuvného členu. Tato varianta by umožňovala (v případě shodných materiálů chodidla a posuvného členu) 3D tisk celé sestavy vcelku.



Obr. 3-14: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 2

Třetí varianta navrhuje propojit patní pružinu a pružinu špice, kdy horní část skeletu je spojena pouze v přední části. Posuvný člen funguje jako klín, který rozevívá mezeru mezi horní a dolní částí chodidla. Změnu polohy posuvného členu by se tak měnila, kromě tuhosti špice, zejména tuhost paty a také výška podpatku.



Obr. 3-15: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 3

Otázky ke konceptu č. 3:

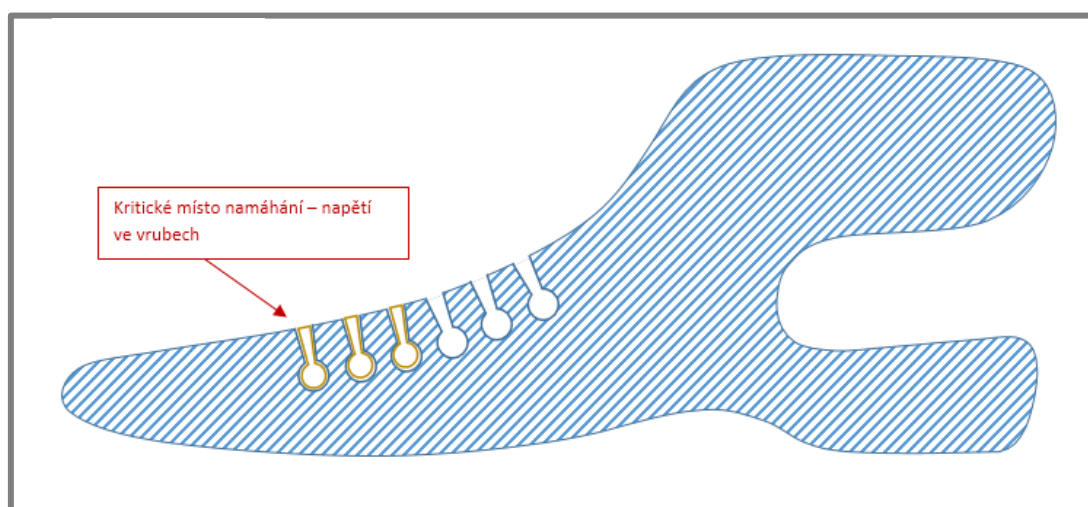
- Materiál čepu – kov, plast nejspíš nedostatečný?
- Materiál posuvného členu (plast – tvrdý nebo měkký, karbon)?
- Zajištění posuvného členu – šroub a matice nebo vytištěný čep a tvarový zámek?

4. Řešení nastavitelné tuhosti vkládáním členů do drážek

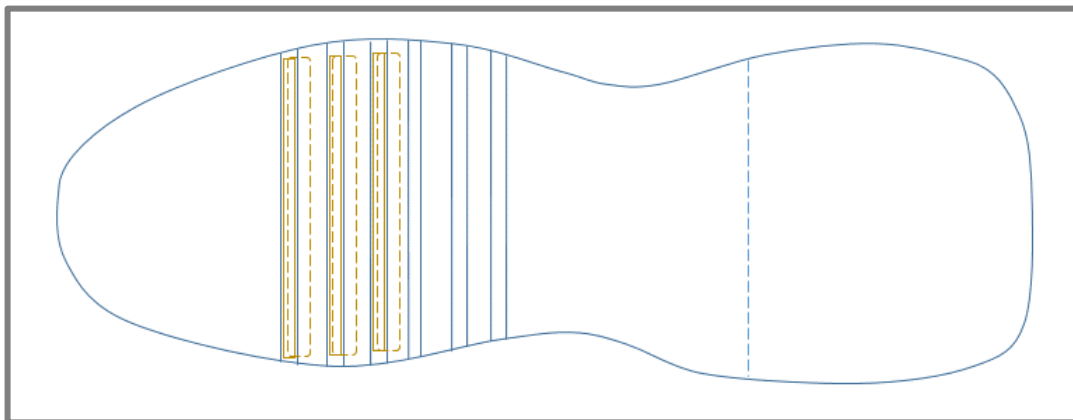
Tuhost špice by se měnila vkládáním elementů do zářezů vytvořených v přednoží.

Zářezy upraveny tak, aby pokud možno nedocházelo ke koncentraci vrubového napětí. Tato geometrie zároveň poslouží k fixaci vložených elementů.

Vkládané elementy mohou být různé tloušťky, tvaru nebo z materiálu různé tuhosti.



Obr. 3-16: Koncept špice č. 4 – změna tuhosti vkládáním členů do drážek – boční řez



Obr. 3-17: Koncept špice č. 4 – změna tuhosti vkládáním členů do drážek – horní pohled

Otázky ke konceptu č. 4:

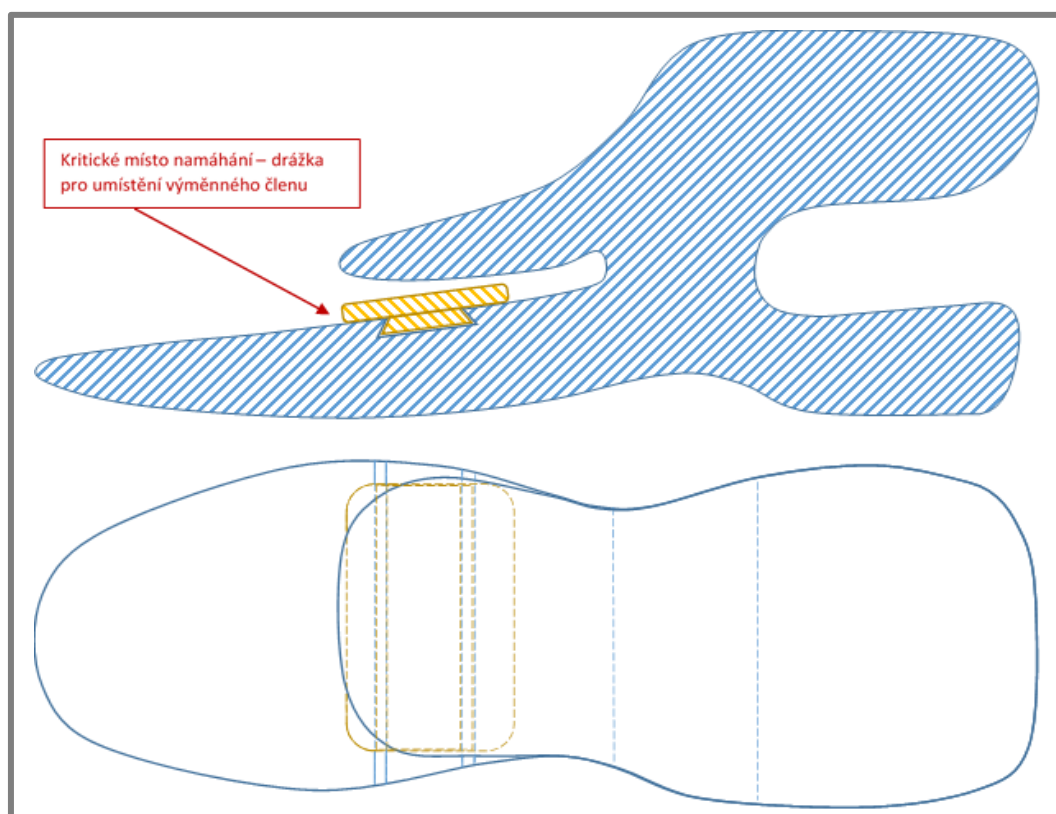
- Vrubové napětí – nebude pro tento plast příliš velké?
- Je potřeba fixace elementů v příčném směru?

5. Řešení nastavitelné tuhosti vkládáním členů mezi doraz a pružinu špice

Tuhost špice by se měnila vkládáním členů různé tloušťky do drážky v pružině přednoží. Různou tloušťkou použitých členů by se měnila výška mezery mezi pružinou a dorazem špice, a tím i fáze, kdy dojde k vymezení vřle a vyztužení špice.

Drážka rybinového typu zároveň člen zajistí proti vypadnutí.

Vkládané členy mohou být z různého materiálu (jiný plast, pryž), čímž dojde ještě k zvýraznění změny tuhosti.



Obr. 3- 18: Koncept špice č. 5 – změna tuhosti vkládáním členů mezi doraz a pružinu špice

Otázky ke konceptu č. 5:

- Jak velká může být výška mezi dorazem a pružinou špice? V jak velkém rozsahu tloušťek lze použít členy?
- Koncentrace napětí v drážce – nebude pro tento plast příliš velké?
- Je potřeba fixace elementů v příčném směru?

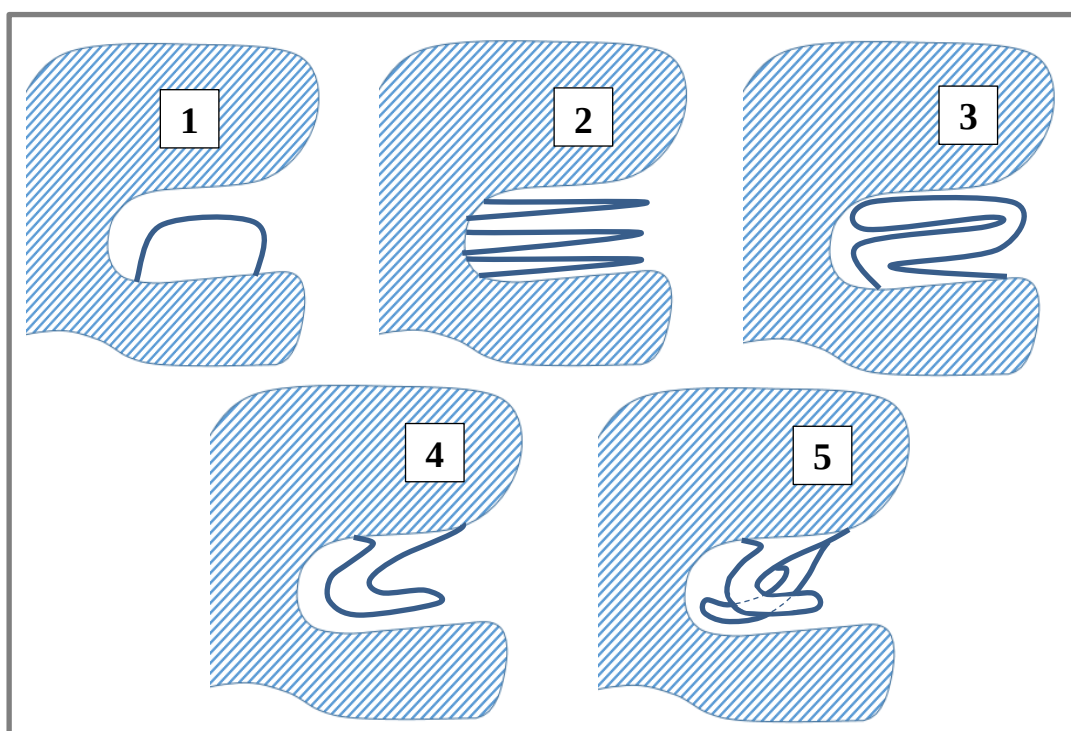
3.3.3 Řešení oblasti paty

3.3.3

Platí totéž, co pro část špice, tedy že přesný tvar paty a jejího dorazu vzejde až z MKP analýz. Pata má zejména za úkol tlumit rázy při dopadu na ní, proto se často pod skelet lepší tlumicí vrstva, ta bude možná aplikovaná i zde.

Co se týče tvaru dorazu, nabízí se několik variant, níže je znázorněno pět:

1. Varianta s klasickým dorazem. Ten může být z plastu nebo z měkčího materiálu např. pryže nebo PUR, pak uchycen lepeným spojem.
2. Varianta s lamelami. Jednalo by se o větší počet tenkých lamel, které při stlačování budou postupně dosedat na sebe a tlumit pohyb.
3. Varianta pružina. Tato varianta počítá s vytisknutým tvarem fungujícím jako stlačitelná pružina, která při došlapu bude opět tlumit a vymezovat pohyb v místě paty.
4. Varianta obloukový doraz. Na rozdíl od předchozích vychází z horní části. Umožňuje tak volný průhyb pružiny paty, dokud nedojde ke kontaktu. Záleží pak na jeho tuhosti, zda umožní další deformaci.
5. Varianta se dvěma protichůdnými dorazy. Dorazy se zapojí v jiné fázi deformace a na jiných místech. Po zapojení obou se jejich efekt spojí.



Obr. 3- 19: Koncepty dorazu paty – klasický doraz, doraz z lamel, doraz ve tvaru pružiny

4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

Z výše popsaných konceptů změny tuhosti byla zvolena varianta, kdy tuhost špice bude měněna vkládáním vložek do mezer v horní části špice.

Pro tuto variantu mluví její jednoduchost a fakt, že není potřeba nutně použít žádné kovové díly nebo díly z jiného materiálu. Vše, včetně vložek by se mělo vytisknout 3D tiskem. Tyto fakta splňuje i koncept č. 5, ale zde hrozí, že při nízkých zatíženích tuhost nepůjde efektivně ovlivnit. Proto byl dán přednost **konceptu č. 4**.

Patní doraz bude nejprve řešen formou tvaru připomínajícím pružinu tj. **variantou č. 3**. Tato varianta by měla umožňovat dostatečný rozsah deformace a postupný nárůst tuhosti. Na rozdíl od varianty č. 1 ji lze vytisknout a není potřeba lepení. Varianta je také jednodušší oproti té s lamelami nebo dvěma dorazy.

Pokud nebude varianta č. 3 správně fungovat, lze ji snadno nahradit variantou s obloukovým dorazem, která je jednodušší a měla by také umožnit při správném odladění dostatečnou a postupnou deformaci.

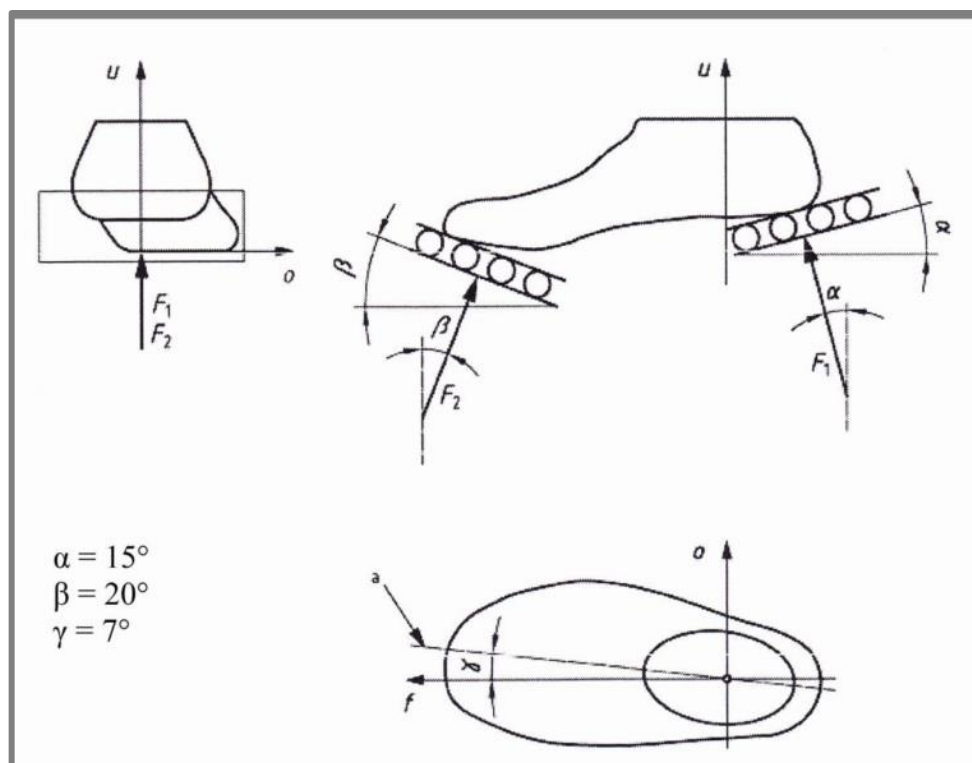
Samotný typ skeletu a jeho rozvržení bylo již popsáno v předchozí kapitole.

Po vybrání konceptů pro realizaci nyní následoval proces optimalizace, od počátečního návrhu až k návrhu, jež bude odpovídat požadavkům. Toto bylo prováděno prostřednictvím MKP analýzy v programu ANSYS.

4.1 Popis MKP simulace

MKP analýzou byla simulována statická zkouška, jež je popsána v normě ISO 10328. [93] Nákres podmínek je vidět níže. Statická zkouška se dá rozdělit na dvě části – zkoušku paty a zkoušku špice a slouží k ověření pevnosti daných částí.

Při statické zkoušce pevnosti paty je chodidlo vychýleno o úhel α od směru působení síly, tedy do dorzální flexe. Naopak při zkoušce špice je vychýleno o úhel β do plantární flexe. V transverzální rovině je chodidlo natočeno do abdukce o úhel γ .



Obr. 4-1: Schéma rozvržení statické zkoušky podle ISO 10328 [93]

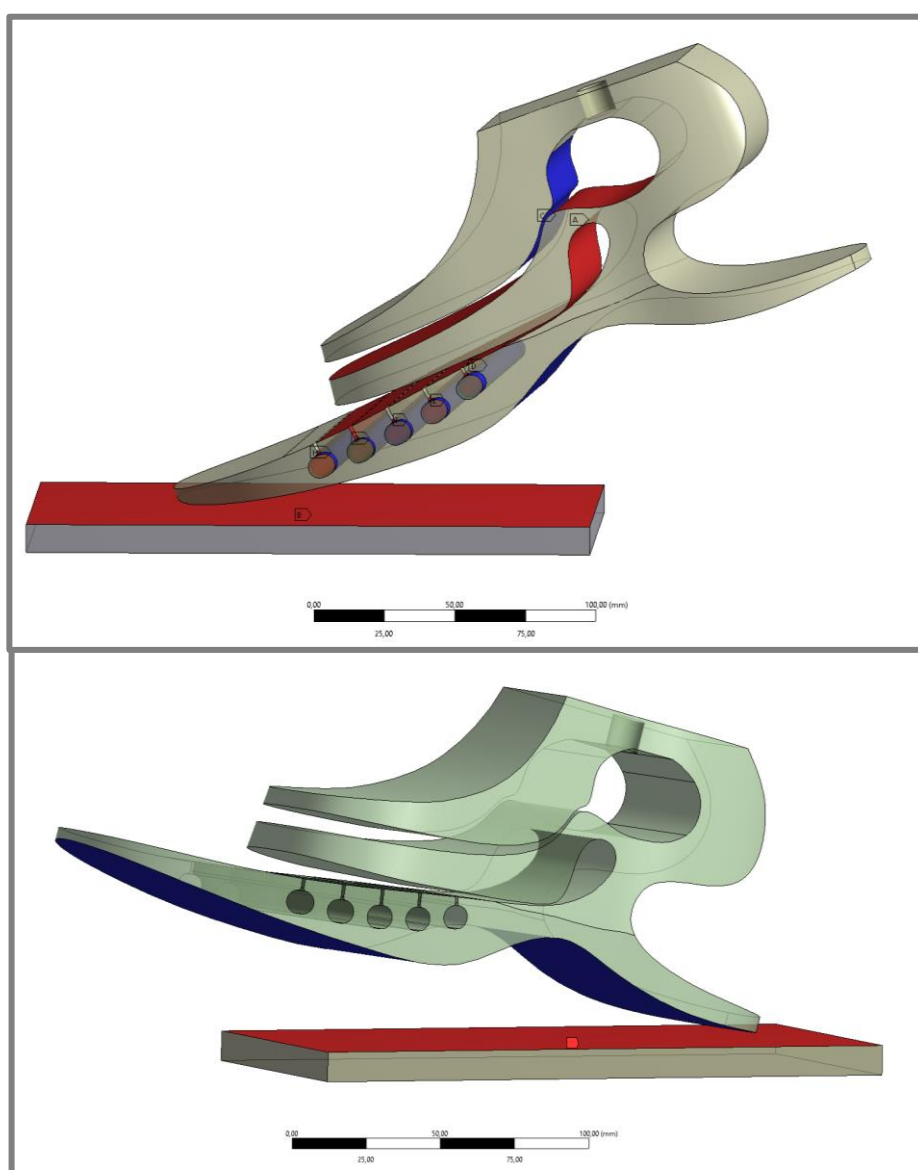
4.1.1 Nastavení kontaktů mezi tělesy

Nastavení kontaktů lze vidět níže na obrázcích, jak pro zkoušku paty, tak špice.

Mezi chodidlem a deskou byl vždy kontakt bez působení tření, stejně jako mezi jednotlivými plochami chodidla, které na sebe dosedaly. V případě desky je to žádané, aby tření pro co nejpřesnější průběh zkoušky bylo co nejmenší. V případě ploch chodidla bylo tření zanedbáno, protože docházelo k minimálnímu tečnému pohybu, plochy na sebe pouze dosedaly.

Pokud byly do mezer špice vkládány vložky, byl mezi jejich povrchem a povrchem chodidla volen kontakt s koeficientem tření 0,3.

Konkrétní nastavení kontaktů, ale vždy záleželo na konkrétním testovaném modelu, zda například nebyla vytvořena nová styčná plocha, nový prvek, doraz nebo zda právě byla testována změna tuhosti a použity určité vkládané členy.



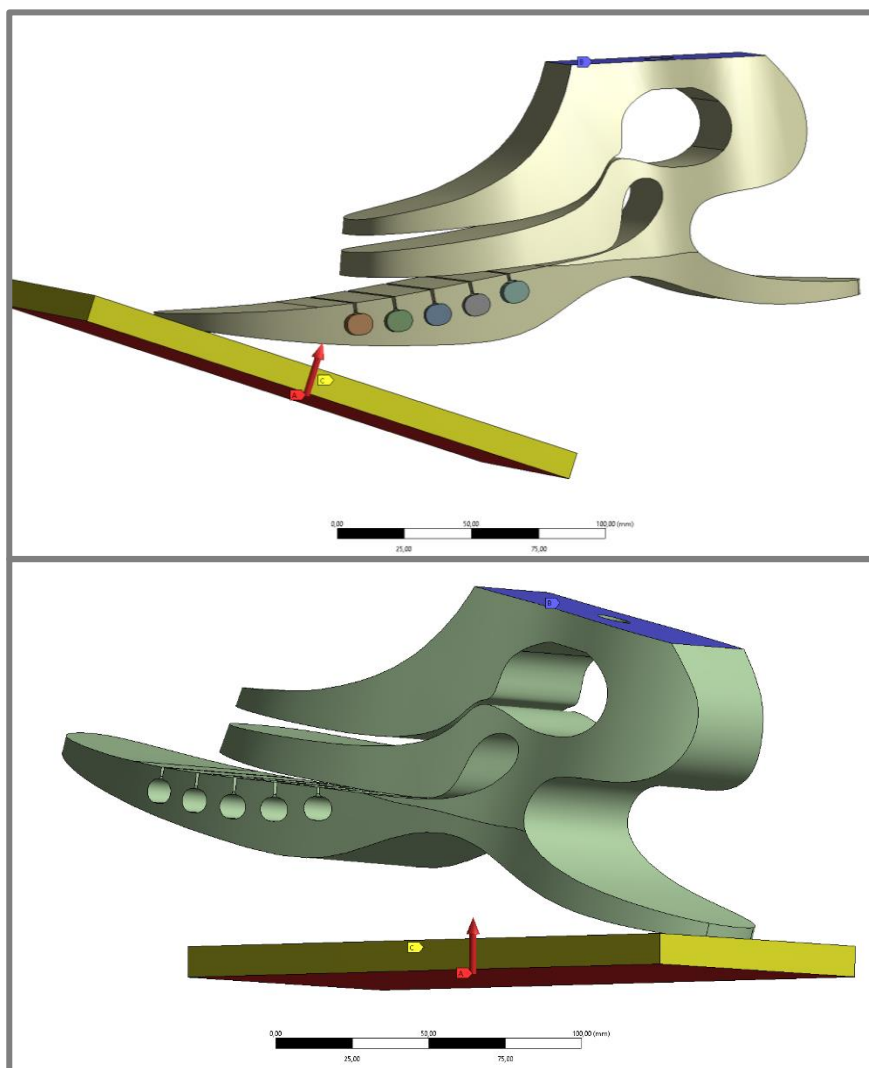
Obr. 4-2: Příklad nastavení kontaktů v MKP modelu

4.1.2 Nastavení okrajových podmínek

Pro správný průběh bylo potřeba správně omezit stupně volnosti. Horní plocha chodidla, kde je běžně umístěn adaptér s pyramidou (níže modře), byla vetknuta a zátěžové desce (níže žlutě) byl umožněn pouze pohyb ve směru působení zátěžné síly.

Zátěžná síla působila kolmo na plochu desky (níže červeně) a její hodnota, během 60 sekund postupně stoupala až na maximální hodnotu.

Norma ISO 10328 stanovuje pro zkušební zatěžovací úroveň P5, jež je určena pacientům s hmotnosti od 80 do 100 kg maximální zatížení při statické zkoušce na **4480N**. [93]



Obr. 4-3: Nastavení silových vazeb v MKP modelu

4.1.3 Nastavení materiálů

Pro chodidlo i vkládané elementy byl volen materiál PA 12. Pro něj byl v programu vytvořen lineární elastický izotropní model. Pro jeho definici byla použita mez pevnosti a modul pružnosti v tahu (viz Tab. 3-1).

Použitím izotropního modelu jsme se dopustili určitého zjednodušení, protože 3D tištěné produkty většinou vykazují anizotropii a nehomogenitu. Tím vzniklá chyba by ale neměla být větší než 1% [32].

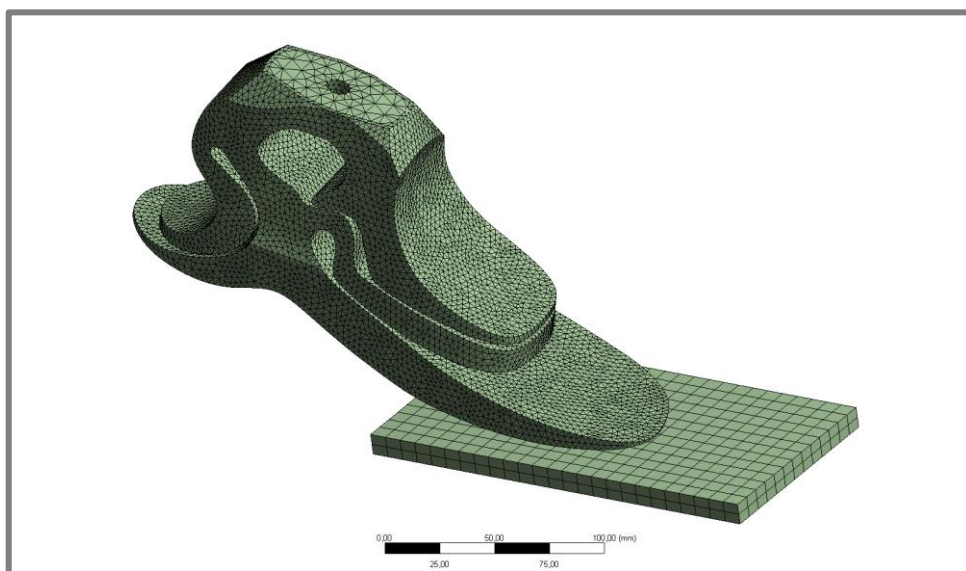
Pro materiál desky byla volena ocel, jež je v programu předdefinována.

4.1.4 Nastavení polygonové sítě

4.1.4

Po počátečním testování vlivu hustoty sítě, bylo určeno, že pro samotné chodidlo stačí síť s elementy o velikosti **3mm**. Další zhuštění sítě by již mělo jen negativní dopad na výpočetní čas, ale už jen minimální na přesnost výsledků. Pro zátěžnou desku byla pak použita síť s elementy 8mm. V závislosti na modelu pak měla polygonová síť mezi **70 000 až 120 000 elementů**.

Je vhodné zmínit, že na horní ploše chodidla dochází vlivem definice fixní vazby vždy k singularitě a vzniká zde lokální napětí jdoucí k nekonečnu. Vliv singularity jsme zmenšili, zvětšením velikosti elementů sítě. Horní plocha nebyla zahrnována do výsledků MKP.



Obr. 4- 4: Příklad vytvořené polygonové sítě před MKP výpočtem.

4.2 První konstrukční řešení

4.2

Následuje popis a výsledky první řešené varianty chodidla, kdy jak již bylo zmíněno v úvodu kapitoly, bylo snahou navrhnout chodidlo dle konceptu č. 4 a s patním dorazem varianty č. 3.

4.2.1 Cyklus optimalizace

4.2.1

Během celé řady MKP zkoušek se tvar chodidla postupně měnil a vyvíjel. Níže lze vidět, jak se návrh vyvíjel. Jsou zobrazeny pouze ty nejkritičtější změny v návrhu.

Hned na počátku testování se ukázalo, že v drážkách se příliš koncentruje napětí a bude je nutné modifikovat, to se stalo také hlavním úkolem celé optimalizace této

verze konstrukčního řešení. Postupně byla měněna poloha drážek, zvětšován jejich poloměr a snižován jejich počet.

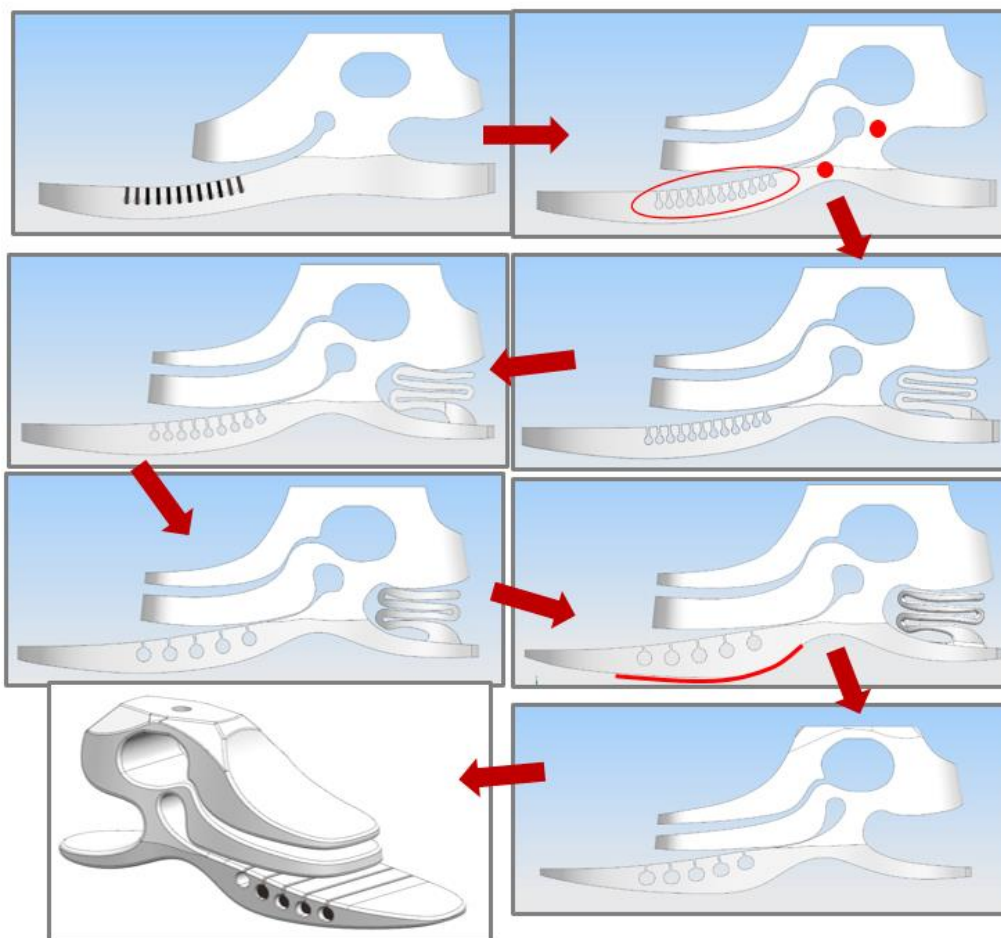
Zároveň se ukázalo, že snaha o dosažení menší tuhosti zužováním pružiny špice, nevedla dostatečně k cíli. Ohybové napětí na pružině již bylo příliš velké a tuhost stále nebyla dostatečující. Z tohoto důvodu došlo k rozdělení dorazu špice, který pak umožňoval konstrukci postupně ohyb ve více bodech (níže vyznačeny červeně), a tím došlo k lepšímu rozložení napětí.

Významnou změnou byla také změna křivky pružiny špice, tak aby bylo při odvalu dosaženo přemístění hlavního působení zatížení.

Současně s optimalizací přední části chodidla se začala testovat i část patní. Zde byl vytvořen pružinový doraz, který byl postupně, dle výsledků upravován a vyladěn společně s patní pružinou.

Při jednom z testů byl pak odzkoušen vliv odstranění patního dorazu a ukázalo se, že patní pružina vykazuje dobré výsledky i bez něj a pro své fungování jej nepotřebuje.

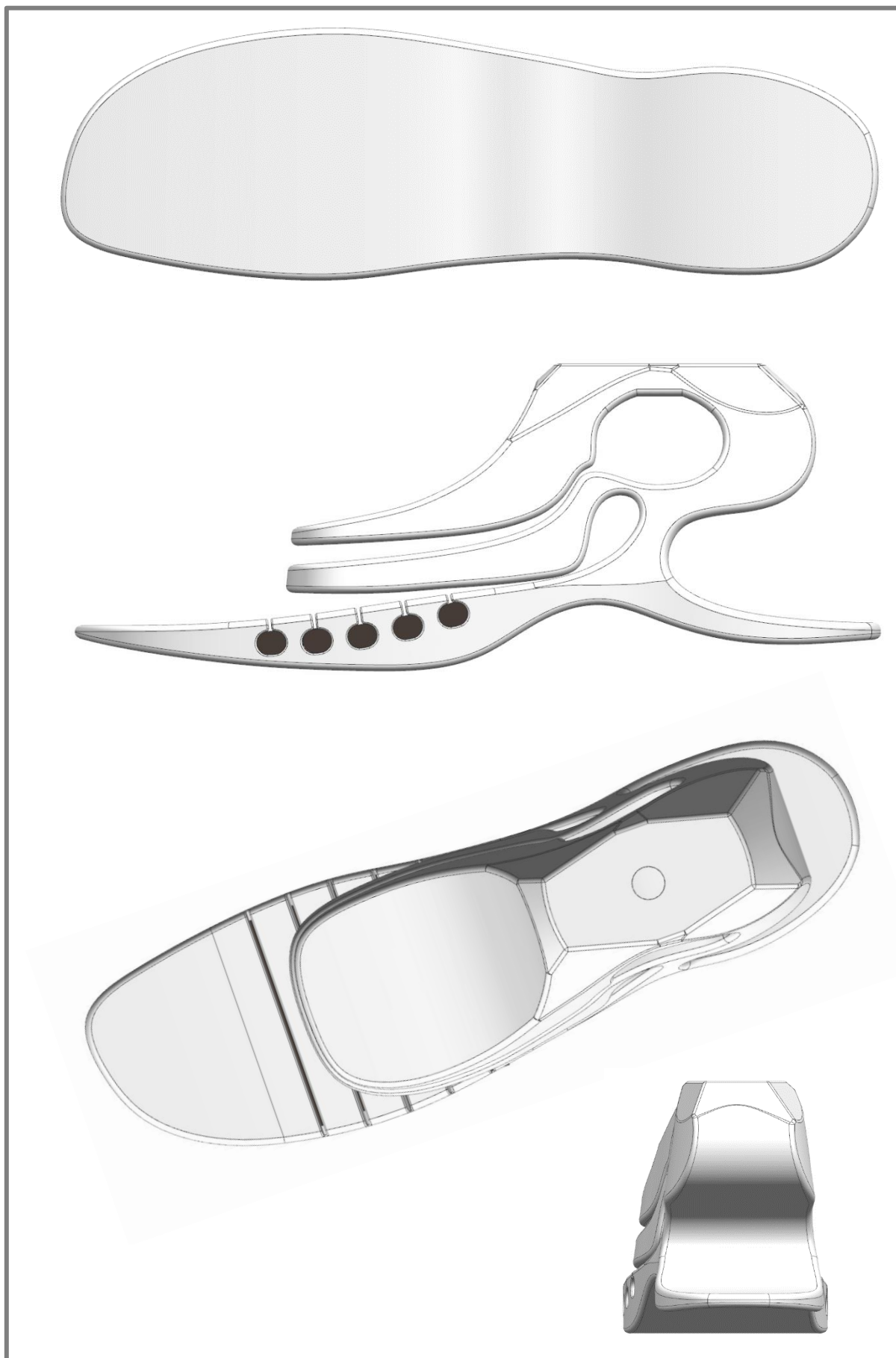
Na závěr pak byla ještě odstraněna přebytečná hmota, což se projevilo zejména na dorazech špice.



Obr. 4-5: Schéma navrhování prvního chodidla

4.2.2 Finální podoba návrhu

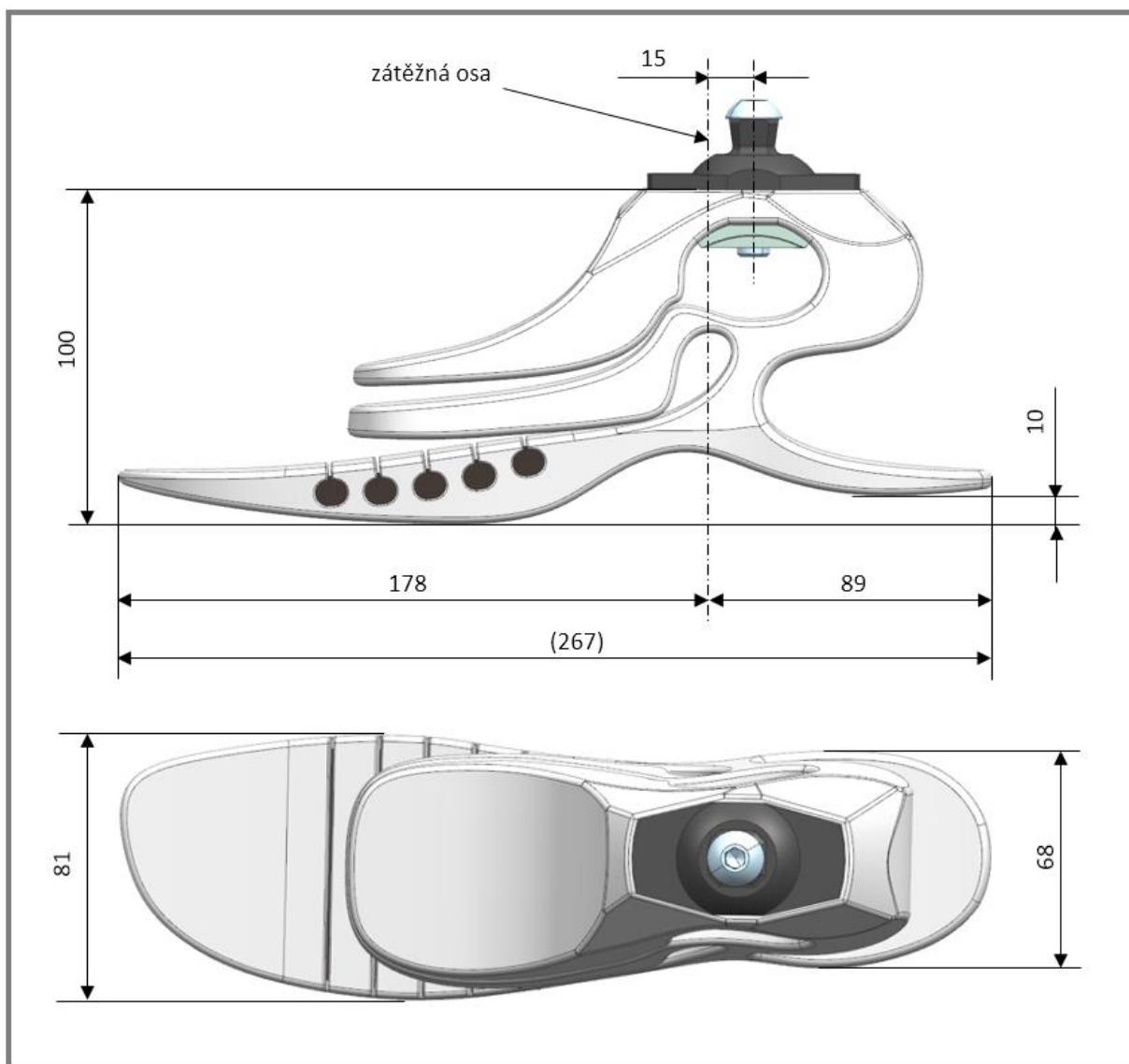
Níže je zobrazen finální návrh prvního konstrukčního řešení, a to včetně jeho rozměrů.



Obr. 4- 6: Finální podoba prvního navrženého chodidla



Obr. 4- 7: První navržené chodidlo i s připojovacími adaptéry



Obr. 4- 8: Rozměry prvního navrženého chodidla

4.2.3 Výsledky MKP simulace a jejich analýza

Jak ukazují výsledky MKP níže, chodidlo mělo vynikající vlastnosti paty a uspokojující vlastnosti špice, avšak ukázalo se, že s tímto materiálem nelze toto konstrukční řešení vyladit tak, aby špice odolala i maximálnímu předepsanému zatížení statické zkoušky tj. 4480N. Pro pacienta o váze 80kg by však byla pevnost chodidla pro použití v interiéru a za konstantní chůze dostačující.

Následuje prezentace výsledků MKP analýz tohoto prvního konstrukčního řešení. Vše je doplněno o srovnání s chodidlem vytvořeným Kopeckým [32] a komerčními chodidly SACH a Sure-flex.

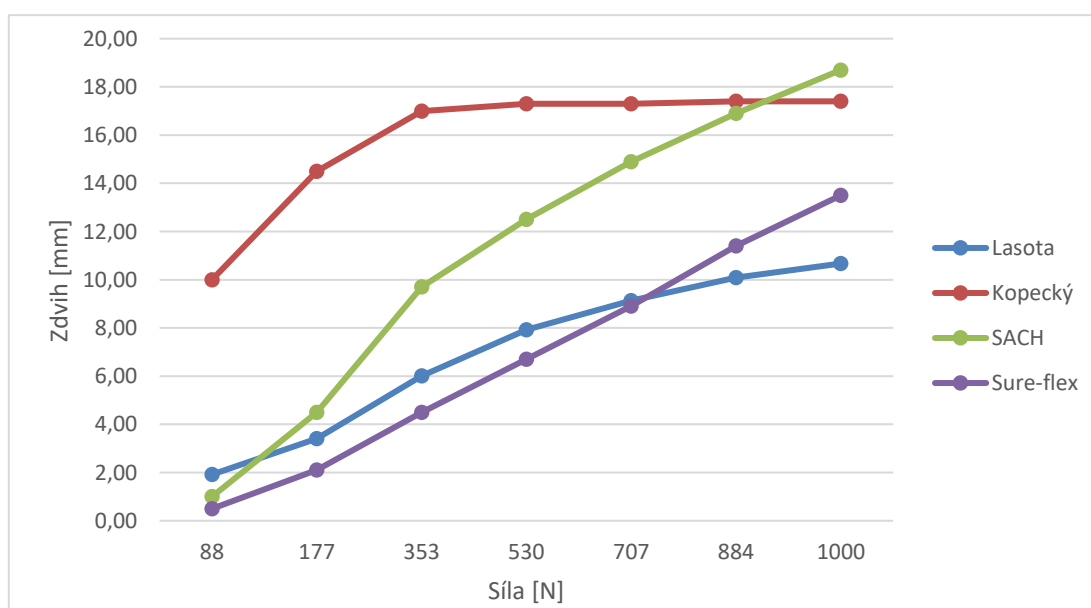
Statická zkouška paty prvního chodidla

Při testování pevnosti paty se ukázalo, že patní pružina funguje dobře, a to i v porovnání s karbonovým komerčním chodidlem Sure-flex, kdy dosahuje obdobných průhybů. Vykazuje dlouho téměř lineární průběh, což je pro pacienta velmi pohodlné.

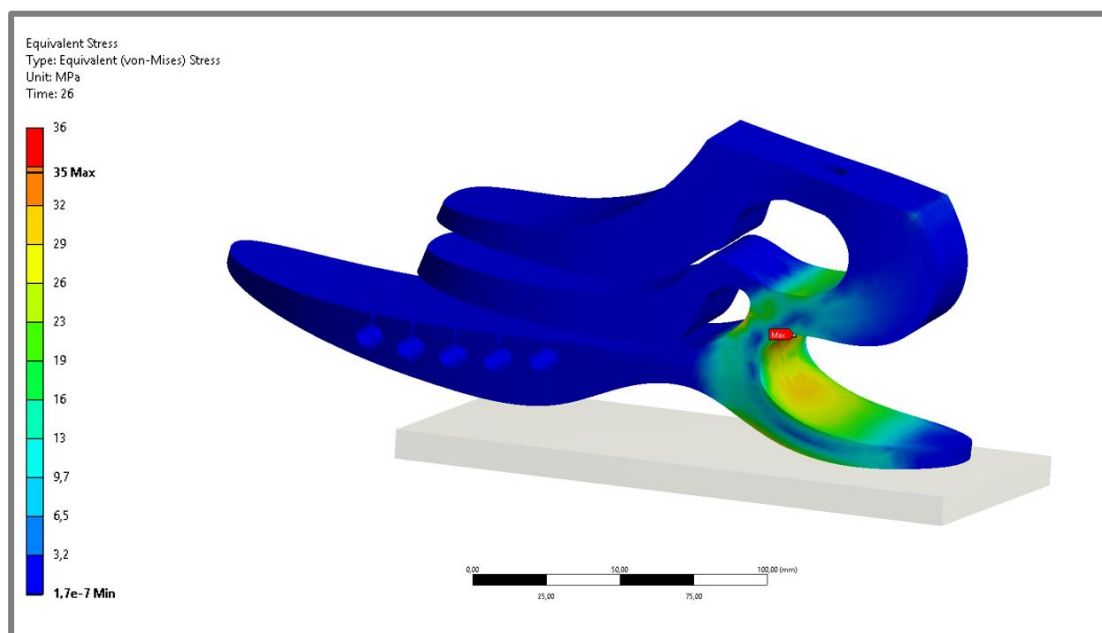
Při zatížení 1000N ukazuje maximální hodnotu redukovaného napětí HMH 35MPa a koeficient bezpečnosti 1,37. Níže v tabulce 4-1 je přehled průběhů všech sledovaných veličin při zatížení paty. Dále je uveden graf, jež srovnává jednotlivá chodidla na základě zdvihu paty v závislosti na zátěžové síle.

Tab. 4-1: Přehled veličin při statické zkoušce paty prvního chodidla

Síla [N]	Napětí [MPa]	Zdvih [mm]	Koeficient bezpečnosti
88	4,26	1,92	11,26
177	8,37	3,40	5,74
353	15,85	6,01	3,03
530	22,20	7,92	2,16
707	27,43	9,14	1,75
884	32,11	10,09	1,50
1060	35,02	10,67	1,37



Obr. 4-9 Srovnání tuhosti paty prvního chodidla s jinými chodidly [32]



Obr. 4-10 Výsledek MKP simulace zatížení paty prvního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.

Statická zkouška špice prvního chodidla

Testy zatížení špice již ukazují, že se projevuje nedostatečná tuhost plastového materiálu. Už při malém zatížení nastávají velké průhyby, které se pak zastaví, jakmile dojde ke kontaktu s dorazem špice. Následuje pak již jen malý ohyb.

Rozdílné výsledky oproti chování paty jsou způsobené tím, že na špici působí daleko větší zatížení, má mnohem delší geometrii, a proto musí odolávat většímu ohybovému napětí.

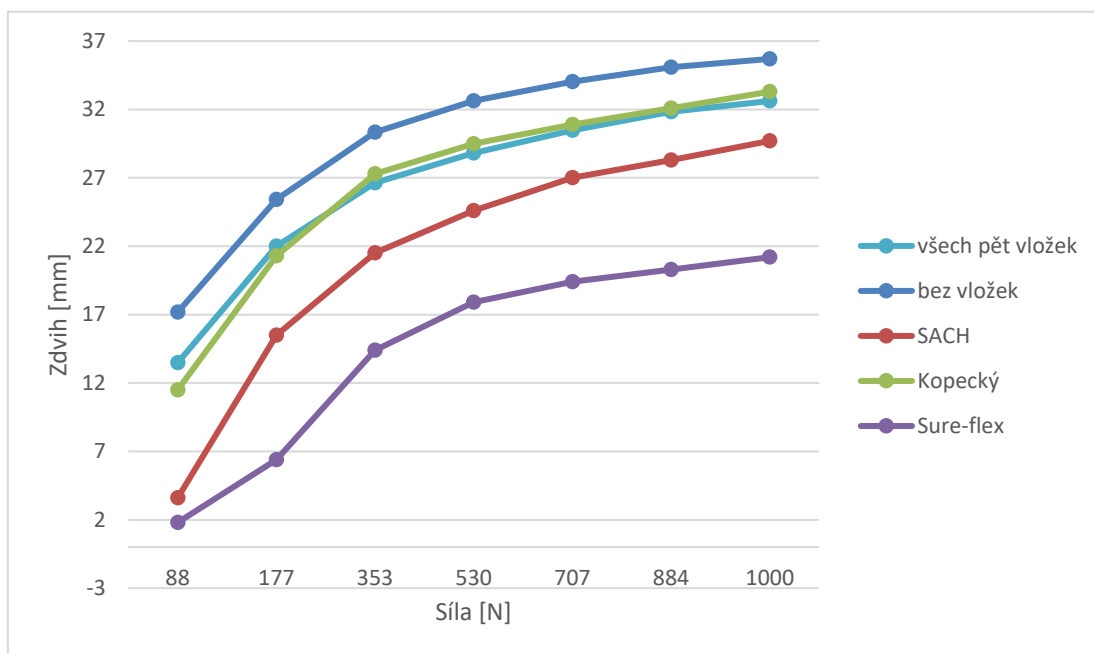
Při zatížení 1000N ukazuje konstrukce maximální hodnotu redukovaného napětí HMH 33,81MPa a koeficient bezpečnosti je 1,42.

Níže je opět v tabulce 4-2 přehled průběhů všech sledovaných veličin během této zkoušky. Údaje uvedené v tabulce pocházejí ze statické zkoušky špice, kdy nebylo využito vložek.

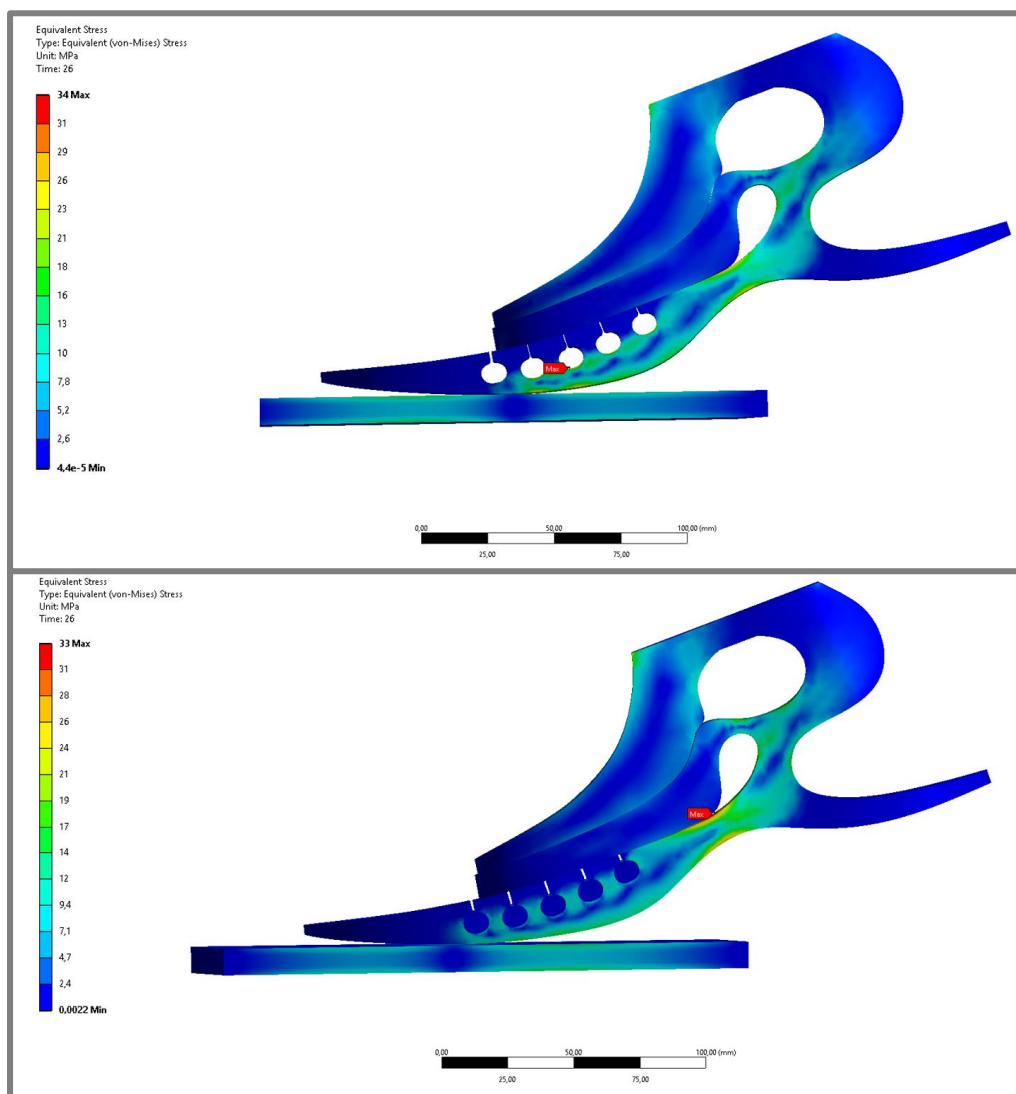
Následuje také graf, jež srovnává jednotlivá chodidla na základě zdvihu špice v závislosti na zátěžové síle. Ukazuje se, že chování špice je podobné chování špice chodidla od Kopeckého.

Tab. 4-2: Přehled veličin při statické zkoušce špice prvního chodidla

Síla [N]	Napětí [MPa]	Zdvih [mm]	Koeficient bezpečnosti
88	21,89	17,18	2,19
177	23,44	25,42	2,05
353	25,38	30,33	1,89
530	28,96	32,63	1,66
707	31,12	34,02	1,54
884	32,86	35,09	1,46
1060	33,81	35,70	1,42



Obr. 4-11 Srovnání tuhosti špičky prvního chodidla a dalších chodidel



Obr. 4-12 Výsledek MKP simulace zatížení špičky prvního chodidla bez použití vložek a při použití všech pěti vložek.. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.

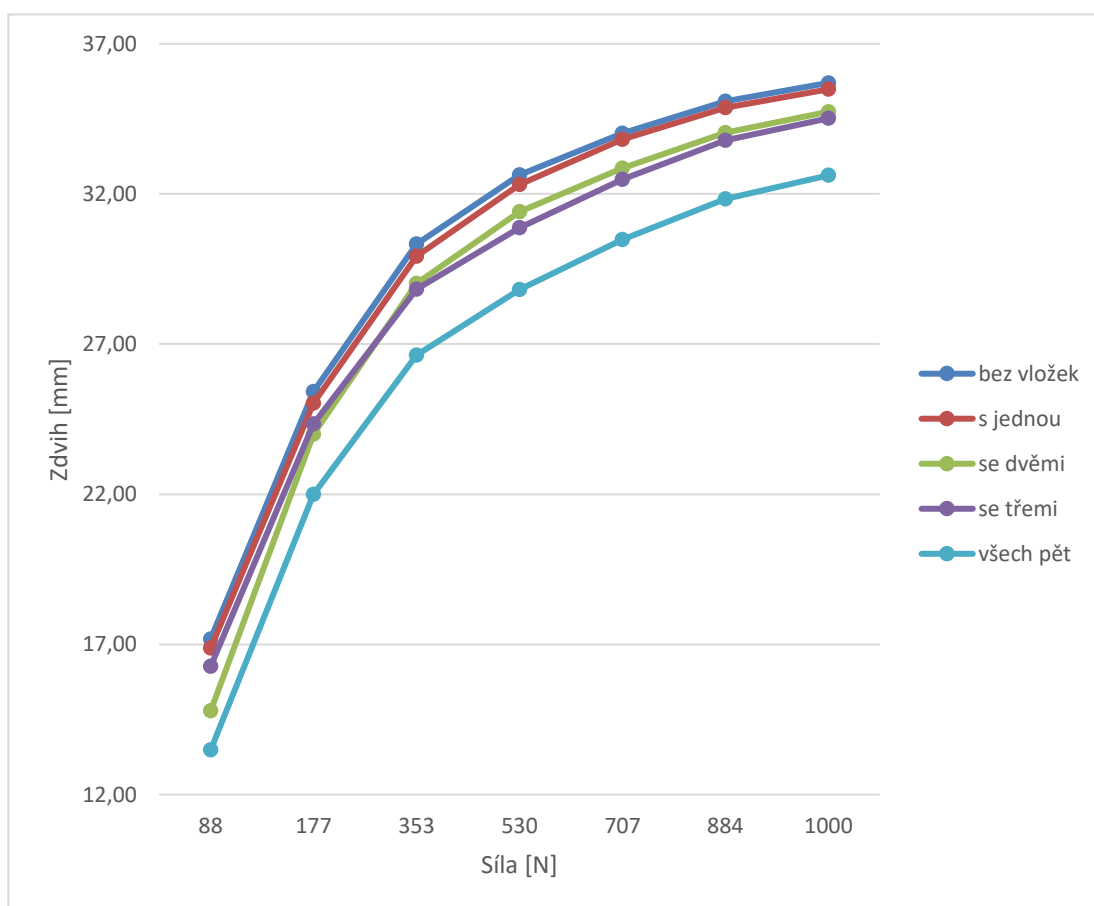
Testování vlivu vkládání vložek na tuhost

Skelet nakonec obsahuje celkem pět drážek pro vkládání vložek. Toto skýtá řadu kombinací, které drážky a v jaké kombinaci s jinými je možné zablokovat. Z časových důvodů jsme provedli test pouze 5 následujících variant:

- všech 5 drážek zaplněno: (v grafu: všech pět)
- první 3 drážky zaplněny: (v grafu: se třemi)
- poslední 2 drážky zaplněny: (v grafu: se dvěma)
- první drážka zaplněna: (v grafu: s jednou)
- všechny drážky prázdné: (v grafu: bez vložek)

Ukazuje se, že vložky mají na celkovou tuhost poměrně malý vliv. Aby tuhost mohla být více tímto řízena, bylo by potřeba docílit, většího ohybu v drážkách, to by však rapidně zhoršilo v daném místě napětí. Obdobný vliv i následek by mělo přidání dalších drážek.

Níže je zobrazeno grafické srovnání jednotlivých variant. Zdvih dvou nejvíce odlišných variant se liší o 3 mm.



Obr. 4-13 Srovnání vlivu použití vložek v drážkách na tuhost špičky prvního chodidla

4.3 Finální konstrukční řešení

4.3

Po vyhodnocení výsledků prvního konstrukčního řešení a konzultaci s protetickou firmou bylo rozhodnuto přistoupit k vytvoření dalšího návrhu.

Nový návrh bude vycházet z prvního, s tím, že se upustí od změny tuhosti. Bylo potřeba udělat chodidlo tužší, zejména jeho špici, a celkově zvýšit koeficient bezpečnosti tak, aby ani při maximálním zatížení neklesal pod hodnotu 1.

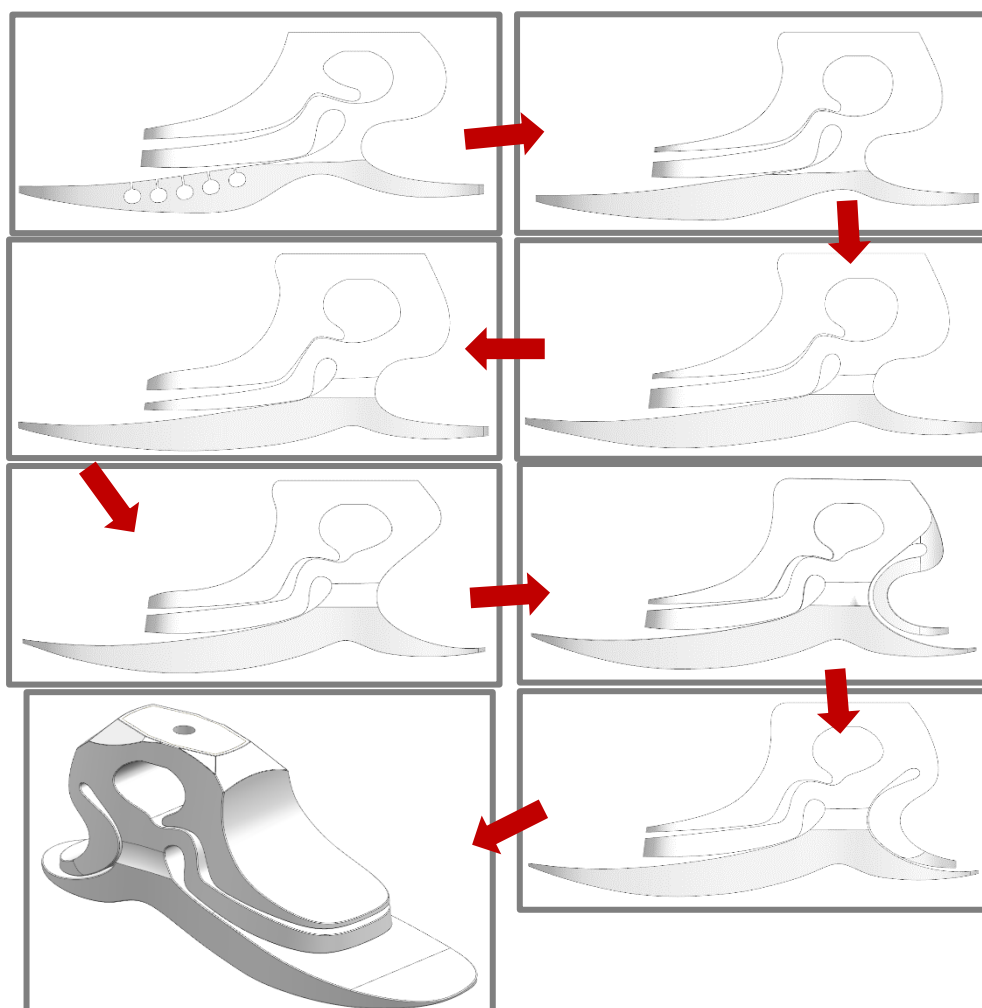
4.3.1 Cyklus optimalizace

4.3.1

Další iterační cyklus návrhů a analýz měl asi 60 kroků, kdy došlo nejprve k odstranění drážek a výraznému vyztužení špice a kritických míst skeletu. Následně se pomocí drobných úprav různých křivek hledal způsob jak, co nejlépe zvýšit koeficient bezpečnosti a zároveň příliš nezvýšit tuhost.

Nejprve byla řešena špice, následně pak pata, kdy byl, pro vyztužení konstrukce při velkých zatíženích, použit obloukový doraz tj. varianta dorazu č. 4.

Níže lze opět částečně vidět, jak se návrh vyvíjel.

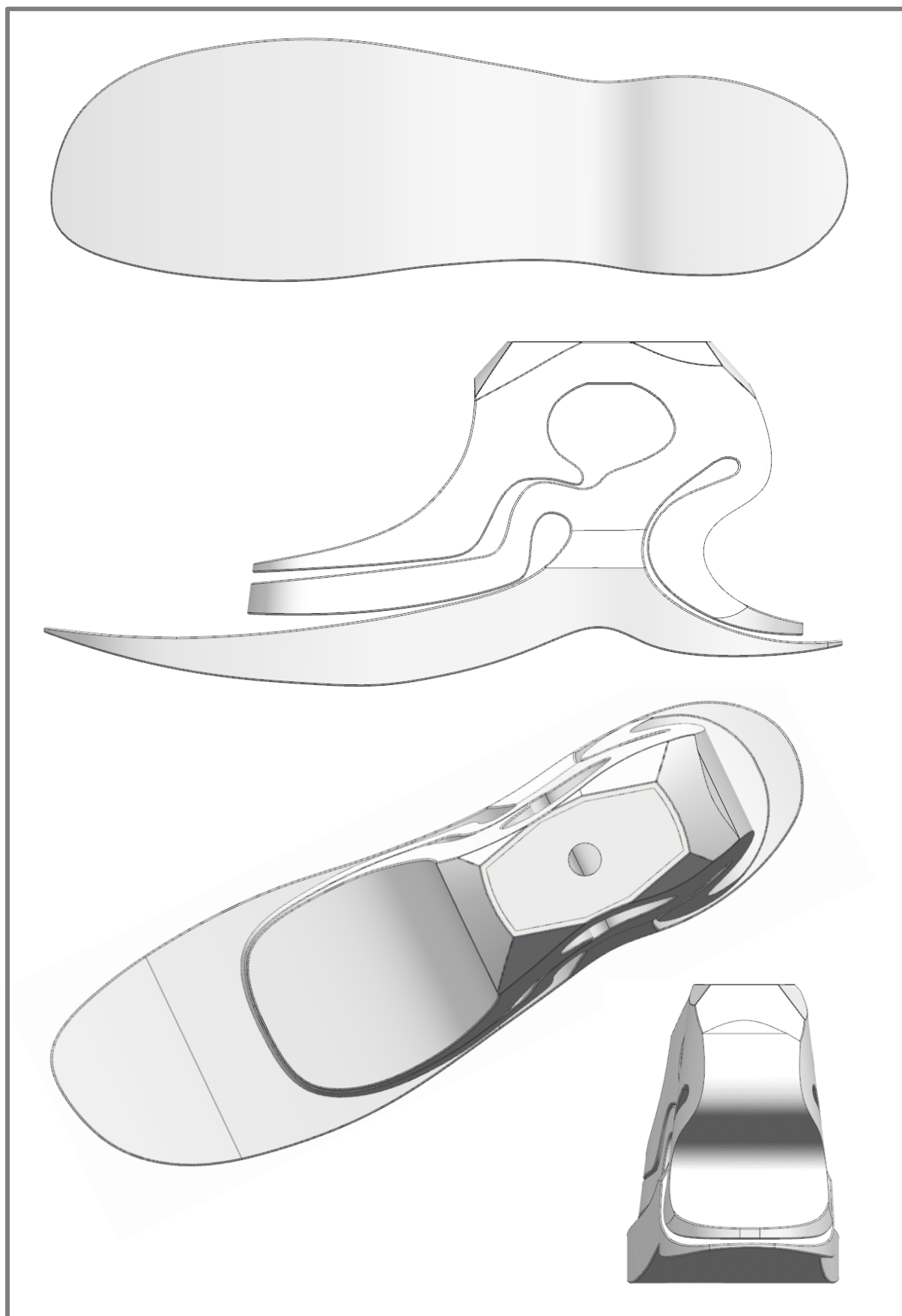


Obr. 4-14: Schéma procesu navrhování finálního chodidla

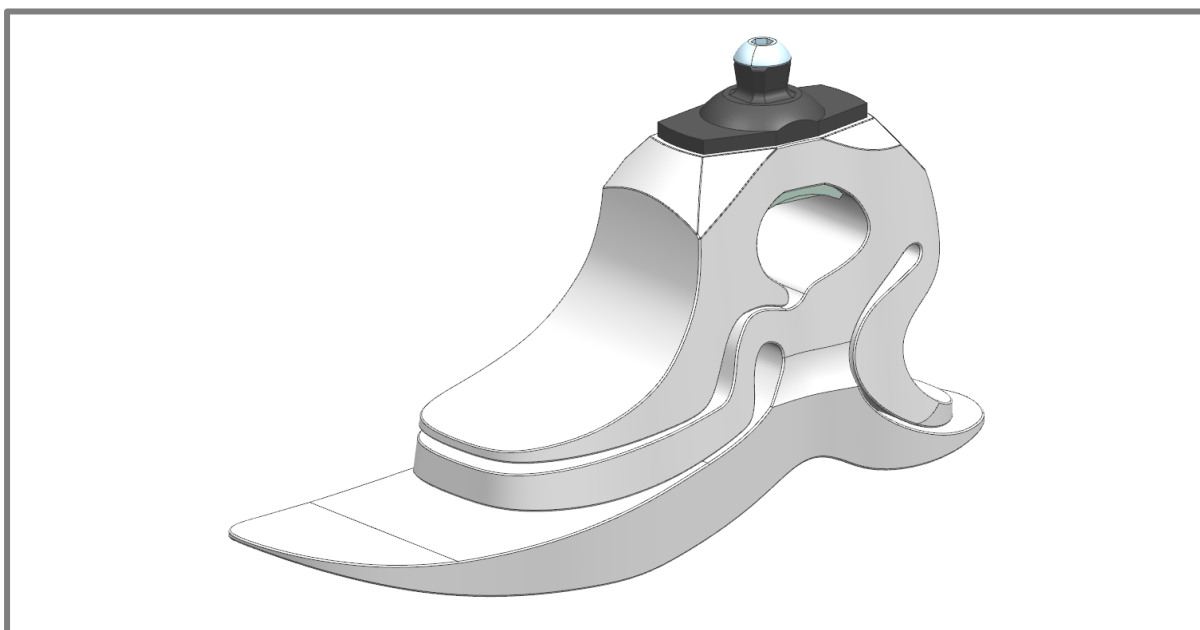
4.3.2 Finální podoba návrhu

4.3.2

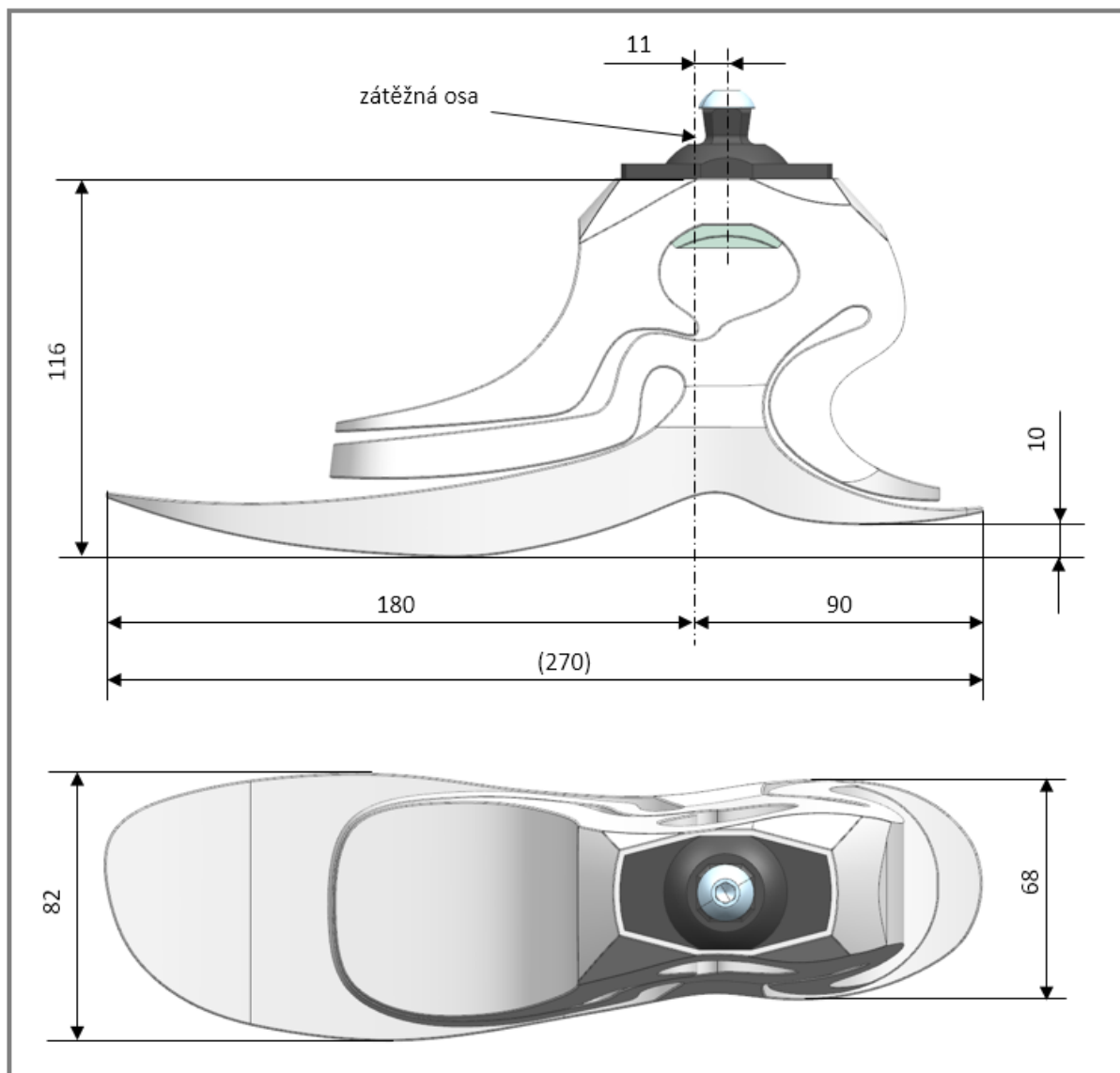
Níže je zobrazen finální návrh prvního konstrukčního řešení, a to včetně jeho rozměrů.



Obr. 4- 15: Finální návrh protetického chodidla



Obr. 4- 16: Finální návrh protetického chodidlo i s připojovacími adaptéry



Obr. 4- 17: Rozměry finálního protetického chodidla

4.3.3 Výsledky MKP simulace finálního chodidla

Jak ukazují výsledky MKP níže, finální chodidlo má již dostatečnou pevnost a dokáže vydržet i maximální zatížení statické zkoušky.

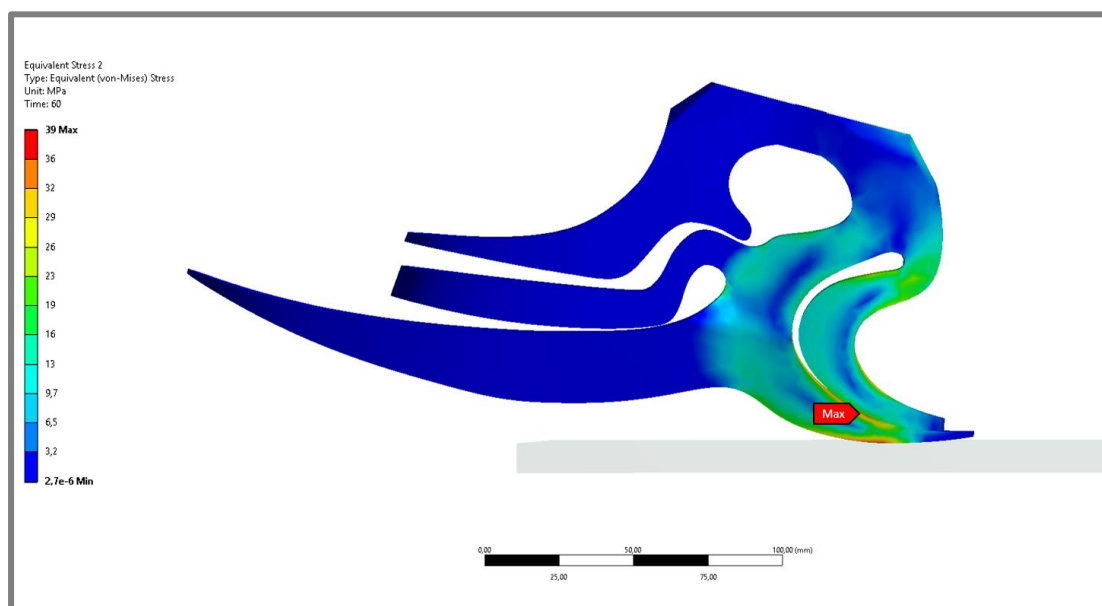
V této kapitole jsou pouze uvedeny hodnoty sledovaných veličin, podrobnější analýza, včetně srovnání tuhosti s ostatními chodidly je provedena v kapitole „Diskuze“.

Statická zkouška paty finálního chodidla

Při maximálním zatížení 4480N ukazuje maximální hodnotu redukovaného napětí **HMH 39,06 MPa** a koeficient bezpečnosti **1,23**. Toto maximální napětí se nachází na horní ploše pružiny paty, pod dorazem. Níže v tabulce 4-3 je přehled průběhů všech sledovaných veličin při zatížení paty.

Tab. 4-3: Přehled veličin při statické zkoušce paty finálního chodidla

Síla [N]	Napětí [MPa]	Zdvih [mm]	Koeficient bezpečnosti
88	7,80	1,43	6,15
177	12,03	2,28	3,99
353	17,42	3,53	2,76
530	20,26	4,19	2,37
707	21,72	4,68	2,21
884	23,08	5,11	2,08
1060	24,61	5,47	1,95
1237	26,01	5,81	1,85
1330	26,65	5,97	1,80
4480	39,06	9,20	1,23



Obr. 4-18 Výsledek MKP simulace zatížení paty finálního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.

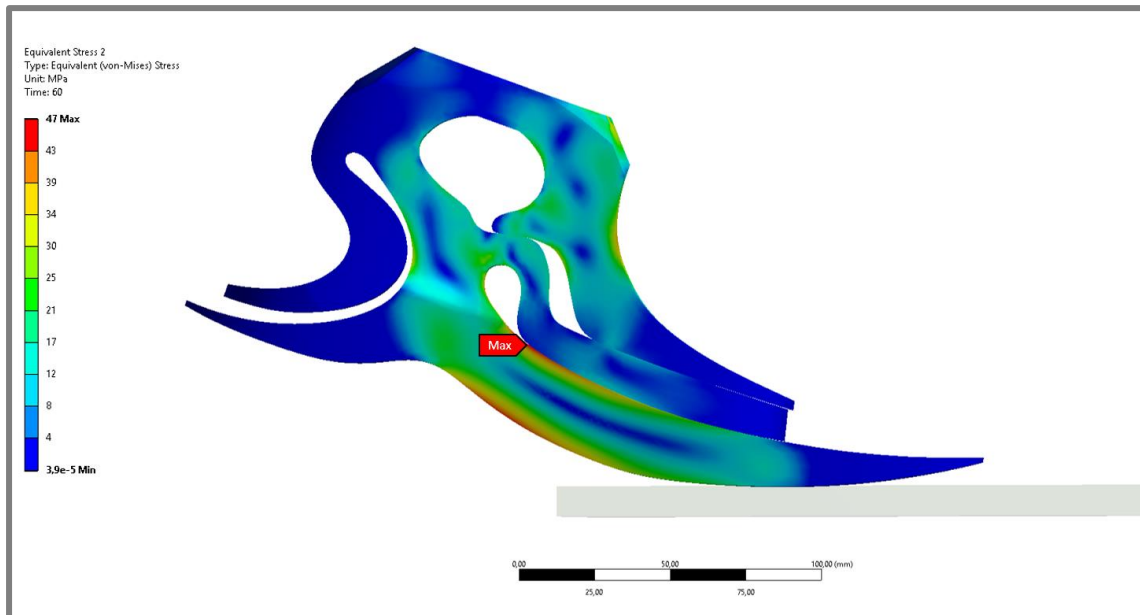
Statická zkouška špice

Při zatížení 4480N ukazuje konstrukce maximální hodnotu redukovaného napětí HMMH **47,13MPa** a koeficient bezpečnosti je **1,02**. Toto maximální napětí se nachází na horní ploše pružiny špice, v místě dotyku s dorazem špice.

Níže je opět v tabulce 4-4 přehled průběhů všech sledovaných veličin během této zkoušky.

Tab. 4-4: Přehled veličin při statické zkoušce špice finálního chodidla

Síla [N]	Napětí [MPa]	Zdvih [mm]	Koeficient bezpečnosti
88	8,66	4,88	5,54
177	9,30	6,66	5,16
353	9,46	9,12	5,08
530	10,39	11,13	4,62
707	13,14	12,90	3,65
884	15,72	14,50	3,05
1060	18,13	15,96	2,65
1237	20,41	17,32	2,35
1330	21,55	17,99	2,23
4480	47,13	31,49	1,02



Obr. 4-19 Výsledek MKP simulace zatížení špice finálního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.

4.4 Aditivní výroba funkčního prototypu

Výše popsaná výsledná konstrukční varianta byla vytištěna na 3D tiskárně protetické firmy ING corporation. Jedná se o 3D tiskárnu firmy HP, jež má patentovanou metodu MJF tj. Multi Jet Fusion.

4.4.1 Popis technologie

Tato technologie je, díky tomu, že používá více trysek najednou, velmi rychlá a tedy i levná. Dokáže tisknout i vícebarevné díly a disponuje kvalitními materiály. [94]

MJF je moderní metoda, jež pro výrobu používá práškový materiál, ale nefunguje na principu spékání pomocí laserů. Nahřívá se jednak celý stavební prostor rovnoměrně, a poté se nanášením speciálního činidla určí, která místa se mají roztavit přejíždějícími lampami. [95]

Díky rovnoměrné distribuci tepla a velkému rozlišení, je tiskárna schopna produkovat výrobky s nízkou pórovitostí, kvalitním povrchem a vysokou izotropií. [95]



Obr. 4-20: Zařízení HP Jet Fusion 3D 4210 [94]

4.4.2 Vytištěný prototyp4.4.2

Následují fotografie vytištěného prototypu.



Obr. 4- 21: Fotografie vyrobeného prototypu z materiálu PA12 metodou MJF.

4.5 Mechanické testy funkčního vzorku

Vyrobený prototyp byl podroben na Ústavu konstruování mechanickým testům dle normy ISO 10328. Bude se jednat o statickou zkoušku paty a špice (popsáno již výše) a poté zkoušku na cyklické zatížení.

4.5.1 Statická zkouška

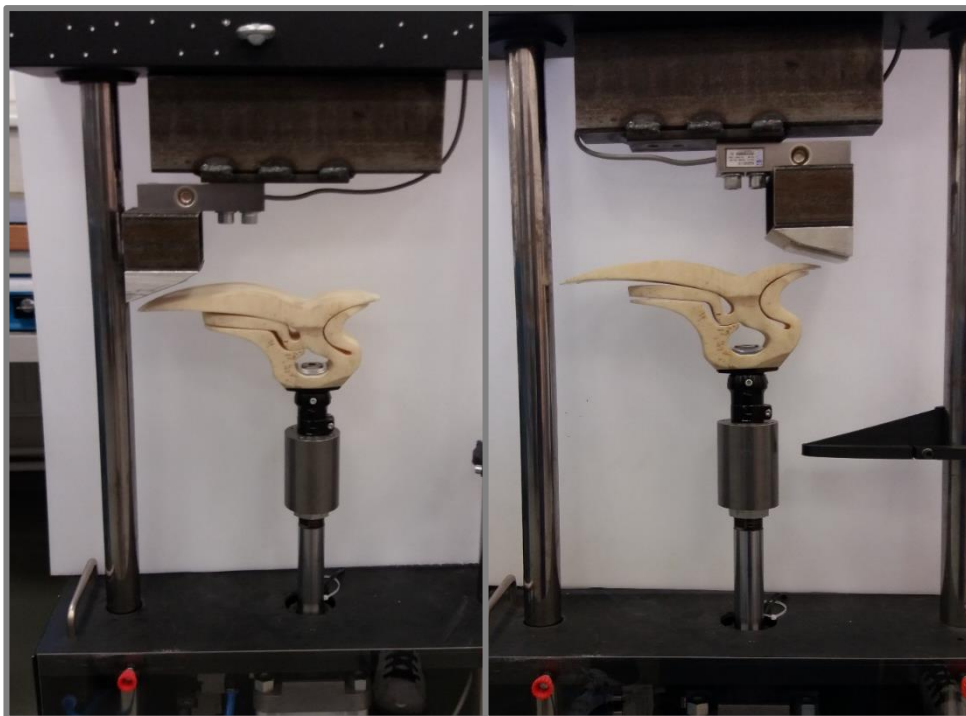
Pro statickou zkoušku byl použit testovací stand, jež je běžně určen pro zkoušky pahýlových lůžek, a to protože dokázal vyvinout dostatečný tlak a předepsanou maximální sílu 4480N a měl k tomu i dostatečně dimenzovaný tenzometr (viz Obr. níže)



Obr. 4-22: Testovací stand pro zkoušení pahýlových lůžek

Konstrukční úprava standu

Před samotnou zkouškou bylo nutné na standu provést určité konstrukční úpravy. Jednak byla vyrobena redukce pro upevnění chodidla ke hřídeli pneumatického válce a také bylo vyřešeno upevnění tenzometru do správné pozice a k němu zase nakloněných ploch pro došlap paty a špice. Na následných fotografiích je vidět již upravený stand v konfiguraci pro testování špice a paty.



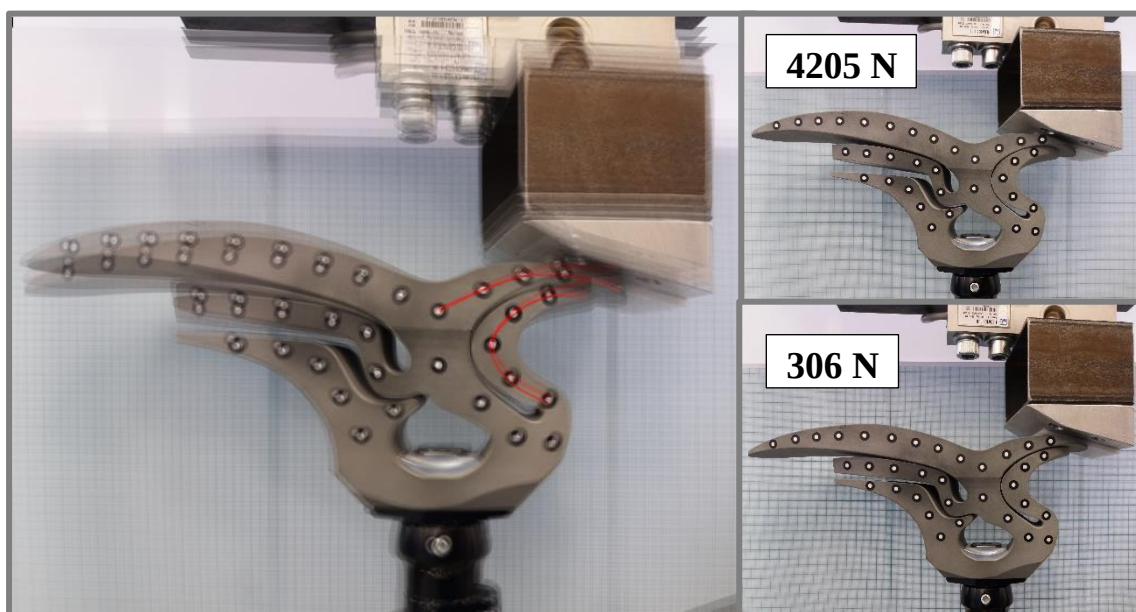
Obr. 4- 23: Upravený testovací stand připravený pro statickou zkoušku špice a paty.

Popis průběhu zkoušky

Testovací stand byl ovládán přes měřicí program vytvořený v programu Labview. Statická zkouška spočívala v postupném zdvihání pístu a navyšování zatížení až na hodnotu 4480N. Zároveň byl v každém kroku měřen zdvih pístu, tedy deformace chodidla. Měřicí program v reálném čase komunikoval skrz měřicí karty s tenzometrem a zátěžnou sílu vykresloval do grafu a zapisoval do souboru.

Výsledky statické zkoušky paty

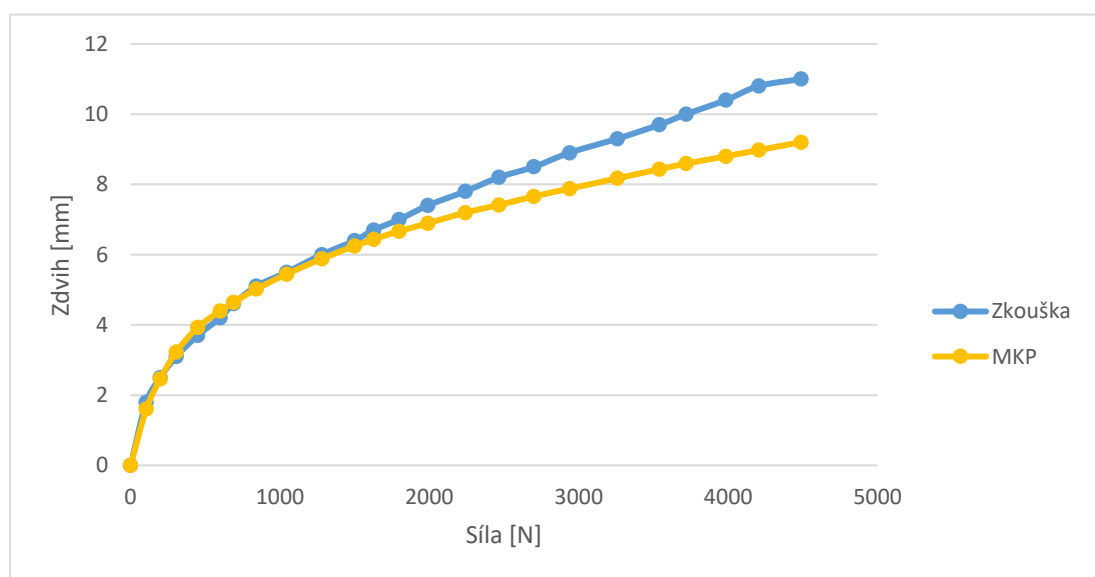
Následuje přehled výsledků statické zkoušky paty a srovnání s výsledky MKP.



Obr. 4- 24: Zachycení průběhu deformace paty chodidla při statické zkoušce

Tab. 4-5: Naměřené hodnoty průhybu paty a porovnání s MKP

Zatížení [N]	Zdvih paty - test [mm]	Zdvih paty - MKP [mm]	Rozdíl test vs MKP [mm]	Chyba [%]
105	1,8	1,6	-0,2	-10,9
199	2,5	2,5	0,0	-1,6
306	3,1	3,2	0,1	4,2
450	3,7	3,9	0,2	6,2
599	4,2	4,4	0,2	4,7
690	4,6	4,6	0,0	0,9
842	5,1	5,0	-0,1	-1,6
1045	5,5	5,4	-0,1	-1,0
1280	6	5,9	-0,1	-1,9
1500	6,4	6,2	-0,2	-2,4
1627	6,7	6,4	-0,3	-3,9
1797	7	6,7	-0,3	-4,8
1990	7,4	6,9	-0,5	-6,9
2240	7,8	7,2	-0,6	-7,7
2465	8,2	7,4	-0,8	-9,6
2700	8,5	7,7	-0,8	-9,9
2938	8,9	7,9	-1,0	-11,5
3258	9,3	8,2	-1,1	-12,1
3540	9,7	8,4	-1,3	-13,1
3720	10	8,6	-1,4	-14,1
3985	10,4	8,8	-1,6	-15,4
4205	10,8	9,0	-1,8	-16,9
4488	11	9,2	-1,8	-16,4



Obr. 4- 25: Srovnání výsledků statické zkoušky paty s výsledky MKP

Chodidlo úspěšně prošlo statickou zkouškou paty, aniž by došlo k jakémukoliv porušení nebo trvalé deformaci. Pokud srovnáme naměřené výsledky s hodnotami z MKP, tak vidíme určitou chybu, která je však stále řádech jednotek procent, pouze při maximálním a minimálním zatížení dochází k nárůstu chyby.

Chyba může být způsobena na straně MKP zjednodušením simulace (nebráno v potaz tření mezi plochami, nepřesnou definici materiálu) a na straně zkoušky např. deformaci částí standu, citlivosti tenzometru a nepřesnosti měření průhybu.

Výsledky statické zkoušky špice

Následuje přehled výsledků statické zkoušky špice a srovnání s výsledky MKP.

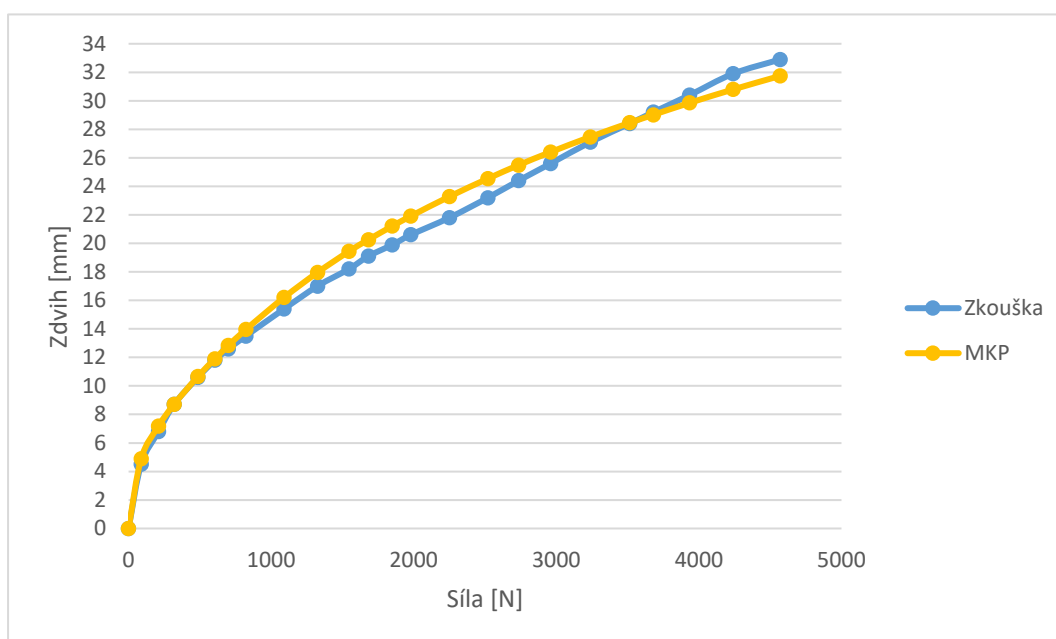


Obr. 4- 26: Zachycení průběhu deformace špice chodidla při statické zkoušce

Tab. 4-6: Naměřené hodnoty průhybu špice a porovnání s MKP

Zatížení [N]	Zdvih špice - test [mm]	Zdvih špice - MKP [mm]	Rozdíl test vs MKP [mm]	Chyba [%]
105	4,5	4,9	0,4	8,5
199	6,8	7,2	0,4	5,6
306	8,7	8,7	0,0	0,1
450	10,6	10,7	0,1	0,5
599	11,8	11,9	0,1	0,8
690	12,6	12,8	0,2	1,8
842	13,5	14,0	0,5	3,3

1045	15,4	16,2	0,8	5,2
1280	17	18,0	1,0	5,6
1500	18,2	19,4	1,2	6,8
1627	19,1	20,3	1,2	6,1
1797	19,9	21,2	1,3	6,6
1990	20,6	21,9	1,3	6,4
2240	21,8	23,3	1,5	6,8
2465	23,2	24,5	1,3	5,8
2700	24,4	25,5	1,1	4,5
2938	25,6	26,4	0,8	3,1
3258	27,1	27,5	0,4	1,4
3540	28,4	28,5	0,1	0,2
3720	29,2	29,0	-0,2	-0,6
3985	30,4	29,9	-0,5	-1,8
4205	31,9	30,8	-1,1	-3,5
4488	32,9	31,7	-1,2	-3,5



Obr. 4- 27: Srovnání výsledků statické zkoušky špice s výsledky MKP

Chodidlo úspěšně prošlo i statickou zkouškou špice, taktéž bez viditelného porušení nebo trvalé deformace. Když srovnáme naměřené výsledky s hodnotami z MKP, tak vidíme malou chybu, pohybující se v stále řádech desetin nebo jednotek procent. Co může být důvodem chyby, bylo zmíněno již výše.

4.5.2 Cyklická zkouška

Norma ISO 10328 stanovuje cyklickou zkoušku pro zkušební úroveň P5, určenou pro pacienty od 80 do 100 kg, na **2 miliony cyklů** při zatížení **1330N** [93]. Pro potřeby zkoušky bylo využito zařízení vyvinutého na Ústavu konstruování studenty (viz obr. níže).



Obr. 4- 28: a) testovací stand pro protetická chodidla; b) zachycení zatížení paty; zachycení zatížení špice

Popis průběhu zkoušky

Testovací stand byl ovládán opět přes měřicí program vytvořený v programu Labview. Po spuštění programu stand střídavě zvedá své dva písty a zatěžuje jimi střídavě patu a špici.

Posuv pístu je řízen skrze zpětnou vazbu z tenzometrů. V programu se nastaví hodnota zatížení pro patu a špici, a jakmile se na tenzometru tato hodnota zaznamená, dá program povel ke spuštění pístu a naopak pokyn druhému pístu k pohybu nahoru.

Měřicí program v reálném čase vykresluje zatížení z tenzometrů a počítá počet provedených cyklů, toto číslo pravidelně zapisuje do souboru.

Výsledek cyklické zkoušky

Jelikož testovací stand má poměrně nízkou frekvenci bylo z časových důvodů provedeno pouze 200 000 cyklů a při větším zatížení 1500N. Pro provedení plného počtu 2 milionů cyklů by stroj musel jet nepřetržitě přes 2 měsíce.

Chodidlo bez známek únavy a změn chování prošlo celý průběh testování. Během zkoušky pouze došlo k únavovému zlomení připojovacího adaptéru a šroubu. Tyto díly byly vyměněny.



Obr. 4- 29: Díly, jež selhaly v průběhu cyklické zkoušky

5 DISKUZE

5

5.1

5.1 Porovnání s jinými protetickými chodidly

Po úspěšném otestování chodidla mechanickými testy dle normy ISO 10328 můžeme chodidlo porovnat s ostatními chodidly, jejichž výsledky máme k dispozici. Jedná se o kvalitní komerční karbonové chodidlo Sure-flex, dále levné chodidlo pro prvovybavení SACH a také chodidlo, jež na VUT dříve vyvinul Kopecký.

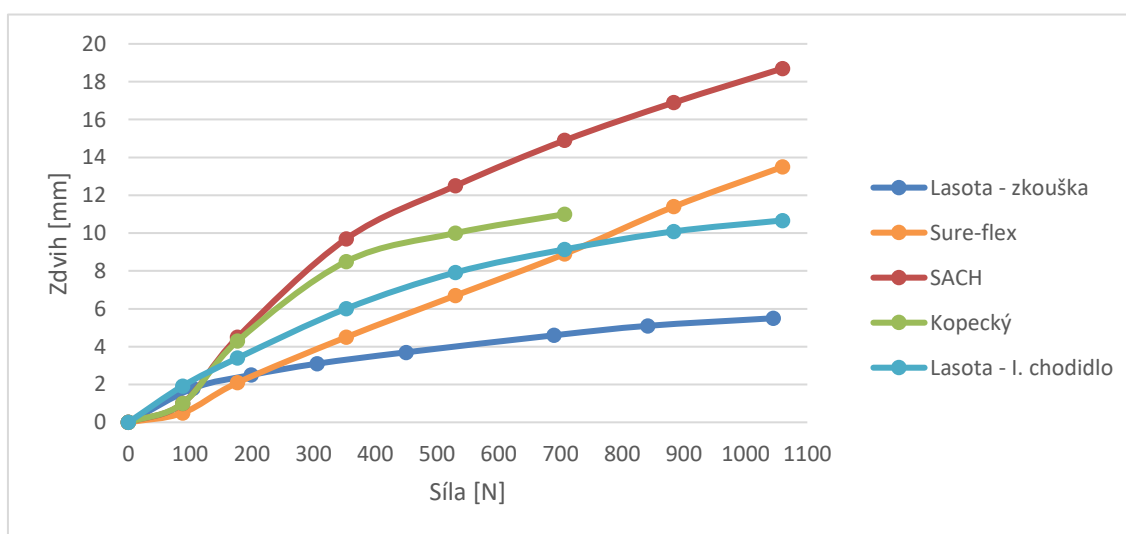
Ukazuje se, že chodidlo je oproti ostatním prezentovaným tužší. V případě paty je to výrazně, zejména pak při větších zatíženích.

Tuhost špice zase není výrazně větší a naopak při větších zatíženích se začíná zase blížit k tuhosti chodidla Sure-flex.

Jak v případě špice, tak paty je při velmi malých zatíženích vyvinuté chodidlo měkčí, což je důsledek nízké pevnosti materiálu PA 12, kdy při nízkém zatížení ještě nedojde ke kontaktu s žádným z dorazu.

Tab. 5- 1: Porovnání tuhosti paty finálního chodidla s dalšími chodidly

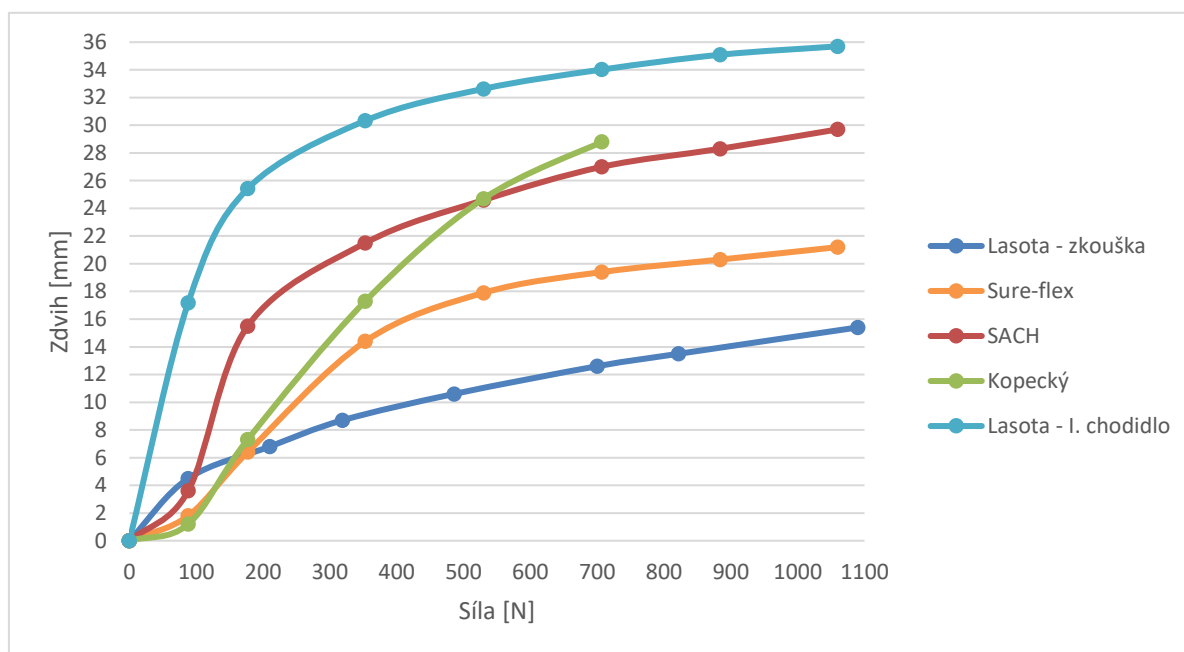
Síla [N]	Lasota [mm]	Síla [N]	Lasota – I. chodidlo [mm]	Kopecký [mm]	SACH [mm]	Sure-flex [mm]
105	1,8	88	1,9	1	1	0,5
199	2,5	177	3,4	4,3	4,5	2,1
306	3,1	353	6,0	8,5	9,7	4,5
450	3,7	530	7,9	10	12,5	6,7
690	4,6	707	9,1	11	14,9	8,9
842	5,1	884	10,1	-	16,9	11,4
1045	5,5	1060	10,7	-	18,7	13,5



Obr. 5- 1: Porovnání tuhosti paty finálního chodidla s dalšími chodidly

Tab. 5- 2: Porovnání tuhosti špiče finálního chodidla s dalšími chodidly

Síla [N]	Lasota [mm]	Síla [N]	Lasota – I. chodidlo [mm]	Kopecký [mm]	SACH [mm]	Sure-flex [mm]
88	4,5	88	17,2	1,2	3,6	1,8
210	6,8	177	25,4	7,3	15,5	6,4
319	8,7	353	30,3	17,3	21,5	14,4
486	10,6	530	32,6	24,7	24,6	17,9
700	12,6	707	34,0	28,8	27	19,4
822	13,5	884	35,1	-	28,3	20,3
1090	15,4	1060	35,7	-	29,7	21,2



Obr. 5- 2: Porovnání tuhosti špiče finálního chodidla s dalšími chodidly

5.2 Shrnutí dosažených výsledků

V rámci práce byl nejdříve vytvořen věrohodný výpočtový MKP model, jehož přesnost byla zpětně ověřena mechanickými testy.

Na základě MKP analýz byly navrženy dva chodidla, z nichž první chodidlo nebylo realizováno, protože by nedokázalo splnit podmínky statické zkoušky. První chodidlo mělo tuhost paty srovnatelnou s komerčním chodidlem Sure-flex a tuhost špice menší než všechna porovnávaná chodidla.

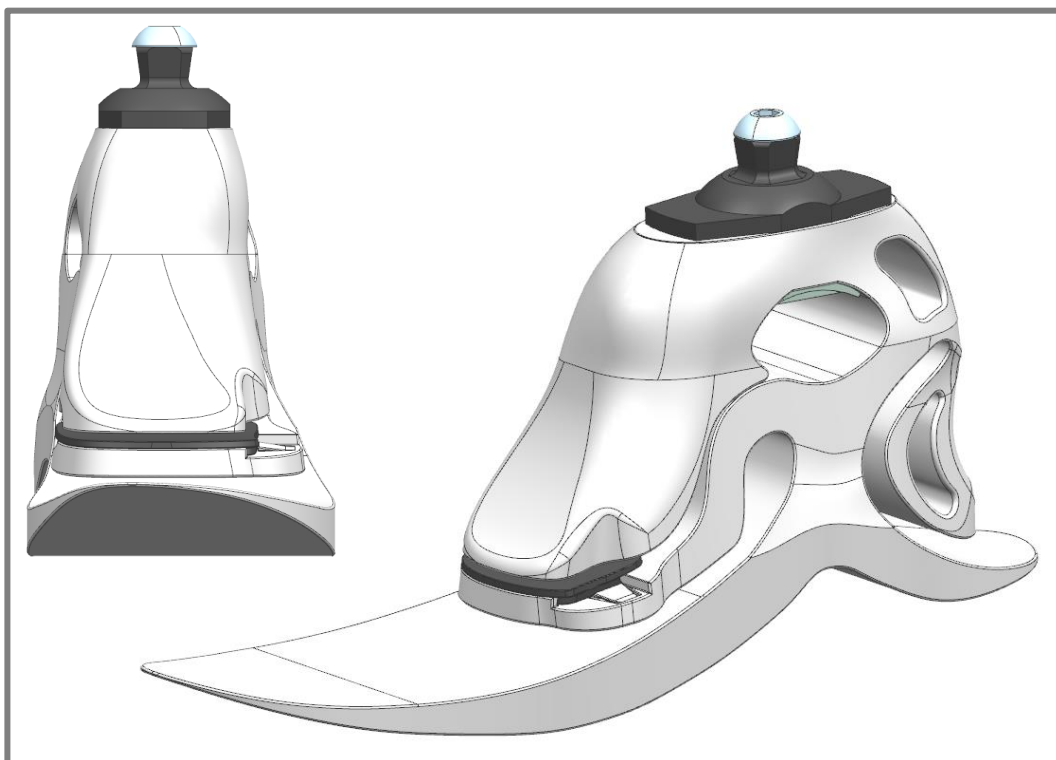
Druhý návrh protetického chodidla již byl realizován a úspěšně splnil obě mechanické zkoušky dle normy ISO 10328. Statickou v plném rozsahu, cyklickou z časových důvodů v omezené míře. Tuhost vyrobeného chodidla je ve srovnání s nám dostupnými chodidly větší. Hmotnost chodidla je 719g.

5.3 Postup dalších prací

Další práce by jistě měly směřovat k dokončení cyklické zkoušky v plném rozsahu a následně by bylo vhodné chodidlo otestovat s pacientem. Jedině jeho zpětná vazba nám řekne, zda je chování chodidla vyhovující a pro jaké příležitosti a pacienty je vhodné.

Zároveň by bylo určitě přínosem realizovat i třetí návrh chodidla, který vznikl na základě výsledků vyvinutého chodidla, avšak z časových důvodů již nebyl realizován. Toto nové chodidlo dle výsledků MKP ukazuje, že jeho tuhost špice i paty je téměř shodná s komerčním chodidlem Sure-flex.

Chodidlo také umožňuje lehce měnit tuhost, když byl využit koncept změny tuhosti pomocí vkládání členů mezi dorazy špice. Lze použít čtyři dorazy o tloušťce 1, 2, 3 a 4mm, a tím změnit tuhost o maximálně 16%.

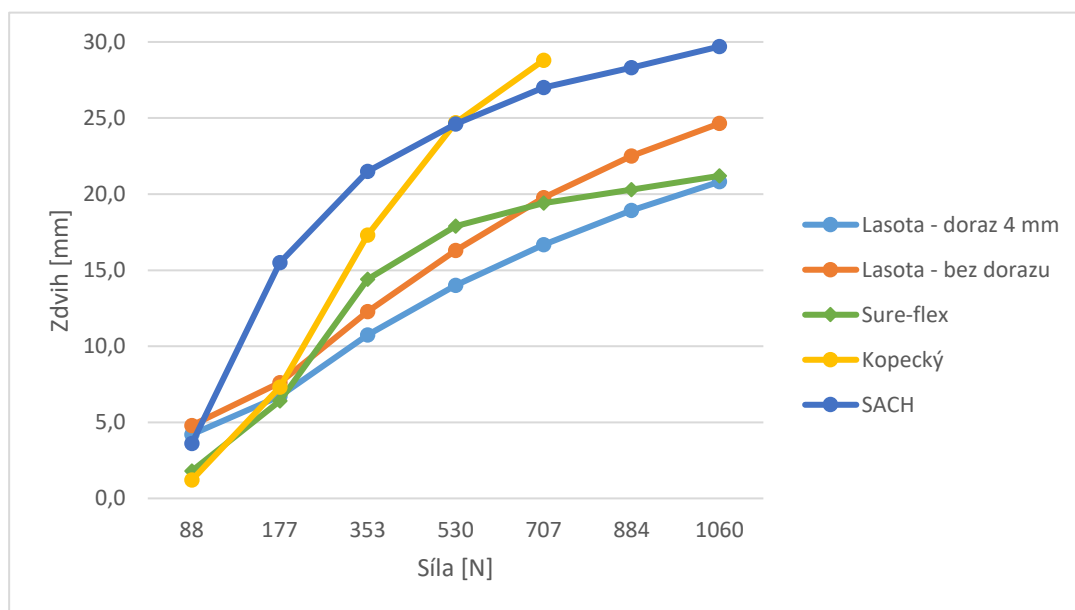


Tab. 5- 3: Chodidlo vyvinuté na základě výsledků finálního chodidla

Níže lze vidět hodnoty průhybu špice a paty tohoto nerealizovaného chodidla, včetně porovnání s chodidly ostatními.

Tab. 5- 4: Srovnání tuhosti špice nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel

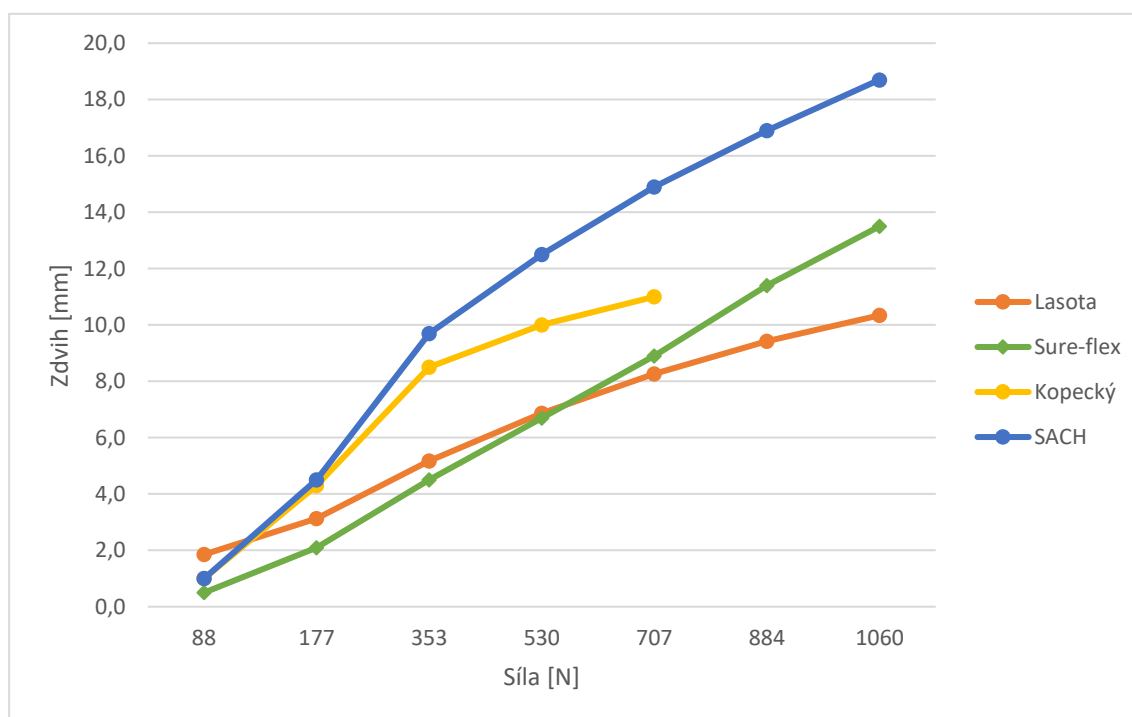
Síla [N]	Lasota III. – bez dorazu [mm]	Lasota III. – doraz 4 mm [mm]	Kopecký [mm]	SACH [mm]	Sure-flex [mm]
88	4,8	4,2	1,2	3,6	1,8
177	7,6	6,7	7,3	15,5	6,4
353	12,3	10,7	17,3	21,5	14,4
530	16,3	14,0	24,7	24,6	17,9
707	19,8	16,7	28,8	27	19,4
884	22,5	18,9	-	28,3	20,3
1060	24,6	20,8	-	29,7	21,2



Obr. 5- 4: Srovnání tuhosti špice nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel

Tab. 5- 5: Srovnání tuhosti paty nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel

Síla [N]	Lasota III. [mm]	Kopecký [mm]	SACH [mm]	Sure-flex [mm]
88	1,9	1	1	0,5
177	3,1	4,3	4,5	2,1
353	5,2	8,5	9,7	4,5
530	6,9	10	12,5	6,7
707	8,3	11	14,9	8,9
884	9,4	-	16,9	11,4
1060	10,3	-	18,7	13,5



Obr. 5- 5: Srovnání tuhosti paty nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel

ZÁVĚR

Tato diplomová práce prezentuje proces návrhu a vývoje protetického chodidla pro pacienta druhého stupně pohybové aktivity.

Nejprve byla provedena rešerše předchozích protetických chodidel vyrobených pomocí 3D tisku a následně pak důkladná patentová rešerše chodidel dynamického typu.

Na základě poznatků získaných z rešerše a ve spolupráci s protetickou firmou, jež stanovila požadavky na vyvíjené chodidlo, bylo nejprve vytvořeno několik koncepčních řešení, z nichž některá byla poté prostřednictvím CAD programu a vytvořeného výpočtového MKP modelu dále řešena. Jednalo se o postupný iterační cyklus návrhů a analýz, kdy byla sledována tuhost a pevnost navrhovaného chodidla. Snahou bylo, přiblížit se ve vlastnostech co nejvíce komerčnímu chodidlu Sure-flex.

Výsledkem tohoto iteračního postupu byly nakonec tři návrhy chodidel. Jeden z těchto návrhů byl poté úspěšně vyroben moderní aditivní metodou Multi Jet Fusion a následně úspěšně podroben mechanickému testování, jež stanovuje norma ISO 10328.

Ukazuje se, že vyvinuté chodidlo má větší tuhost než je tuhost zmíněného komerčního produktu. Pro celkové vyhodnocení chování chodidla je však nutné dále provést odzkoušení pacientem.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Služby. *ProtetikaFM* [online]. 2013 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://www.protetikafm.cz/sluzby-protetika.html>.
- [2] *Protetika dolní končetiny* [online prezentace]. Olomouc: Fakulta tělesné kultury, UPOL, [cit. 2015-05-18]. Dostupný z: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Protetika_dolni_koncetiny.pdf.
- [3] KRAWCZYK, Petr. *Ortopedická protetika*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011, 94 s. ISBN 978-80-7464-096-4.
- [4] ROSICKÝ, Jiří. Protetická chodidla a jejich vlastnosti. (1. část) *Ortopedická protetika - ONLINE* [online]. 1999 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wce9ba3235a445.htm>
- [5] RIHS, Daniel a Ivan POLIZZI. *Prosthetic Foot Design* [online]. 2001 [cit. 2015-05-18]. Dostupné také z: <http://monash.edu.au/rehabtech/research/reports/FEETMAST.PDF>
- [6] Díly protézy. *ING corporation, spol. s r. o.* [online]. [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://www.ingcorporation.cz/cs/dily-protez/uvod.php>
- [7] KRISTINÍKOVÁ, Jarmila. *Protetická fyzioterapie: studijní opora*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 96 s. ISBN 978-80-7464-515-0.
- [8] KOPECKÝ, M. Konstrukce transtibiální protézy s využitím aditivní technologie výroby. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..
- [9] ROSICKÝ, Jiří. Protetická chodidla a jejich vlastnosti (2. část) *Ortopedická protetika - ONLINE* [online]. 1999 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc88fb990a977d.htm>
- [10] *Össur Prosthetics Product Catalog* [online]. 2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné také z: <http://www.ossur.co.za/lisalib/getfile.aspx?itemid=27408>
- [11] MAVROIDIS, Constantinos, Richard G RANKY, Mark L SIVAK, Benjamin L PATRITTI, Joseph DIPISA, Alyssa CADDLE, Kara GILHOOLY, Lauren GOVONI, Seth SIVAK, Michael LANCIA, Robert DRILLIO a Paolo BONATO. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011, vol. 8, issue 1. DOI: <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-8-1>.
- [12] CADDLE, Alyssa Q., Kara GILHOOLY, Lauren GOVONI, Mark SIVAK a Seith SIVAK. Design of Patient-Specific Ankle-Foot Orthotics. *Capstone Design Program: Mechanical Engineering*. 2007. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/2047/d10011638>

- [13] FAUSTINI, Mario C., Richard R. NEPTUNE, Richard H. CRAWFORD a Steven J. STANHOPE. Manufacture of Passive Dynamic Ankle–Foot Orthoses Using Selective Laser Sintering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008, vol. 55, issue 2, s. 784-790. DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2007.912638>.
- [14] MILUSHEVA, S., E. TOSHEVA, D. TOCHEV a Y. TOSHEV. Personalized ankle foot orthosis with exchangeable elastic elements. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290\(07\)70580-8](http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290(07)70580-8).
- [15] MILUSHEVA, S, E TOSHEVA, D TOCHEV a Y TOSHEV. VIRTUAL Models and prototype of individual ankle foot orthosis. *ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting*.
- [16] SHRANK, Elisa S. a Steven J. STANHOPE. Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2011, č. 1. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21328161>
- [17] PALLARI, Jari H. P., Kenneth W. DALGARNO a James WOODBURN. Mass Customization of Foot Orthoses for Rheumatoid Arthritis Using Selective Laser Sintering. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*,. 2010, č. 7. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5424031&tag=1
- [18] TELFER, Scott, Jari PALLARI, Javier MUNGUÍA, Kenny DALGARNO, Martin MCGEOUGH a Jim WOODBURN. Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2012, vol. 13, issue 1. DOI: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-13-84>.
- [19] STOKLÁSEK, P. *Využití Reverse Engineeringu pro návrh individuální ortézy horní končetiny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 41s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.
- [20] MOLINARI, P. *Zápěstní polohovací ortéza*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 43s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.
- [21] LASOTA, M. *Zhotovení kotníkové ortézy pomocí digitálních technologií*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 70 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..
- [22] COLOMBO, Giorgio, Stefano FILIPPI, Caterina RIZZI a Federico ROTINI. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. *Computers in Industry*. 2010, roč. 61, č. 6, s. 513-523. ISSN 01663615. DOI: 10.1016/j.compind.2010.03.008.
- [23] HSU, L.H. et al The Application of Rapid Prototyping for the Design and Manufacturing of Transtibial Prosthetic Socket. *Materials Science Forum*.

- 2008, Vol. 594, s. 273-280. ISSN 1662-9752. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.594.273.
- [24] FAUSTINI, Mario C., Richard H. CRAWFORD, Richard R. NEPTUNE, William E. ROGERS a Gordon BOSKER. Design and Analysis of Orthogonally Compliant Features for Local Contact Pressure Relief in Transtibial Prostheses. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2005, roč. 127, č. 6, s. 946-. ISSN 01480731. DOI: 10.1115/1.2049331.
- [25] NG, P., P.S.V. LEE a J.C.H. GOH. Prosthetic sockets fabrication using rapid prototyping technology. *Rapid Prototyping Journal*. 2002, roč. 8, č. 1, s. 53-59. ISSN 1355-2546. DOI: 10.1108/13552540210413310.
- [26] GOH, J. C. H., P. V. S. LEE a P. NG. Structural integrity of polypropylene prosthetic sockets manufactured using the polymer deposition technique. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2002-06-01, roč. 216, č. 6, s. 359-368. ISSN 0954-4119. DOI: 10.1243/095441102321032157.
- [27] SOUTH, Brian J., Nicholas P. FEY, Gordon BOSKER a Richard R. NEPTUNE. Manufacture of Energy Storage and Return Prosthetic Feet Using Selective Laser Sintering. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2010, roč. 132, č. 1, s. 015001-. ISSN 01480731. DOI: 10.1115/1.4000166. Dostupné z: <http://link.aip.org/link/JBENDY/v132/i1/p015001/s1>.
- [28] YAP, Jonathan a Gianni RENDA. Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot. *Proceedings of the Third European Conference on Design4Health 2015* [online]. 2015, 1-10 [cit. 2017-10-22]. DOI: 10.1017/CBO9781107415324.004. ISSN 0009-921X. Dostupné z: http://research.shu.ac.uk/design4health/wp-content/uploads/2015/07/D4H_Yap_Renda.pdf
- [29] ROCHLITZ, Bence a Dávid PAMMER. Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering* [online]. 2017, **61**(4), 282- [cit. 2017-10-22]. DOI: 10.3311/PPme.11085. ISSN 1587-379x. Dostupné z: <https://pp.bme.hu/me/article/view/11085>
- [30] TAO, Zhen, Hyoun-Jong AHN, Chenglong LIAN, Kwang-Hee LEE a Chul-Hee LEE. Design and optimization of prosthetic foot by using polylactic acid 3D printing. *Journal of Mechanical Science and Technology* [online]. 2017, **31**(5), 2393-2398 [cit. 2017-10-22]. DOI: 10.1007/s12206-017-0436-2. ISSN 1738-494x. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12206-017-0436-2>
- [31] GRZESIAK, Andrzej. Rapid Manufacturing Prosthesis: State of the Art in Polymer Stiffness and Elasticity [přednáška]. 2010, 14 s. [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://publica.fraunhofer.de/eprints/urn:nbn:de:0011-n-1461563.pdf>
- [32] KOPECKÝ, M. *Konstrukce transtibiální protézy s využitím aditivní technologie výroby*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..

- [33] BOITEN, Herman, Jens NORTHEMANN a Andrea CREMER. BOCK HEALTHCARE GMBH. *JOINTLESS PROSTHETIC FOOT*. USA. US2017049585 (A1). Uděleno 2017-02-23. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?CC=US&NR=2017049585A1&KC=A1&FT=D&ND=&date=20170223&DB=&locale=en_EP#
- [34] FRIESEN, Jeff, NATHAN A WILLIAMS, JUSTIN R SMITH a KELLI D OBORN. FRIESEN JEFF [US]; WILLIAMS NATHAN A [US]; SMITH JUSTIN R [US]; OBORN KELLI D [US]; BOCK HEALTHCARE GMBH [DE]. *PROSTHETIC FOOT*. USA. US2017027716 (A1). Uděleno 2017-02-02. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20170202&CC=US&NR=2017027716A1&KC=A1#
- [35] JONSSON, Orn Ingvi a ARON KRISTBJORN ALBERTSSON. ÖSSUR ICELAND EHF. *TAPERED FLEX PLATE FOR PROSTHETIC FOOT*. USA. US2016310298 (A1). Uděleno 2016-10-27. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20161027&CC=US&NR=2016310298A1&KC=A1#
- [36] SMITH, KEITH B, Gene PARKER a ADAM A OCHOA. ABILITY DYNAMICS LLC [US]. *COMPRESSION HEEL PROSTHETIC FOOT*. USA. US2016287413 (A1). Uděleno 2016-10-06. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20161006&CC=US&NR=2016287413A1&KC=A1#
- [37] NELSON, RONALD HARRY. NELSON RONALD HARRY. *CARBON FIBER PROSTHETIC FOOT WITH HOLLOW CROSS SECTIONS*. USA. US2016242937 (A1). Uděleno 2016-08-25. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160825&CC=US&NR=2016242937A1&KC=A1#
- [38] GROSSKOPF, STEFAN, FELIX STARKER, ANDREAS KRAMSKI, ANDREAS ADLER, JANNIS BREUNINGER a URS SCHNEIDER. KRAMSKI GMBH [DE]; FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FORDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E V. *PROSTHETIC FOOT*. Kanada. CA2975364 (A1). Uděleno 2016-08-11. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160811&CC=CA&NR=2975364A1&KC=A1#
- [39] DODDROE, JEFFREY L, CHARLES R FLORA, LONNIE L NOLT a JAMES M COLVIN. OHIO WILLOW WOOD CO. *PROSTHETIC FOOT*. USA. US2016158030 (A1). Uděleno 2016-06-09. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160609&CC=US&NR=2016158030A1&KC=A1#

cent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160609&CC=US&NR=2016158030A1&KC=A1#

- [40] KRANNER, WERNER, MAX EPPENSTEINER, VOLKER NISSELS a JAN HERTWIG. MEDI PROSTHETICS GMBH. *PROSTHETIC FOOT*. Německo. EP3025683 (A1). Uděleno 2016-06-01. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160601&CC=EP&NR=3025683A1&KC=A1#
- [41] LINDHE, CHRISTOFFER. LINDHEXTEND AB C. *Prosthetic foot device*. Švédsko. SE1451220 (A1). Uděleno 2016-04-11. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160411&CC=SE&NR=1451220A1&KC=A1#
- [42] SANDAHL, DAVID. ÖSSUR HF ; OSSUR AMERICAS INC. *VARIABLE STIFFNESS PROSTHETIC FOOT*. WO2016044801 (A1). Uděleno 2016-03-24. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160324&CC=WO&NR=2016044801A1&KC=A1#
- [43] KRAMER, LESLIE D a WILLIAM STANLEY PATTERSON. TAI LORE MADE L L C. *PROSTHETIC FOOT WITH MODULAR CONSTRUCTION*. USA. US2016067060 (A1). Uděleno 2016-03-10. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160310&CC=US&NR=2016067060A1&KC=A1#
- [44] GONZALEZ, ROGER V, JOSHUA BOWEN a AARON NYSTROM. UNIV TEXAS. *LAYERING TECHNIQUE FOR AN ADJUSTABLE, REPAIRABLE VARIABLE STIFFNESS PROSTHETIC FOOT*. USA. US2016038311 (A1). Uděleno 2016-02-11. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20160211&CC=US&NR=2016038311A1&KC=A1#
- [45] HORNOS, PEDRO a MARIO TAGLIAFIERRO. HORNOS PEDRO ; TAGLIAFIERRO MARIO. *ARTIFICIAL FOOT*. USA. US2015351937 (A1). Uděleno 2015-12-10. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20151210&CC=US&NR=2015351937A1&KC=A1#
- [46] SMITH, JUSTIN R. BOCK HEALTHCARE LP. *ADJUSTABLE LENGTH PROSTHETIC FOOT*. USA. US2015289996 (A1). Uděleno 2015-10-15. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20151015&CC=US&NR=2015289996A1&KC=A1#

cent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20151015&CC=US&NR=20152899
96A1&KC=A1#

- [47] MOSLER, LUDER, MARTIN PUSCH a SVEN ZARLING. BOCK HEALTHCARE GMBH. *ARTIFICIAL FOOT AND METHOD FOR CONTROLLING THE MOVEMENT THEREOF*. USA. US2015190247 (A1). Uděleno 2015-07-09. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20150709&CC=US&NR=2015190247A1&KC=A1#
- [48] LECOMTE, CHRISTOPHE, MARTA BJÖRNSDÓTTIR a LARUS GUNNSTEINSSON. SSUR HF. *PROSTHETIC FOOT WITH RESILIENT HEEL PROSTHETIC FOOT WITH RESILIENT HEEL*. Německo. EP2797560 (A1). Uděleno 2014-11-05. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20141105&CC=EP&NR=2797560A1&KC=A1#
- [49] CLAUSEN, ARINBJORN VIGGO, GRIMUR JONSSON a CHRISTOPHE LECOMTE. OSSUR HF. *SMOOTH ROLLOVER INSOLE FOR PROSTHETIC FOOT*. USA. US2014257523 (A1). Uděleno 2014-09-11. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20140911&CC=US&NR=2014257523A1&KC=A1#
- [50] MILLER, JOSEPH A. *Modular Prosthetic Foot*. USA. US2012191222 (A1). Uděleno 2012-07-26. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20120726&CC=US&NR=2012191222A1&KC=A1#
- [51] CHRISTENSEN, ROLAND J. *BIFURCATED, MULTI-PURPOSE PROSTHETIC FOOT*. USA. US2012179274 (A1). Uděleno 2012-07-12. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20120712&CC=US&NR=2012179274A1&KC=A1#
- [52] JONSSON, VILHJALMUR FREYR. OESSUR HF ; OSSUR AMERICAS INC ; JONSSON VILHJALMUR FREYR . *PROSTHETIC FOOT WITH A CURVED SPLIT*. WO2011106564 (A1). Uděleno 2011-09-01. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20110901&CC=WO&NR=2011106564A1&KC=A1#
- [53] CURTIS, MICHAEL J. AMERICAN PROSTHETIC COMPONENTS. *Prosthetic foot with heel and keel springs*. USA. US7763082 (B1). Uděleno 2010-07-27. Dostupné také z:

- https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20100727&CC=US&NR=7763082B1&KC=B1#
- [54] TOWNSEND, BARRY W a BYRON K CLAUDINO. *PROSTHETIC FOOT WITH TUNABLE PERFORMANCE*. Hongkong. HK1066458 (A1). Uděleno 2010-04-16. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20100416&CC=HK&NR=1066458A1&KC=A1#
- [55] CURTIS, MICHAEL J. *VERTICAL SHOCK ABSORBING PROSTHETIC FOOT*. WO2006115905 (A2). Uděleno 2006-11-02. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20061102&CC=WO&NR=2006115905A2&KC=A2#
- [56] HABECKER, MATTHEW J. *Prosthetic foot with fully adjustable hindfoot and forefoot keels and inversion/eversion, pronation/supination capability*. USA. US2006235545 (A1). Uděleno 2006-10-19. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20061019&CC=US&NR=2006235545A1&KC=A1#
- [57] CURTIS, Michael J. *Energy returning prosthetic foot*. USA. US2006212131 (A1). Uděleno 2006-09-21. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20060921&CC=US&NR=2006212131A1&KC=A1#
- [58] TOWNSEND, BARRY W a BYRON K CLAUDINO. BIOQUEST PROSTHETICS, LLC. *Prosthetic foot with tunable performance and improved vertical load/shock absorption*. USA. US2006178754 (A1). Uděleno 2006-08-10. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20060810&CC=US&NR=2006178754A1&KC=A1#
- [59] TOWNSEND, BARRY W a BYRON K CLAUDINO. *PROSTHETIC FOOT WITH TUNABLE PERFORMANCE*. WO2005097008 (A2). Uděleno 2005-10-20. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20051020&CC=WO&NR=2005097008A2&KC=A2#
- [60] TOWNSEND, BARRY W a BYRON K CLAUDINO. *PROSTHETIC FOOT WITH TUNABLE PERFORMANCE*. WO2005097007 (A2). Uděleno 2005-10-20. Dostupné také z:
https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20051020&CC=WO&NR=2005097007A2&KC=A2#

cent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20051020&CC=WO&NR=2005097007A2&KC=A2#

- [61] CHRISTENSEN, ROLAND J. *Prosthetic foot with cam*. USA. US2005187640 (A1). Uděleno 2005-08-25. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20050825&CC=US&NR=2005187640A1&KC=A1#
- [62] CHRISTENSEN, ROLAND J. *Prosthetic foot with a resilient ankle*. USA. US2004068327 (A1). Uděleno 2004-04-08. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20040408&CC=US&NR=2004068327A1&KC=A1#
- [63] JANG, TAE SEONG, DONG HEE LEE, JUNG JU LEE a YONG SAN YOON. KOREA ADVANCED INST SCI & TECH. *Prosthetic foot*. USA. US6514293 (B1). Uděleno 2003-02-04. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20030204&CC=US&NR=6514293B1&KC=B1#
- [64] RUBIE, ERIC W, LARRY J HANSEN, NATHAN A WILLIAMS a DAVID J WALL. OTTO BOCK HEALTHCARE LP. *Lower leg prosthesis*. USA. US2002116072. Uděleno 2002-08-22. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20020822&CC=US&NR=2002116072A1&KC=A1#
- [65] MERLETTE, JOHN B, ERIC W RUBIE, DAVID J WALL a JAMES R BRUEGGEMANN. CRP INC. *Lower leg prosthesis*. USA. US6398818 (B1). Uděleno 2002-06-04. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20020604&CC=US&NR=6398818B1&KC=B1#
- [66] HARRIS, GRAHAM. HARRIS GRAHAM, ; CHAS. A. BLATCHFORD & SONS LTD. *Prosthetic foot*. USA. US2002013628 (A1). Uděleno 2002-01-31. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20020131&CC=US&NR=2002013628A1&KC=A1#
- [67] PHILLIPS, VAN L. *Prosthetic device incorporating low ankle design*. USA. US6254643 (B1). Uděleno 2001-07-03. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20010703&CC=US&NR=6254643B1&KC=B1#

- [68] CHRISTENSEN, ROLAND J. *Prosthetic foot with reinforcing member*. USA. US6241776 (B1). Uděleno 2001-06-05. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20010605&CC=US&NR=6241776B1&KC=B1#
- [69] GABOURIE, ROBERT MAURICE. *Prosthetic foot providing plantar flexion and controlled dorsiflexion*. USA. US6197066 (B1). Uděleno 2001-03-06. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20010306&CC=US&NR=6197066B1&KC=B1#
- [70] MUELLER-MAHN, WERNER. *Dynamic artificial foot has S shaped plate spring, horizontal back end, fixture bolt, securing pin and hollow spring*. Německo. DE19918308 (A1). Uděleno 2000-10-26. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20001026&CC=DE&NR=19918308A1&KC=A1#
- [71] CHRISTENSEN, ROLAND J. ROLAND J CHRISTENSEN FAMILY LI. *PROSTHETIC FOOT*. WO0027317 (A1). Uděleno 2000-05-18. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20000518&CC=WO&NR=0027317A1&KC=A1#
- [72] WILKINSON, KERRY E. *Flexible prosthetic foot apparatus*. USA. US6053946 (A). Uděleno 2000-04-25. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=20000425&CC=US&NR=6053946A&KC=A#
- [73] PHILLIPS, VAN L. *Prosthetic foot incorporating compressible members*. USA. US5899944 (A). Uděleno 1999-05-04. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19990504&CC=US&NR=5899944A&KC=A#
- [74] MARTIN, PIERRE a PIERRE CHABLOZ. BOCK ORTHOPAED IND. *Jointless artificial foot*. USA. US5897594 (A). Uděleno 1999-04-27. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19990427&CC=US&NR=5897594A&KC=A#
- [75] ALLEN, SCOTT. MEDONICS L L C. *Coil prosthetic foot*. USA. US5695527 (A). Uděleno 1997-12-09. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19971209&CC=US&NR=5695527A&KC=A#

- cent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19971209&CC=US&NR=5695527A
&KC=A#
- [76] MERLETTE, JOHN. CRP INC. *Foot and leg prosthesis and method of making same*. USA. US5593456 (A). Uděleno 1997-01-14. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19970114&CC=US&NR=5593456A&KC=A#
- [77] MARTIN, PIERRE ABEL. CORIMA. *Reactive elastic construction for artificial foot prosthesis*. Francie. FR2734151 (A1). Uděleno 1996-11-22. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19961122&CC=FR&NR=2734151A1&KC=A1#
- [78] BRYANT, WILLIAM E. M & IND MODEL & INSTR DEV. *Prosthetic foot and keel therefor having progressive stiffening under increasing load*. USA. US5549711 (A). Uděleno 1996-08-27. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960827&CC=US&NR=5549711A&KC=A#
- [79] PHILLIPS, VAN L. *Symes foot prosthesis*. USA. US5549714 (A). Uděleno 1996-08-27. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960827&CC=US&NR=5549714A&KC=A#
- [80] PHILLIPS, VAN L. *Split foot prosthesis*. USA. US5514185 (A). Uděleno 1996-05-07. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960507&CC=US&NR=5514185A&KC=A#
- [81] ALLARD, PAUL, JEAN DANSEREAU, FRANCOIS TRUDEAU a RONY HERRERA. UNIV MONTREAL. *Prosthetic foot with enhanced heel control*. USA. US5509937 (A). Uděleno 1996-04-23. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960423&CC=US&NR=5509937A&KC=A#
- [82] CHEN, SEN-JUNG. *Artificial foot with members to help wearer maintain steady balance*. USA. US5507838 (A). Uděleno 1996-04-16. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960416&CC=US&NR=5507838A&KC=A#

- [83] PHILLIPS, VAN L. *Foot prosthesis having auxiliary ankle construction*. USA. US5486209 (A). Uděleno 1996-01-23. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19960123&CC=US&NR=5486209A&KC=A#
- [84] RYAN, MICHAEL W. *Prosthetic foot*. USA. US5376140 (A). Uděleno 1994-12-27. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19941227&CC=US&NR=5376140A&KC=A#
- [85] GOH, JAMES C H, S L TOH a T E TAY. UNIV SINGAPORE. *Energy storing composite prosthetic foot*. 1993-11-02. USA US5258039 (A). Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19931102&CC=US&NR=5258039A&KC=A#
- [86] MERLETTE, JOHN. *Foot prosthesis and method of making same*. USA. US4959073 (A). Uděleno 1990-09-25. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19900925&CC=US&NR=4959073A&KC=A#
- [87] PHILLIPS, VAN L. *Modular composite prosthetic foot and leg*. USA. US4822363 (A). Uděleno 1989-04-18. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19890418&CC=US&NR=4822363A&KC=A#
- [88] POGGI, DONALD L, ERNEST M BURGESS, DAVID E MOELLER a DREW A HITTENBERGER. MODEL & INSTR DEV CORP. *Prosthetic foot having a cantilever spring keel*. USA. US4645509 (A). Uděleno 1987-02-24. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19870224&CC=US&NR=4645509A&KC=A#
- [89] PHILLIPS, VAN L. FLEX FOOT INC. *Composite prosthetic foot and leg*. USA. US4547913 (A). Uděleno 1985-10-22. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19851022&CC=US&NR=4547913A&KC=A#
- [90] CAMPBELL, JOHN W a CHARLES W CHILDS. *Prosthetic foot*. USA. US4328594 (A). Uděleno 1982-05-11. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19820511&CC=US&NR=4328594A&KC=A#

- [91] MOREJNIS, IEKUSIEL SH, VLADIMIR S GOLOVIN, NIKOLAJ G NIKITIN, TATYANA E KULIKOVSKIKH, MARIYA V FAENOVA, SERGEJ G FOMICHEV a ANATOLIJ P KUZHEKIN. TSNII PROTEZIROVANIYA PROTEZOS. *ARTIFICIAL FOOT*. Rusko. SU778732 (A1). Uděleno 1980-12-05. Dostupné také z: https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3&adjacent=true&locale=en_EP&FT=D&date=19801205&CC=SU&NR=778732A1&KC=A1#
- [92] HP 3D High Reusability PA 12. HP 3D printing materials [online]. USA: HP Development Company, L.P., 2017 [cit. 2018-05-20]. Dostupné z: <http://h20195.www2.hp.com/v2/getpdf.aspx/4AA6-4895EEP.pdf>
- [93] ČSN EN ISO 10328. Protetika - Zkoušení konstrukce protéz dolních končetin - Požadavky a zkušební metody. Praha: Český normalizační institut, 2007.
- [94] HP Jet Fusion 3D printing delivers design flexibility fast.: Propel your business into the future. *Laptop Computers, Desktops, Printers and more/ HP Official site* [online]. USA: HP Development Company, L.P., 2018 [cit. 2018-05-21]. Dostupné z: <http://www8.hp.com/us/en/printers/3d-printers.html>
- [95] 3D tisk z polyamidu bez použití laseru. *Materialise* [online]. Materialise, 2018 [cit. 2018-05-21]. Dostupné z: <http://www.materialise.com/cs/manufacturing/technologie-materialy-a-dokoncovaci-upravy/multi-jet-fusion>

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

ABS	- Akrylonitrilbutadienstyren
CAD	- Computer Aided Design (počítačem podporované navrhování)
FDM	- Fused Deposition Modeling
HMH	- Teorie napjatosti dle Hubera, Miesese a Henckeho
MJF	- Multi Jet Fusion
MKP	- metoda konečných prvků
PA	- polyamid
PLA	- polyaktid, kyselina polymléčná
PUR	- polyuretan
SLA	- stereolitografie
SLS	- Selective Laser Sintering (selektivní laserové slinování)
3D	- trojdimenzionální

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1-1: Schéma transtibiální protézy [2]	14
Obr. 1-2: Kinematika chůze [4]	15
Obr. 1-3: Dynamika chůze [2]	15
Obr. 1-4: Funkční indikace protézy dle předpokládané aktivity uživatele [6]	16
Obr. 1-5: Klasická chodidla: bez pohybu (A – SACH, B – SAFE) a s pohybem (C – jednoosý kloub, D – víceosý kloub) [8]	17
Obr. 1-6: Některé z nabízených produktů firmy Össur [10]	18
Obr. 1-7: Sportovní chodidlo Flex-Foot Cheetah Xtreme [10]	18
Obr. 1-8: Bionické chodidlo ProPrio Foot firmy Össur [10]	19
Obr. 1-9: Výstupy některých studií zabývajících se výrobou ortéz [13], [16]	20
Obr. 1-10: Kotníková ortéza pomoci FDM [21]	20
Obr. 1-11: Návrh lokálních struktur uvnitř lůžka [24]	21
Obr. 1-12: 3D tisk pahýl. lůžka na specializované tiskárně [25]	21
Obr. 1-13: Protetické chodidlo: a) CAD model, b) chodidlo vytištěné pomoci SLS, upraveno z [27]	22
Obr. 1-14: Tuhost komerčního a SLS chodidla, upraveno z [27]	22
Obr. 1-15: Nízkonákladové chodidlo: a) prototyp s míčkem, b) finální prototyp [28]	23
Obr. 1-16: Chodidlo z ABS: a) CAD model, b) výsledky mechanické zkoušky, c) místo porušení chodidla, upraveno z [29]	23
Obr. 1-17: Topologická optimalizace chodidlo: a) původní geometrie, b) výsledná geometrie, c) vytištěné chodidlo [30]	24
Obr. 1-18: Stehenní protéza [31]	24
Obr. 1-19: Protetické chodidlo vyvinuté na VUT v Brně [32]	25
Obr. 1-20: Měření tuhosti chodidla vyvinutého na VUT: a) tuhost špice – vlevo průběh testu, vpravo výsledky, b) tuhost paty – vlevo průběh testu, vpravo výsledky [32]	25
Obr. 2-1: Patent č. US2017049585 [33]	27
Obr. 2-2: Patent č. US2017027716 [34]	27
Obr. 2-3: Patent č. US2016310298 [35]	27
Obr. 2-4: Patent č. US2016287413 [36]	27
Obr. 2-5: Patent č. US2016242937 [37]	27
Obr. 2-6: Patent č. CA2975364 [38]	29
Obr. 2-7: Patent č. US2016158030 [39]	29
Obr. 2-8: Patent č. EP3025683 [40]	29
Obr. 2-9: Patent č. SE1451220 [41]	29
Obr. 2-10: Patent č. WO2016044801 [42]	29
Obr. 2-11: Patent č. US2016067060 [43]	29
Obr. 2-12: Patent č. US2016038311 [44]	31
Obr. 2-13: Patent č. US2015351937 [45]	31
Obr. 2-14: Patent č. US2015289996 [46]	31
Obr. 2-15: Patent č. US2015190247 [47]	31
Obr. 2-16: Patent č. EP2797560 [48]	31
Obr. 2-17: Patent č. US2014257523 [49]	31
Obr. 2-18: Patent č. US2012191222 [50]	33
Obr. 2-19: Patent č. US2012179274 [51]	33

Obr. 2-20: Patent č. WO2011106564 [52]	33
Obr. 2-21: Patent č. US7763082 [53]	33
Obr. 2-22: Patent č. HK1066458 [54]	33
Obr. 2-23: Patent č. WO2006115905 [55]	33
Obr. 2-24: Patent č. US2006235545 [56]	35
Obr. 2-25: Patent č. US2006212131 [57]	35
Obr. 2-26: Patent č. US2006178754 [58]	35
Obr. 2-27: Patent č. WO2005097008 [59]	35
Obr. 2-28: Patent č. WO2005097007 [60]	35
Obr. 2-29: Patent č. US2005187640 [61]	35
Obr. 2-30: Patent č. US2004068327 [62]	37
Obr. 2-32: Patent č. US6514293 [63]	37
Obr. 2-33: Patent č. US2002116072 [64]	37
Obr. 2-33: Patent č. US6398818 [65]	37
Obr. 2-34: Patent č. US2002013628 [66]	37
Obr. 2-35: Patent č. US6254643 [67]	37
Obr. 2-36: Patent č. US6241776 [68]	39
Obr. 2-38: Patent č. DE19918308 [70]	39
Obr. 2-37: Patent č. US6197066 [69]	39
Obr. 2-39: Patent č. WO0027317 [71]	39
Obr. 2-40: Patent č. US6053946 [72]	39
Obr. 2-41: Patent č. US5899944 [73]	39
Obr. 2-42: Patent č. US5897594 [74]	41
Obr. 2-43: Patent č. US5695527 [75]	41
Obr. 2-44: Patent č. US5593456 [76]	41
Obr. 2-46: Patent č. US5549711 [78]	41
Obr. 2-47: Patent č. US5549714 [79]	41
Obr. 2-45: Patent č. FR2734151 [77]	41
Obr. 2-49: Patent č. US5509937 [81]	43
Obr. 2-50: Patent č. US5507838 [82]	43
Obr. 2-48: Patent č. US5514185 [80]	43
Obr. 2-51: Patent č. US5486209 [83]	43
Obr. 2-52: Patent č. US5376140 [84]	43
Obr. 2-53: Patent č. US5258039 [85]	43
Obr. 2-55: Patent č. US4822363 [87]	45
Obr. 2-56: Patent č. US4645509 [88]	45
Obr. 2-57: Patent č. US4547913 [89]	45
Obr. 2-54: Patent č. US4959073 [86]	45
Obr. 2-59: Patent č. SU778732 [91]	45
Obr. 2-58: Patent č. US4328594 [90]	45
Obr. 2-60: Přehled různých typů rozvržení skeletu dynamických chodidel, upraveno z [37]	46
Obr. 3-1: Schéma systému upnutí chodidla k zbytku protézy [32]	50
Obr. 3-2: Proces digitalizace estetického krytu chodidla	51
Obr. 3-3: MKP analýza chodidla Kopeckého. Zobrazen koeficient bezpečnosti při zatížení 1000N s a bez dorazů.	52

Obr. 3-4: Úprava chodidla Kopeckého – pohled zboku, zespod, zepředu a 3D pohled. Modře původní chodidlo.	53
Obr. 3-5: Koncept č. 2 - pohled zboku a 3D pohled.	54
Obr. 3-6: Koncept č. 3 - pohled zboku, zepředu a 3D pohled.	54
Obr. 3-7: Prostorové rozvržení a jednotlivé elementy skeletu chodidla	55
Obr. 3-8: Koncept špice č. 1 – změna tuhosti pomocí řemene, varianta 1	56
Obr. 3-9: Koncept špice č. 1 – změna tuhosti pomocí řemene, varianta 2	57
Obr. 3-10: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 1 – boční řez	57
Obr. 3-11: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 1 – horní řez	58
Obr. 3-12: Koncept špice č. 2 – změna tuhosti výměnou vnitřní lišty, varianta 2	58
Obr. 3-13: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 1	59
Obr. 3-14: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 2	60
Obr. 3-15: Koncept špice č. 3 – změna tuhosti posuvným členem, varianta 3	61
Obr. 3-16: Koncept špice č. 4 – změna tuhosti vkládáním členů do drážek – boční řez	61
Obr. 3-17: Koncept špice č. 4 – změna tuhosti vkládáním členů do drážek – horní pohled	62
Obr. 3- 18: Koncept špice č. 5 – změna tuhosti vkládáním členů mezi doraz a pružinu špice	62
Obr. 3- 19: Koncepty dorazu paty – klasický doraz, doraz z lamel, doraz ve tvaru pružiny	63
Obr. 4-1: Schéma rozvržení statické zkoušky podle ISO 10328 [93]	64
Obr. 4-2: Příklad nastavení kontaktů v MKP modelu	65
Obr. 4-3: Nastavení silových vazeb v MKP modelu	66
Obr. 4- 4: Příklad vytvořené polygonové sítě před MKP výpočtem.	67
Obr. 4-5: Schéma navrhování prvního chodidla	68
Obr. 4- 6: Finální podoba prvního navrženého chodidla	69
Obr. 4- 7: První navržené chodidlo i s připojovacími adaptéry	70
Obr. 4- 8: Rozměry prvního navrženého chodidla	70
Obr. 4-9 Srovnání tuhosti paty prvního chodidla s jinými chodidly [32]	71
Obr. 4-10 Výsledek MKP simulace zatížení paty prvního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.	72
Obr. 4-11 Srovnání tuhosti špice prvního chodidla a dalších chodidel	73
Obr. 4-12 Výsledek MKP simulace zatížení špice prvního chodidla bez použití vložek a při použití všech pěti vložek.. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.	73
Obr. 4-13 Srovnání vlivu použití vložek v drážkách na tuhost špice prvního chodidla	74
Obr. 4-14: Schéma procesu navrhování finálního chodidla	75
Obr. 4- 15: Finální návrh protetického chodidla	76
Obr. 4- 16: Finální návrh protetického chodidla i s připojovacími adaptéry	77
Obr. 4- 17: Rozměry finálního protetického chodidla	77
Obr. 4-18 Výsledek MKP simulace zatížení paty finálního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.	78
Obr. 4-19 Výsledek MKP simulace zatížení špice finálního chodidla. Zobrazena je distribuce redukovaného napětí.	79
Obr. 4-20: Zařízení HP Jet Fusion 3D 4210 [94]	80

Obr. 4- 21: Fotografie vyrobeného prototypu z materiálu PA12 metodou MJF.	81
Obr. 4-22: Testovací stand pro zkoušení pahýlových lůžek	82
Obr. 4- 23: Upravený testovací stand připravený pro statickou zkoušku špice a paty.	83
Obr. 4- 24: Zachycení průběhu deformace paty chodidla při statické zkoušce	83
Obr. 4- 25: Srovnání výsledků statické zkoušky paty s výsledky MKP	84
Obr. 4- 26: Zachycení průběhu deformace špice chodidla při statické zkoušce	85
Obr. 4- 27: Srovnání výsledků statické zkoušky špice s výsledky MKP	86
Obr. 4- 28: a) testovací stand pro protetická chodidla; b) zachycení zatížení paty; zachycení zatížení špice	87
Obr. 4- 29: Díly, jež selhaly v průběhu cyklické zkoušky	88
Obr. 5- 1: Porovnání tuhosti paty finálního chodidla s dalšími chodidly	89
Obr. 5- 2: Porovnání tuhosti špice finálního chodidla s dalšími chodidly	90
Obr. 5- 3: Srovnání tuhosti špice nerealizovaného chodidla s dalšími chodidly	91
Záložka není definována.	
Obr. 5- 4: Srovnání tuhosti paty nerealizovaného chodidla s dalšími chodidly	93

SEZNAM TABULEK

Tab. 1-1: Vybrané hodnoty lidského chodidla při běžné chůzi [5]	16
Tab. 1-2: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka I.	26
Tab. 1-3: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka II.	28
Tab. 1-4: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka III.	30
Tab. 1-5: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka IV.	32
Tab. 1-6: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka V.	34
Tab. 1- 7: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VI.	36
Tab. 1-8: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VII.	38
Tab. 1-9: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka VIII.	40
Tab. 1-10: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka IX.	42
Tab. 1-11: Přehled patentů dynamických chodidel – tabulka X.	44
 Tab. 3-1: Charakteristiky materiálu PA 12 [92]	 51
 Tab. 4-1: Přehled veličin při statické zkoušce paty prvního chodidla	 71
Tab. 4-2: Přehled veličin při statické zkoušce špice prvního chodidla	72
Tab. 4-3: Přehled veličin při statické zkoušce paty finálního chodidla	78
Tab. 4-4: Přehled veličin při statické zkoušce špice finálního chodidla	79
Tab. 4-5: Naměřené hodnoty průhybu paty a porovnání s MKP	84
Tab. 4-6: Naměřené hodnoty průhybu špice a porovnání s MKP	85
 Tab. 5- 1: Porovnání tuhosti paty finálního chodidla s dalšími chodidly	 89
Tab. 5- 2: Porovnání tuhosti špice finálního chodidla s dalšími chodidly	90
Tab. 5- 3: Chodidlo vyvinuté na základě výsledků finálního chodidla	91
Tab. 5- 4: Srovnání tuhosti špice nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel	92
Tab. 5- 5: Srovnání tuhosti paty nerealizovaného chodidla s dalšími chodidel	93