České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Matěj K r u p k a

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Návrh a realizace vylehčené protézy horní končetiny s dislokovanou pohonnou jednotkou

Pokyny pro vypracování:

1. Vylehčení protézy s cílem nižší zátěže na pohybový aparát a pahýl.
2. Provedení s cenou dostupnou pro pacienty s nižšími finančními možnostmi.
3. Nízká náročnost na servis např. dle požadavků rozvojových zemí.
4. Možnost volby využití motorického nebo případně i tahového pohonu/ body-powered.

Seznam odborné literatury:

[1] Učík Otakar: Protézy horních končetin a dolních končetin. Praha – Výzkumné protetické pracoviště, 1969.
[2] Hadraba Ivan: Ortopedická protetika. Karolinum Praha, 2007.
[3] Jančík Luděk, Zýma Jiří: Části a mechanismy strojů. ČVUT Praha, 2004.
[4] Bieringer Stefan, Rüttimann, Beat: Prothesen der unteren Extremität. Bundesfachschule für Orthopädie-Technik 2006.
[5] Cmunt Edvard: Přehled protéz horní končetiny a jejich dílců. Brno, 1973.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Pavel Rubeš

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

doc. Dr. Ing. Jan Kybic
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2014

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

Návrh a realizace vylehčené protézy horní končetiny s dislokovanou pohonnou jednotkou

Designing and realisation of light upper-limb prosthesis with external drive unit

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Pavel Rubeš

Bc. Matěj Krupka

Praha, 2015

Anotace

Diplomová práce na téma Návrh a realizace vylehčené protézy horní končetiny s dislokovanou pohonnou jednotkou pojednává o současných typech a metodách ovládání protéz horní končetiny, dále se zabývá i dokumentací návrhu a výroby samotné nové protézy. Popis procesu výroby spočívá v návrhu nové mechanické metody otevírání prstů, realizace externí pohonné jednotky a metody jejího spojení s mechanickou částí. Mimo to je také v práci popsáno řešení ovládání protézy pomocí elektrických signálů přijatých ze zdravých svalů předloktí. Cílem práce je tedy výroba samotné protézy, respektive její mechanické části, která může být následně použita s kosmetickými doplňky a pahýlovým lůžkem jako plně funkční náhrada lidské končetiny.

Klíčová slova

Myoelektrická protéza horní končetiny, externí pohonná jednotka, mechanická ruka protézy, přenesení působiště síly, bovden, svalový elektrický potenciál

Abstract

The thesis focuses on designing and realisation of light upper-limb prosthesis with external drive unit. It shows present types of prostheses and methods of their use. Next, it shows a realization of a new method of a mechanical hand-opening. It describes all the particles used in it and there is also a technique of trasmission of force from the external drive unit into the mechanical hand. There is also a description of an electrical control unit using myoelectrical signal meassured from functional muscle units in the forearm. The goal of the thesis is to develop and realize a light hand prosthesis (its mechanical and motoric part), that may be ordinarily used with cosmetic accesories and an arm socket as a complete substitute of a human hand.

Key words

Myoelectrical prosthesis of upper limb, external drive unit, mechanical prosthetic hand, force transmission, Bowden’s cable, electrical potential of muscles

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vykonal samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne ……... ……..……..

Podpis autora práce

Poděkování

Na úvod mé diplomové práce musím jednoznačně vyzdvihnout podporu a čas, které mi poskytl můj školitel a vedoucí pan Ing. Pavel Rubeš. Tímto bych mu chtěl srdečně poděkovat hlavně za to, že se mě ujal i přesto, že není zaměstnancem fakulty a že mu toto vedení diplomanta přineslo pouze a jen práci navíc vedle vedení jeho vlastní firmy. Dovolil mi také přijet pracovat do jeho firemní dílny a navíc mi jeho firma poskytla některé důležité součástky, bez kterých bych protézu nezprovoznil.

Dále bych chtěl také poděkovat svým rodičům, kteří na mě během dokončování diplomové práce brali neuvěřitelné ohledy, čímž mi umožnili se práci věnovat s plným nasazením.

V Praze dne ……... ……..……..

Podpis autora práce

Obsah

Úvod 1
1 Protéza horní končetiny 3
1.1 Současné typy protéz 3
1.2 Kosmetická protéza 3
1.2.1 Výhody kosmetických protéz: 4
1.2.2 Nevýhody kosmetických protéz: 4
1.3 Tahová protéza 4
1.3.1 Mechanický princip 5
1.3.2 Tahová bandáž 6
1.3.3 Další mechanismy ovládání 7
1.3.4 Výhody tahových protéz: 8
1.3.5 Nevýhody tahových protéz: 8
1.3.6 Myolelektrická protéza 8
1.4 Konstrukce myoelektrické protézy 9
1.4.1 Myoelektrický signál 10
1.4.2 Elektrody 11
1.4.3 Mechanický princip otevírání 12
1.4.4 Samosvornost 14
1.4.5 Řízení a vlastnosti protézy 15
1.4.6 Elektromotory 15
1.4.7 Výhody myoelektrické protézy: 16
1.4.8 Nevýhody myoelektrické protézy: 16
1.5 Ulpívající lůžko 17
2 Návrh nového typu aktivní protézy 18
2.1 Cíle návrhu 18
2.2 Základní přehled 18
2.2.1 Očekávané výhody systému 19
2.2.2 Očekávané nevýhody systému 19
2.3 Mechanická část protézy 19
2.3.1 Linearita otevírání 24
2.3.2 Posuvná matice 28
2.3.3 Závitová tyč a spojení s bovdenem 29

2.3.4 Kompletace mechanické ruky 30
2.3.5 Zápěstní objímka 31
2.3.6 Bovden 32
2.3.7 Kryt a upevnění motoru 33
2.4 Elektronika protézy 35
2.4.1 Použité komponenty: 35
2.4.2 Postup získání a zpracování signálu 35
3 Testování protézy 38
3.1 Zkompletování systému 38
3.2 Vlastnosti protézy 39
3.2.1 Odběr proudu 41
3.2.2 Plynulost pohybu 41
3.2.3 Rozsah pohybu 41
3.2.4 Doba otevírání 41
3.2.5 Samosvornost protézy 42
3.2.6 Hmotnost mechanické ruky 42
3.2.7 Odhadované slabiny protézy 42
3.2.8 Výrobní náklady mechanismu 43
4 Diskuze výsledků a návrh dalších postupů 44
4.1 Srovnání s jinými typy protéz 44
4.2 Návrhy na vylepšení 44
5 Závěr 46
6 Bibliografie 48
7 Přílohy 50
7.1 Příloha č. 1- CD - Elektronická verze diplomové práce a přílohy 50
7.2 Příloha č. 2 - Tabulka normalizovaných stoupání závitů dle normy ISO 261 51

Úvod

V souvislosti s velkým rozmachem robotiky ve spojení s protetikou jde vývoj protéz neustále velkými skoky kupředu. Výsledky projektů jsou úchvatné a inovace v oblasti pohonů protéz se jen tak nezastaví. Kromě zaběhnutých elektromotorů se již testuje využití hydrauliky či jiných pohonů, takže se zdá být zbytečné zaobírat se starými tahovými protézami z protetického pravěku. Také se na mě protetici profesionálové dívali s mírným nepochopením a soucitem, že jsem si vybral jako téma diplomovém práce návrh a realizaci hybridní tahové a myoelektrické protézy. Všichni považují tyto mechanické pomůcky ovládané vlastní silou člověka za minulost a nechtějí se k nim nadále vracet. To je jasné, že protetici chtějí nabízet pacientům ty nejlepší a nejnovější protézy, které nabízejí vysoký komfort a jedinečnou funkčnost, avšak po určité době strávené po boku člověka odkázaného pouze na jednu protetickou ruku jsem pochopil, v čem je život s protézou tak specifický.

Život s protézou musí pacientovi umožnit se o sebe postarat a pacient se musí na svou pomůcku také spolehnout. Je pravda, že vysoké množství elektrických kloubů dává pacientovi mnoho možností oproti protézám pouze s pohyblivým palcem a dvojicí protilehlých prstů, ale pro běžný život toto není nezbytně nutné. Pro většinu pacientů je důležité co nejdříve získat funkční náhradu ruky, která dokáže vyřešit velkou část jejich potřeb. Takovéto protézy jsou jednoduché, snadné na ovládání, mnohem méně náročné a v neposlední řadě i mnohem levnější. S takzvaným špetkovým úchopem (spojením palce a dvou prstů) dokáže pacient většinu běžných úkonů a nemusí k tomu zvládnout složité ovládání vysoce propracované protézy.

Ve své diplomové práci jsem se ale zaměřil i na další aspekt. Běžných myoelektrických protéz na světě již existuje velké množství a splňují základní požadavky jejich uživatelů. V chudších lidnatých zemích a regionech zasažených válečnými konflikty jsou ale i lidé, kteří nemají finanční prostředky na profesionální protézy. Pro tyto klienty je základní potřebou mít levnou náhradu končetiny plnící základní funkce. K tomuto cílu má práce směřuje. Pokusil jsem se vyrobit protézu nenáročnou na výrobu, ovládání, servis a finance.

Kromě těchto racionálních ekonomických důvodů tu byl ještě jeden aspekt. Jednoduchost a cena je pochopitelná, ale nižší hmotnost je také nezanedbatelnou výhodou takové náhrady. Hmotnost protézy sice není hlavním kritériem, ale pro pacienty je docela pochopitelným. Nejde pouze o zátěž zbytku těla, může jít také o omezení pohybů způsobené větší setrvačností nevyvážené protézy. Ta by se mohla v určitých situacích, kdy dojde k rychlejšímu odstředivému pohybu, uvolnit a sklouznout, čemuž se pacienti snaží raději předcházet.

V práci shromažďuji informace o současných protézách a jejich kvalitách či nevýhodách. V průběhu teoretické přípravy jsem vytvořil přehled, co je a co není důležité a co by se dalo vymyslet jinak. V práci popisuji kromě finálního produktu také cesty, kterými jsem k němu došel, ačkoliv se třeba jednalo i o slepé uličky, kterými jsem se nakonec při výrobě nevydal. Není totiž nikdy vyloučeno, že se k mé práci dostane někdo další s podobným nápadem

a cílem, který ale bude přemýšlet jinak než já a napadne ho, jak třeba mnou zahozené návrhy a mechanismy vylepšit a dovést je k funkčnímu a praktickému stavu.

1 Protéza horní končetiny

V některých případech je nutno řešit vážné, život ohrožující, poúrazové, případně chorobné změny končetin radikálním chirurgickým zásahem, tj. amputací nebo exartikulací. Ztráta končetiny nebo její části představuje pro postiženého většinou nejen ztrátu anatomickou a tím také funkční, ale i současně viditelný defekt kosmetický, vyvolávající u něho druhotně také specifické poruchy psychické. V těchto případech je vhodné nahradit utrpěnou ztrátu zvláštní mechanickou pomůckou – protézou. Slovo protéza, pocházející z řeckého slova protýdym – nahrazuji – vyjadřuje, že pomůcka má nahradit především viditelnou ztrátu anatomickou, tj. zakrýt zkomolení způsobené ztrátou části nebo celé končetiny. Druhým důležitým požadavkem je, aby protéza nahradila ztracenou část končetiny po stránce funkční. Má dovolit určité účelné uchopovací i přidržovací pohyby sloužící k sebeobsluze, nebo i k určitým pracovním úkonům.

Dalším požadavkem, který klademe na umělou náhradu končetin, je přiměřená lehkost. To znamená, že její používání má být provázeno maximální úsporou energie, nemá namáhat, případně výdej energie má být při běžných životních úkonech redukován na minimum. [23]

1.1 Současné typy protéz

V současné době nelze přesně říci, kolik typů protéz existuje, protože jsou neustále vyvíjeny nové biomechanické typy, nicméně základní dělení lze uvést následovně.

- kosmetické protézy
- protézy ovládané vlastní silou postiženého
- protézy ovládané zevní silou
- hybridní protézy
- speciální protézy (dle speciálních činností, jako je např. protéza pro rybaření, golf, apod.) [14]

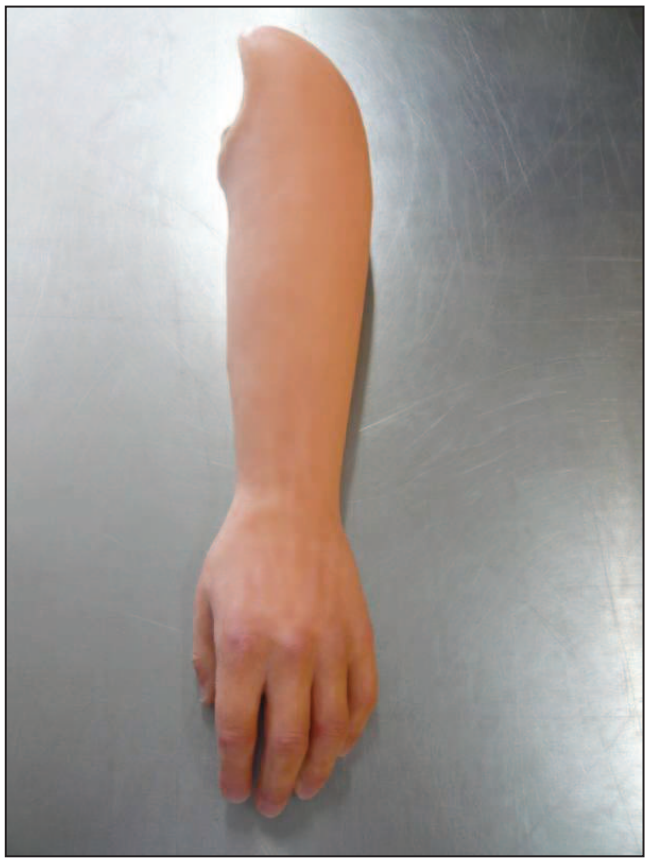
1.2 Kosmetická protéza

V případech, kdy má pacient snesenou pouze jednu končetinu, případně pouze její část, nemusí být vždy nutné nahrazovat tuto končetinu funkční protézou. V takovém případě jde hlavně o co nejlepší napodobení a nahrazení chybějící části ve smyslu kosmetickém.

Takovéto protézy se nosí za účelem obnovení vnějšího vzhledu. Funkční možnosti jsou proto u nich omezeny na minimum. Jediným možným využitím je pak částečné poskytování opory při držení. Jejich význam je však také ve vyvážení těla pacienta, které je po amputaci nevyvážené, čímž trpí celý pohybový aparát. [6]

K volbě této protézy se přiklánějí hlavně pacienti, kteří upřednostňují vzhled před funkčností, případně také pacienti, kteří záměrně odmítají aktivní funkce protéz. Ti pak povětšinou mívají vyšší nároky na vzhled, komfort nošení a jednoduchost používání.

Kosmetické protézy jsou vhodné pro všechny úrovně amputace. Zvláštní význam mají po amputacích ve vysokých úrovních, když amputovaný odmítá funkční protézy, resp. když nelze chybějící funkce nahradit. [14]



Obr. č. 1 - Kosmetická protéza předloktí [17]

1.2.1 Výhody kosmetických protéz:

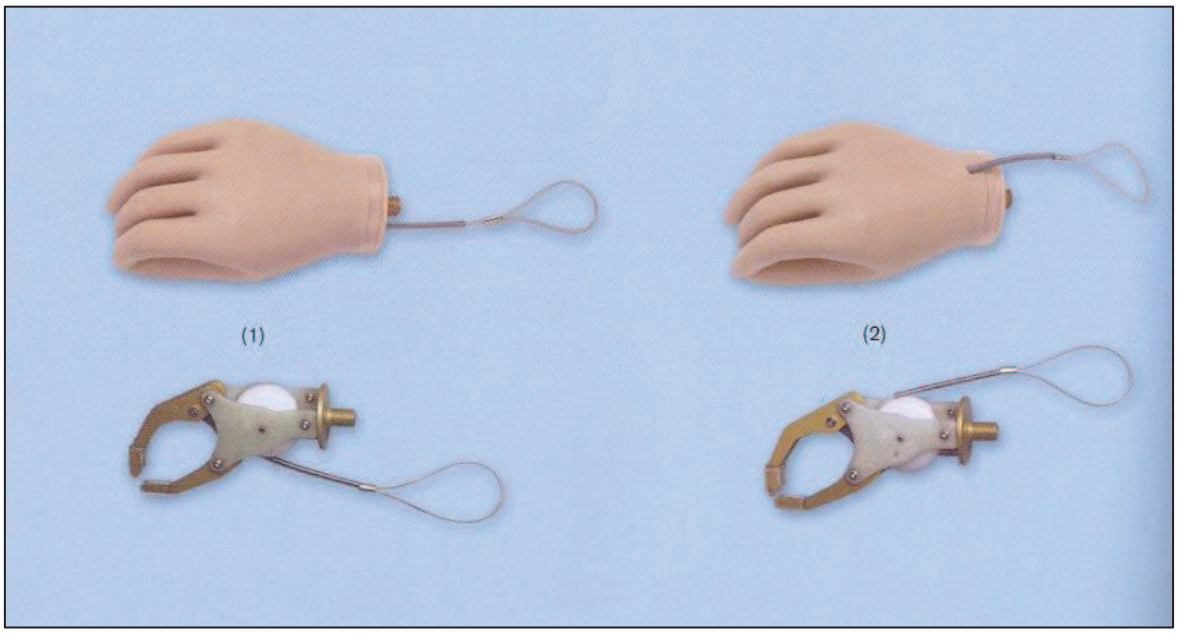
- Nízká hmotnost nezatěžuje pacienta.
- Takřka nerozeznatelná od původní končetiny.
- Není nutné řešit ovládání protézy.
- Jsou víceméně bezúdržbové.

1.2.2 Nevýhody kosmetických protéz:

- Nenahrazují funkční aspekty ruky.
- Poskytují pouze opěrnou funkci (přidržování).
- Znemožňují bilaterální úchop (oběma rukama). [14]

1.3 Tahová protéza

Tahem ovládané protézy jsou již pomůcky, které mají za úkol nahrazovat kromě kosmetické také funkční stránku ruky. Patří mezi ně protézy ovládané silou ramenního pletence, nebo protézy pákové ovládané paží. Jedná se o tzv. aktivní úchopové ruce, u nichž se řídí funkce protézy pomocí vlastní síly pacienta. Pohyb je ve většině případů zajišťován přes tahovou bandáž na protéze. [22]



Obr. č. 2 - Tahové protézy [9]

1.3.1 Mechanický princip

Systémová mechanická ruka je zařízení, které se vyznačuje jednoduchou funkcionalitou, což pacientovi umožňuje rychlé a snadné učení ovládání protézy. Funkce úchopu závisí na konstrukci mechaniky úchopu a řídí se pomocí tahové bandáže. Vnitřní ruka slouží jako obal vlastního mechanismu ruky a představuje základní tvar pro kosmetickou rukavici. Ta se vybírá podle velikosti vnitřní ruky a vyrábí se v mnoha barevných odstínech. [9]

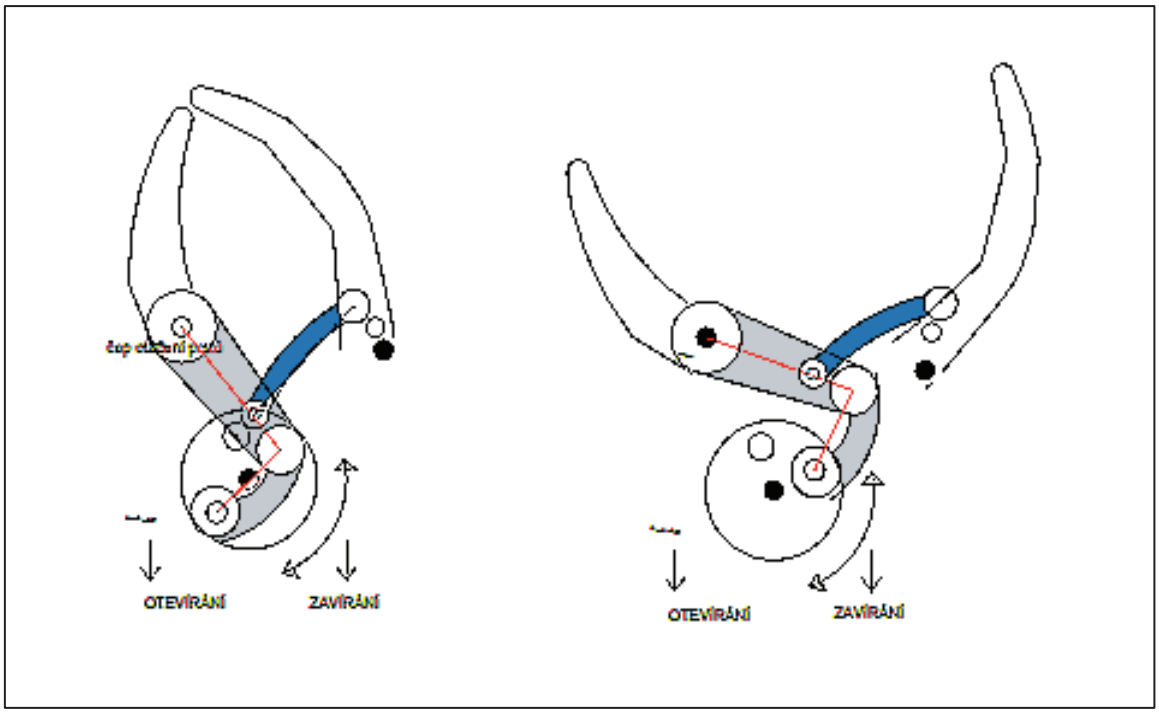
Základními stavebními prvky tahové protézy ruky jsou tedy mechanismus kleští (prstů) s pružinou či gumou, dále ovládací lanko a nakonec tahová bandáž. Většina typů těchto protéz funguje na principu volního otevírání úchopu ovládaného silou svalů hrudníku a ramen, zatímco pohyb uzavírání kleští je čistě fyzikální záležitost zajišťována pružinou. Z tohoto mechanismu vyplývá, že síla člověka působí jen v jednom směru, druhý již neovládá. Síla úchopu tedy závisí pouze na síle použité pružiny a rozhodně se nejedná o pohyb plynulý (při zavírání ruky pacient v podstatě jen brzdí rychlost pohybu pružiny).

Zajímavostí tedy může být také možnost rozhodnutí o směru volního ovládání. Lze totiž také vyrobit protézu, u níž bude volně ovládáno uzavírání, zatímco otevření bude zajištěno pružinou. Takovéto řešení umožňuje ovládat sílu úchopu, což může být v případě potřeby velké síly vhodné, nicméně tato protéza vyžaduje neustálou sílu na udržení předmětu, což dle studie vychází jako větší zátěž pro pacienta, než vykonání samotného otevření u běžnějších protéz. [3]

Při výrobě tahových protéz se dříve přistupovalo spíše k výrobě otevíraných háků, což sice neimituje tvar ruky, ale pro běžnou obsluhu pacienta velmi dobře poslouží. Jde o tvar, který vychází z historického používání dřevěné protézy s kovovým hákem na konci. Dále se ale také vyrábějí běžné protézy esteticky podobné reálné končetině, k čemuž se přikláním i v této práci. Estetický dojem mechanické ruky je podstatně lepší než u háků.

Samotný nákres jedné z možností řízení pohybu prstů je zobrazen na obr. č. 3. Jedná se o mechanismus starší mechanické protézy, kde tahová síla otáčí mechanismem, jenž otevírá

palec. Z něho je síla převáděná kovovým táhlem na zbylé prsty (v tomto případě se nejednalo o konstrukci, na kterou bude nasazována tvarová ruka a kosmetická rukavice, zde šlo přímo o kompletní protézu v jednom kuse). Toto řešení je funkční, ale zbytečně složité. Nicméně určité prvky z tohoto mechanismu jsou využívány doposud. Tímto prvkem je ovládání pouze jednoho prstu, z něhož posléze sílu převádíme na prsty zbylé. Jde o šikovný mechanismus, je ovšem vcelku náročné zachovat linearitu otevírání - aby se palec otevíral stejně rychle a o stejný úhel, jako zbylé prsty. Většinou jsou tímto mechanismem prsty otevírány o přibližně 10° více než palec.

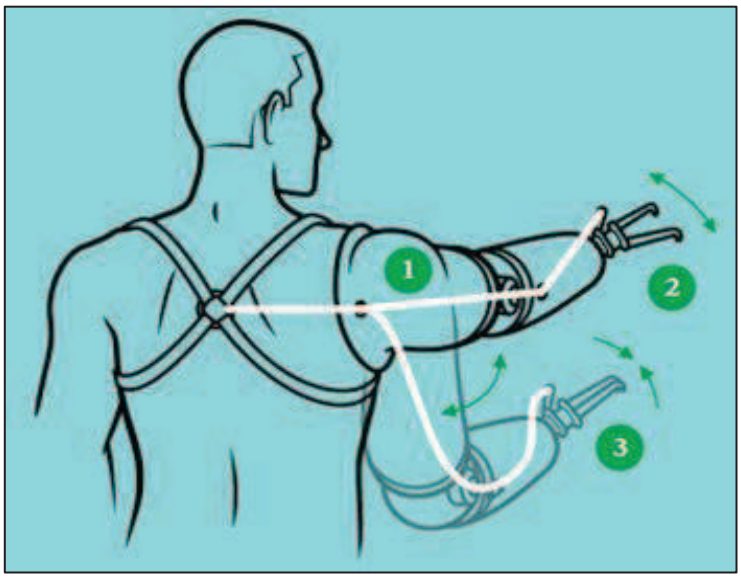


Obr. č. 3 - Mechanismus otevírání tahové protézy

1.3.2 Tahová bandáž

Tahové bandáže jsou nutným a důležitým prvkem vybavení protéz ovládaných pohybem horní poloviny těla. Jsou připevněny kolem ramen a šíje. Uživatel pohybem ramen a zad ovládá táhlo, které vyvolá pohyb ruky. Bandáže by měly být vyrobeny a navrženy tak, aby nezatěžovaly šíji a zároveň zajišťovaly optimální průběh síly k umožnění efektivního a nenápadného řízení pohybů. [9]

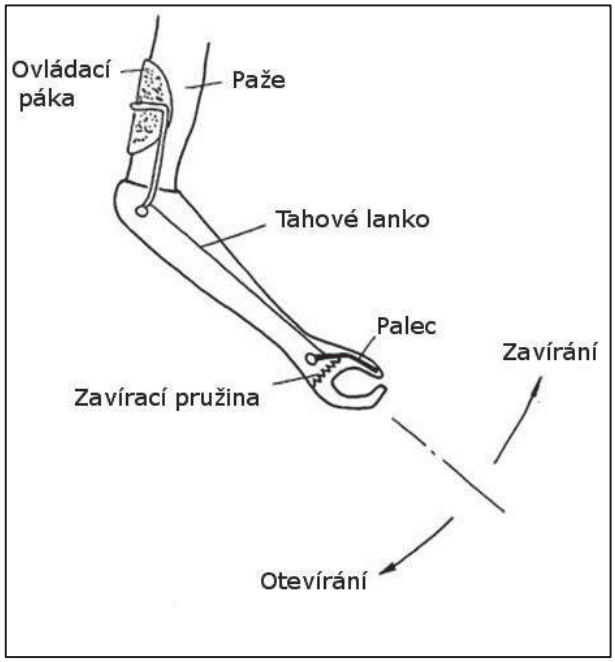
Ovládání tahových protéz je znázorněno na obr. č. 4. Vidíme zde moment, kdy je tahem napínáno tahové lanko 1 pro otevření protézy (bod 2). Bod 3, kdy je lanko povoleno a na protézu nepůsobí externí síla, dává šanci pružině v protéze, aby působila pro zavření protézy. Druhy závěsů se mnohdy liší ve svém tvaru a anatomickém usazení, ale vždy popruh vede přes záda pacienta na ramenní kloub druhé ruky, kde je uchycen.



Obr. č. 4 - Princip ovládání tahové mechanické protézy [16]

1.3.3 Další mechanismy ovládání

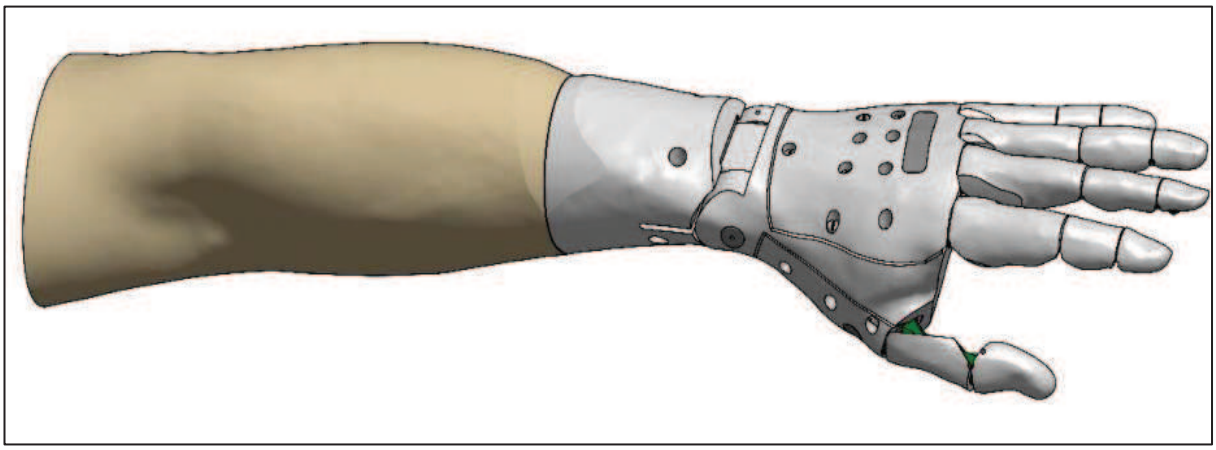
Dalším navrženým ale takřka nevyužívaným ovládáním mechanické protézy je využití hybné síly páky na paži, respektive síly z ohybu/natažení lokte. Tento mechanismus je zobrazen na obr. č. 5. Jde sice o mechanismus, kde není zatěžován celý pohybový aparát člověka a protéza je spojena jen s postiženou končetinou a navíc je jednodušší, ale využití takovéto protézy je vcelku náročné. Neumožňuje otevření prstů, nýbrž pouze palce, což je velmi omezující ve smyslu rozsahu a velikosti uchopovaného předmětu. [26]



Obr. č. 5 - Ovládání pákové protézy (přeloženo z anglického originálu) [26]

Mimo takovéto mechanismy existují také studie a návrhy protéz ovládaných druhou zdravou končetinou (obr. č. 6). Jedná se o pomůcky, díky kterým může pacient uchopovat přesněji požadované předměty, protože tyto protézy mohou mít mnohem více stupňů volnosti, které spíše odpovídají běžné končetině. Jejich ovládání nicméně vyžaduje druhou zdravou ruku, což

velmi zpomaluje a komplikuje jejich využití. Takováto mechanická ruka má automatické aretování kloubů v určitých pozicích, na jejichž uvolnění je poté nutné stisknout tlačítko a uvolnit kloub. Není tedy využívána žádná tahová síla. [7]



Obr. č. 6 - Mechanická ruka s více klouby ovládaná druhou zdravou končetinou [7]

1.3.4 Výhody tahových protéz:

- Lehká funkční protéza (oproti myoelektrické).
- Dostupnější cena (50 – 80 tisíc Kč).
- Jednoduchý princip se snadnějším.
- Nízká náchylnost na okolní vlivy.
- Snadný nácvik použití.

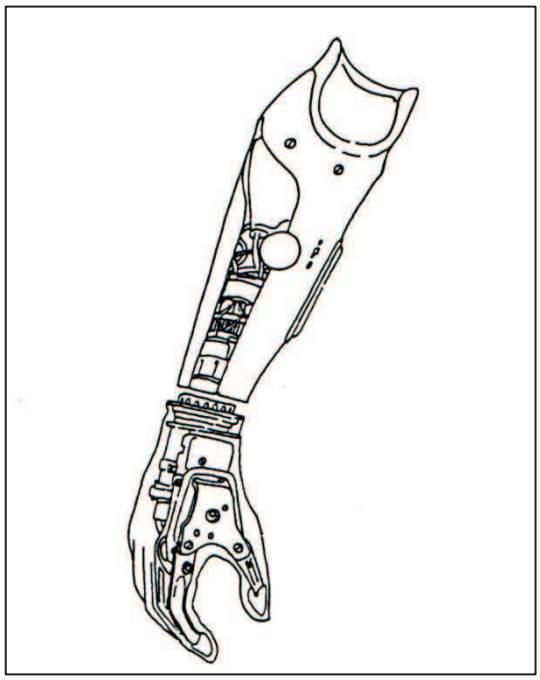
1.3.5 Nevýhody tahových protéz:

- Vyšší míra nepohodlí (uchycení tahové bandáže apod.) způsobená uchycením protézy s tahovou bandáží a její ovládání nepřirozeným pohybem.
- Části protézy mohou způsobovat komprese a nervová poškození.
- Snížená soběstačnost (ve většině případů je nutná asistence druhé osoby k nasazení bandáže)
- Nápadnost vzhledu tahových zařízení vyžaduje pro lepší zakrytí volbu vhodného oblečení.
- Ovládání protézy je závislé na pohybech ostatních částí těla (deprese – elevace ramenního kloubu, flexe – extenze ramenního kloubu, abdukce – addukce lopatek).
- V některých pozicích lokte není z důvodu samotného principu protézy možné otevření ruky.
- Použití mechanické ruky má omezený rozsah pohybu. Protézou je možné pracovat pouze přímo před tělem a to od úrovně pasu k úrovni úst.
- Uchopovací pohyb není snadné provést plynule. [14]

1.3.6 Myolelektrická protéza

Myelektrická protéza je složitá protéza obsahující jeden nebo i několik motorů, které umožňují silnější a přesnější úchop, který by nebyl dosažitelný pomocí jiných typů protéz. Ovládání je zajištěno myoelektrickým signálem, který je po vyhodnocení napojen na elektromotory, které pohybují rukou, zápěstím, popřípadě i loktem. Kontakt s tělem a získání signálu ze svalů je zajištěno pomocí elektrod, které snímají elektrické signály vyvolané

kontrakcí svalů pahýlu ruky. Pokud to indikace umožní a pacient je schopen se naučit ovládat tyto svaly, pak mu tato protéza může zajistit většinu běžných pohybů a úkonů. Nejnovější systémy umožňují i složité kombinované pohyby. [15]

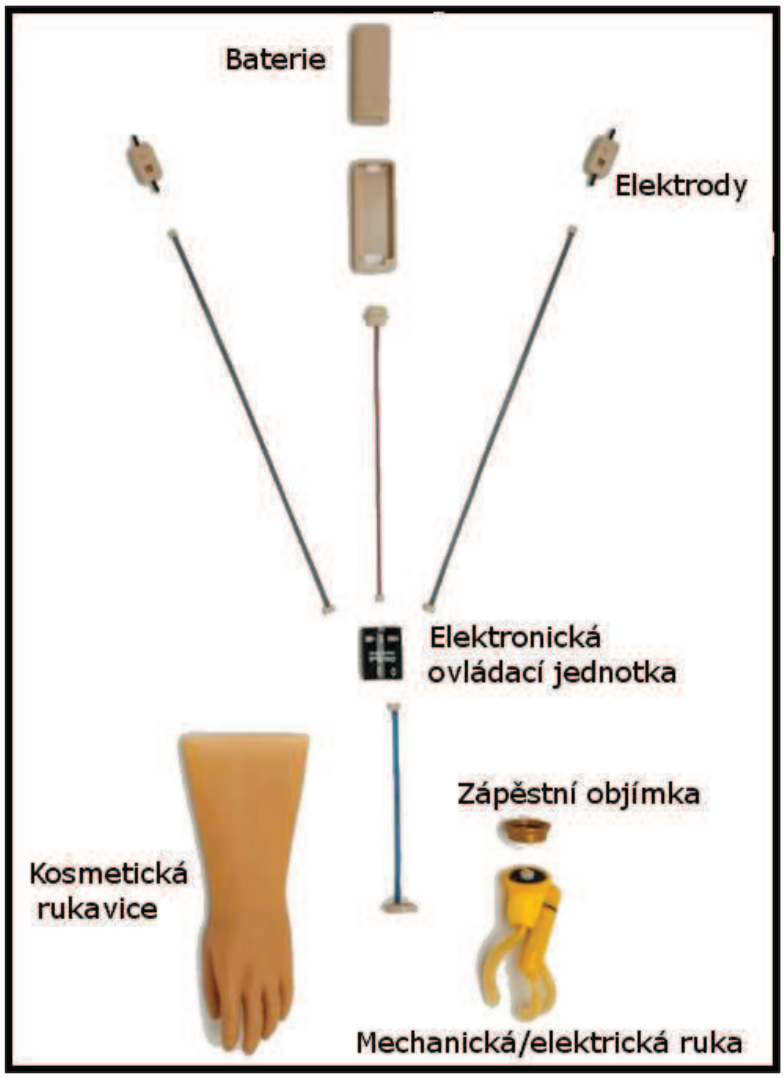


Obr. č. 7 - Myoelektrická předloketní protéza [19]

1.4 **Konstrukce myoelektrické protézy**

Základním principem elektrických protéz je využití zbylých funkčních svalů končetiny k ovládání pohonu protézy. Řízení motoru vyžaduje správnou funkci alespoň jednoho z natahovačů zápěstí – dlouhého a krátkého zevního natahovače zápěstí *(musculus extensor carpi radialis longus et brevis)*, nebo natahovače zápěstí vnitřního *(musculus extensor carpi ulnaris)*. Těmito svaly může pacient ovládat otevírání protézy. Na zavírání prstů slouží jeden z funkčních ohybačů zápěstí – zevní ohybač zápěstí *(musculus flexor carpi radiali)*, nebo vnitřní ohybač zápěstí *(musculus flexor carpi ulnaris)*. [21]

Oproti tahové protéze se myoelektrická protéza neskládá pouze z ulpívajícího lůžka a mechanické ruky, nýbrž obsahuje i nezbytnou snímací část, zdroj elektrické energie, ovládací jednotku. Schématicky rozloženou myoprotézu vidíme na obr. č. 8.



Obr. č. 8 - Celkový náhled konstrukce myoelektrické protézy (přeloženo z anglického originálu) [11]

1.4.1 Myoelektrický signál

Práce veškerých svalů v lidském těle je vyvolávána změnami potenciálu nervových a následně svalových buněk, které jsou do procesu zapojené. Tyto potenciály (svalových buněk a celých motorických jednotek) jsou dostatečně velké, abychom je mohli měřit a snímat a následně jich také využívat pro ovládání protéz. Akční svalový potenciál má za úkol aktivovat svalová vlákna, aby sval provedl kontrakci. Suma všech potenciálů zapojených do aktivace určitých svalů je pak závislá na počtu svalových vláken zapojených do děje. Čím více svalových vláken je zapojeno, tím snáze se pak měří potenciál na povrchu těla, kde jsou umístěny elektrody. Amplitudy snímaného signálu se mohou pohybovat v rozsahu 20 μV až 30 mV, přičemž v případě povrchových elektrod bez použití gelu (u protéz tomu jinak ani nebývá z důvodu ulehčení soběstačnosti člověka) je signál maximálně v hodnotách jednotek mV. Kmitočtový rozsah elektromyografů bývá od 0,1 Hz do 10 kHz. Kmitočtová charakteristika je pak dána typem signálu, který je snímán.

Pro následné vyhodnocování a využívání tohoto signálu je nutné ho zesílit. K tomuto účelu se využívají operační zesilovače s následujícími parametry:

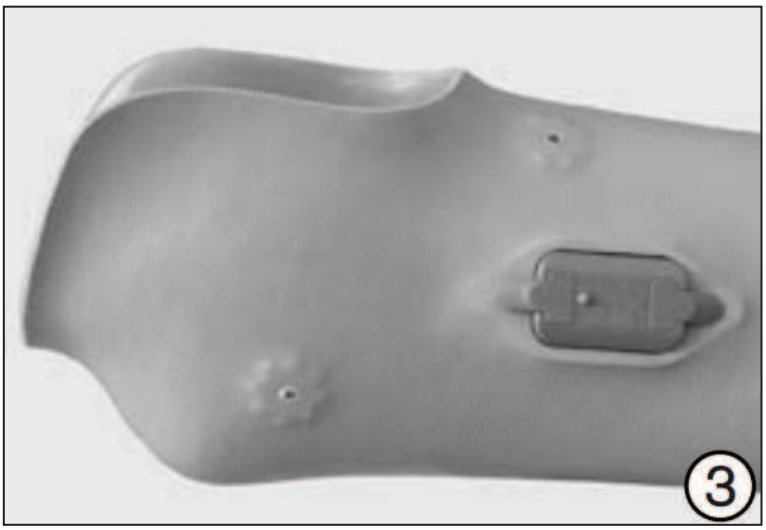
1. Vysoký vstupní odpor.
2. Vysoké potlačení souhlasné složky signálu (CMR).
3. Malý vlastní šum.
4. Musí pracovat v té části kmitočtového spektra, ve které jsou biologické signály.
5. Možnost snadné kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení. [8]

1.4.2 Elektrody

Elektrody jsou vodiče, které umožňují spojení mezi organismem a vstupem přístroje. Elektrody můžeme rozdělit podle způsobu jejich použití na vpichové - invazivní, nebo povrchové plovoucí (dává se pod ně vodivý gel). U elektrod, při jejichž použití se využívá elektrolytu, se jedná o spojení elektroda – elektrolyt. Elektrolytem může být vodivý gel, u vpichových jehel tělní tekutina. Vedení elektrického proudu v lidském těle zajišťují ionty, zatímco v přenosu mezi elektrodou a měřicím přístrojem vedou proud volné elektrony. Všechny procesy, ke kterým při přenosu proudu z tkáně na elektrodu dochází, se zobrazí ve výsledném signálu, proto je důležité mít elektrodu co nejvíce časově stálou. [8]

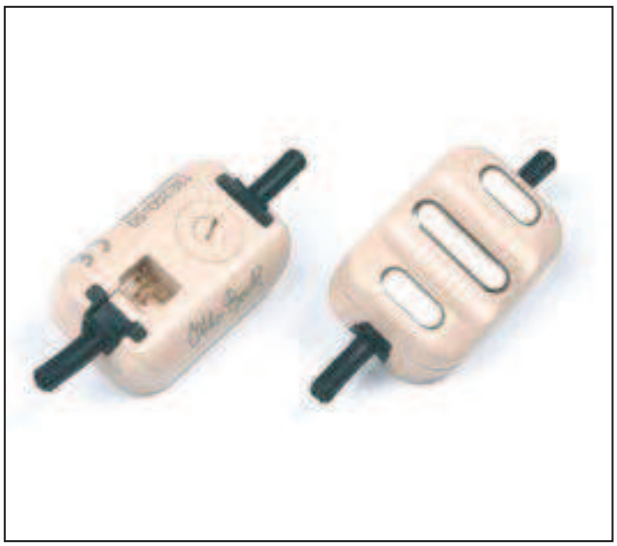
Při použití povrchových elektrod bez gelu je však frekvenční rozsah omezen na maximálně 400 Hz, protože elektroda bez dodaného elektrolytu (gelu) má podstatně vyšší odpor, který působí jako filtr typu dolní propust.

U elektrod určených pro snímání biopotenciálů tedy očekáváme, že jejich napětí vůči tělu pacienta nebude ovlivněno změnou koncentrace a složení okolních látek, ale že napětí těchto elektrod bude sledovat potenciálové změny určité části těla, na které je elektroda umístěna. Pro snímání biopotenciálů se proto většinou využívají takzvané elektrody II. druhu, což označuje elektrody, které mají samotný kov, tělo elektrody, potažený vrstvou špatně rozpustné soli, která brání styku kovu se samotným roztokem (v našem případě kůže pacienta). Špatně rozpustná sůl je tvořena kationty kovu elektrody, zatímco anionty soli jsou shodné s anionty roztoku elektrody. Nejběžněji používaná elektroda pro snímání biopotenciálů je elektroda argent-chloridová. Kovem elektrody je stříbro (Ag), na jehož povrchu je tenká vrstvička prakticky nerozpustné soli chloridu stříbrného (AgCl). Elektrolytem je pak například roztok chloridu draselného (KCl). Vodivé spojení s kůží je pak zajištěno gelem s ionty Cl^- a Na^+. [18]



Obr. č. 9 - Umístění elektrody v pahýlovém lůžku [1]

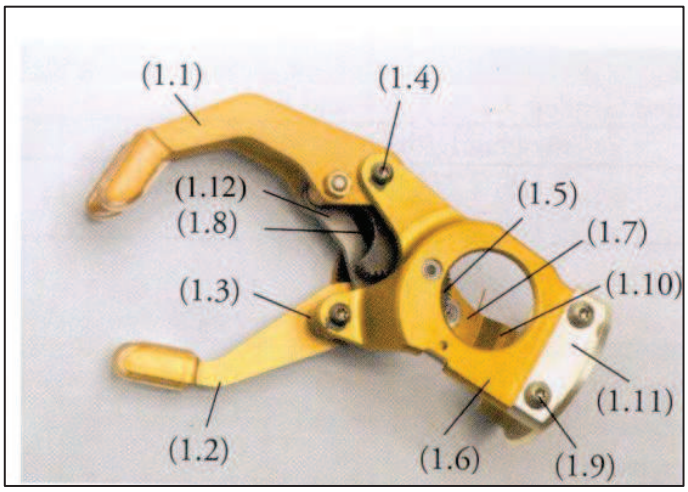
Tyto elektrody jsou však určeny hlavně pro diagnostické metody a jsou velmi přesné, což je pro účely protéz zbytečné. Využívají se tak pouze vodivé kontaktní plochy, které mají sice horší vlastnosti, ale zato jsou takřka bezúdržbové. Jejich uložením v pahýlovém lůžku je vyobrazeno na obr. č. 9, na obr. č. 10 pak samotná protetická elektroda se dvěma snímacími kontakty pro bipolární snímání a jedním zemnícím kontaktem uprostřed.



Obr. č. 10 - Elektrody firmy Otto Bock využívané pro snímání myopotenciálů [5]

1.4.3 Mechanický princip otevírání

Jak již bylo řečeno, myoelektrická protéza je poháněna motorem řízeným informacemi přijatými ze svalů. Samotný úchop je pak řešen následovně – druhý a třetí prst jsou poháněny stejnosměrným motorkem (většinou jsou nutné nějaké další převody) napájený z akumulátorů. Tyto dva prsty jsou společně otáčeny kolem čepu. S tímto pohybem je táhlem spojen pohyb palce proti druhému a třetímu prstu. Tento mechanismus využívá firma Otto Bock a je vyobrazen na obr. č. 11.



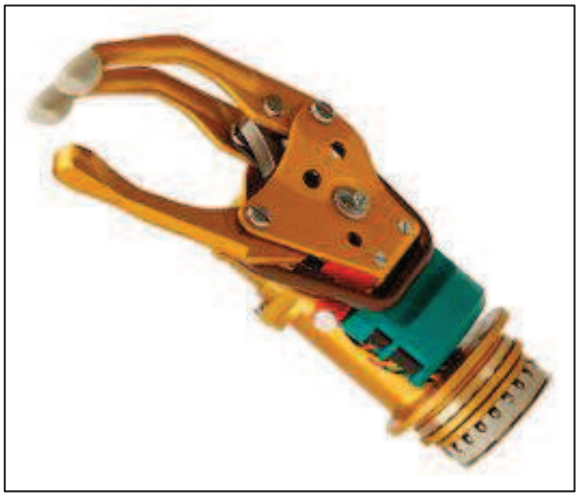
Obr. č. 11 - Mechanismus protézy Otto Bock [10]

Na obr. č. 11 vidíme, jak vypadá terminální mechanická ruka bez elektromotorku, který je normálně umístěný v kruhovém otvoru (bod 1.7). Ozubený segment (1.5) je poháněn elektromotorkem s čelními převody a je pevně spojen s prsty protézy (1.1). Ty se otáčí kolem čepu (1.4) a pomocí táhla (1.12) jsou spojeny s palcem (1.2) otočným kolem čepu (1.3).

Protože prsty jsou pohyblivé pouze v jednom kloubu a mají jeden stupeň volnosti, ruka umožňuje jenom jednoduché, neadaptibilní sevření předmětu. Pohon prstů bývá uskutečněn ve většině případů stejnosměrným elektromotorkem s převody (čelní nebo planetové) o výkonu přibližně 5 W. [10]

Další možností ovládání je zpřevodování obou prstů (palce a dvojice druhý a třetí prst). Oba prsty mají na svém konci ozuby, jeden vnitřní, druhý vnější, aby se při otáčení ovládacího pastorku jedním směrem pohybovaly prsty směrem opačným vůči sobě navzájem.

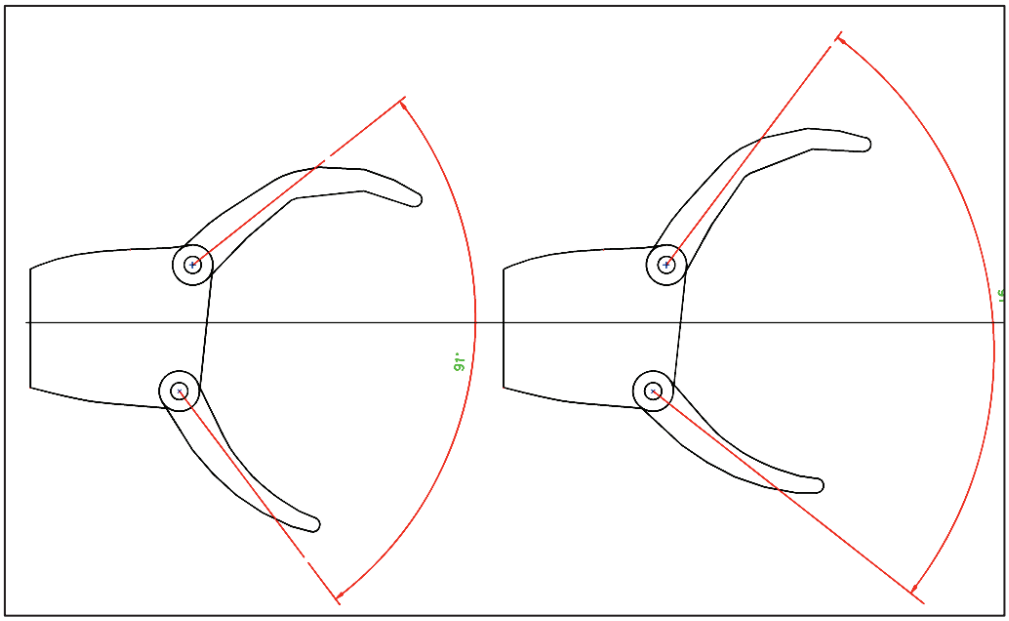
To, jakým mechanismem a kolika převody se na cílový pohyb výrobce dostane, je již otázkou firemních strategií a know-how. Nicméně lze alespoň popsat základní požadavky na konstrukci.



Obr. č. 12 - Myoleketrická mechanická ruka Otto Bock [12]

Vše vychází z cílového rozevření prstů, které se pohybuje v rozmezí od 80 do 100°. Jedním z požadavků je, aby se prsty otevíraly lineárně, čímž je myšleno, aby se otevírání v průběhu pohybu nezrychlovalo nebo nezpomalovalo. Tím by se velmi ztěžovala automatizace takovéhoto pohybu pro uživatele protézy.

Také je snahou, aby se oba prsty rozevíraly do stejného úhlu. Toto sice nevychází přímo z anatomie ruky, kdy většinu pohybu pro otevření dlaně a následného uzavření do špetkového úchopu provádí druhý až čtvrtý prst, zatímco palec se pohybuje méně. Tento úchop je také z velké části výsledkem ohýbání jednotlivých článků prstů, s nimiž v protéze nepracuji, a tudíž musím ohyby všech kloubů nahradit jedním společným. Požadavek na shodné otevírání palce a prstů je výsledkem zkušeností uživatelů protéz. Těm více vyhovuje, když mají dlaň rozevřenou rovnoměrně, nikoliv jakkoliv odkloněnou. Tento rozdíl je pro lepší pochopení zobrazen níže na obr. č. 13. Vlevo je zobrazeno protetické rovnoměrné otevření prstů (jak palec, tak prsty jsou otevřeny o 45°), vpravo pak otevření připodobněné anatomickému (úhel otevření palce je 40°a prstů 50°). Celkový úhel otevření je v obou případech stejný, rozdíl je tak pouze v manévrovacím prostoru.



Obr. č. 13 - Rozdíl v protetickém a anatomickém otevření ruky

1.4.4 Samosvornost

Samosvornost je důležitou vlastností mechanické ruky protézy. Není žádoucí, aby bylo možné otevřít protézu vnější silou. Pokud by tomu tak bylo, hrozilo by, že těžký předmět (velká působící síla) mohl prsty rozevřít a vypadnout. Pak by byla protéza nevhodná pro používání.

Samosvornost je schopnost dvojice mechanických součástí zabránit za určitých podmínek jejich vzájemnému pohybu. Je způsobena vzájemným třením ve stykové ploše součástí a závisí kromě součinitele tření také na směru a působišti zatěžujících sil. U pohybových šroubů je samosvornost vyžadována v případě, kdy se šroub nesmí působením břemena sám roztáčet (např. u šroubového zdviháku). U samosvorných šroubů se spotřebuje více než polovina hnací síly na přemáhání odporu tření. [20]

V případě protéz je samosvornost však řešena složitým mechanismem, který využívá aretačních válečků, které při zastavení pohybu zapadnou mezi ozuby převodů. Tyto válečky jsou poté silou motoru a převodů vytaženy, poté se teprve začnou hýbat prsty.

1.4.5 Řízení a vlastnosti protézy

Elektronický řídicí systém je integrován přímo do protézy, napájení elektroniky a elektromotorku je z akumulátoru umístěným v pahýlovém lůžku, kde jsou také zabudovány elektrody snímající myosignály. Velikost rozevření a síla stisku se pohybuje v závislosti na velikosti protézy a výrobci. U protéz pro děti je velikost rozevření zhruba 35-70 mm a síla stisku 15-60 N, modely protéz pro dospělé mají rozevření 80-100 mm a sílu stisku 35-100 N. Velmi důležitá je hmotnost celé protézy, která by měla odpovídat hmotnosti chybějící části končetiny. Vlastní mechanismus nejlehčího typu pro dospělé váží 197g, nejtěžší 460g. Proto se používají lehké a pevné materiály, jako slitiny hliníku, hořčíku, plasty nebo kompozity. [10]

1.4.6 Elektromotory

Mezi nejčastěji používané typy pohonů v protetice patří stejnosměrné elektromotory (obr. č. 14). Nejdokonalejší a nejkvalitnější elektromotory mají rotor se samonosným vinutím. Toto vinutí dodává motoru vlastnosti, kterými předčí klasický motor s vinutím na železném jádru. Tento typ motoru je pro určitý výkon menší a lehčí, jelikož permanentní magnet je vložen do prostoru uvnitř dutého vinutí rotoru. Příčný rozměr dutiny určuje sílu magnetu a musí být dostatečně velký, aby magnet vytvořil potřebnou magnetickou indukci. Vnější tenký plášť motoru je umístěný těsně nad vinutím. U klasického motoru jsou ještě navíc vloženy permanentní magnety.

Obr. č. 14 - Stejnosměrný elektromotor (s černým pláštěm) s planetovou převodovkou (kovový plášť) [4]

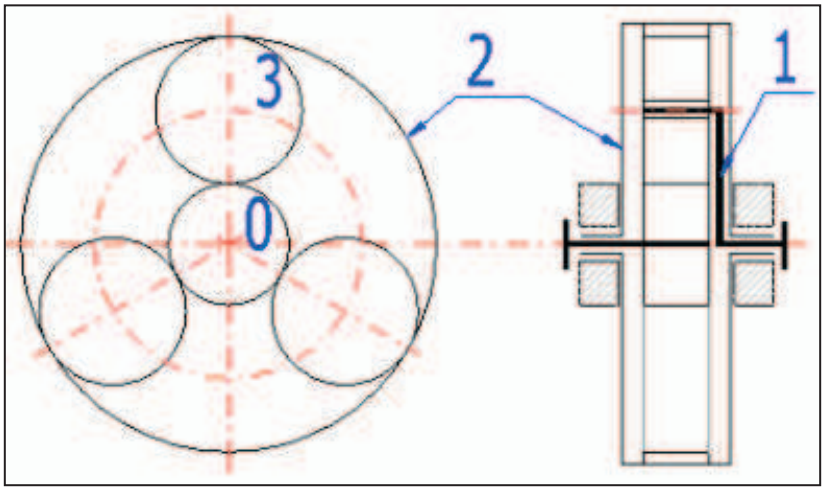
Limitujícím prvkem pro životnost stejnosměrných motorů jsou kartáče a komutátor. Nejčastějším problémem způsobujícím nefunkčnost motoru je obvykle opálení kartáčů a hran lamel komutátoru jiskřením.

Samonosné vinutí motoru má nízkou indukčnost a velmi nízkou elektrickou časovou konstantu. Díky tomu je odezva na změnu napájecího napětí téměř okamžitá. Stejně tak mechanická časová konstanta (doba rozběhu nebo zastavení motoru) je nižší než u motorů

s jádrem, které zvyšuje celkový moment setrvačnosti rotoru. Tato doba se pohybuje v rozmezí několika jednotek až desítek milisekund. Kvalitní stejnosměrné elektromotorky dosahují výkonové hustoty až 0,18 W/g. [10]

Planetová převodovka

Motory jsou zpravidla dodávány již v kompaktním provedení s planetovou převodovkou. Ta je tvořena planetovým převodem, což znamená soustavou několika ozubených kol. Jedná se o centrální kolo, satelity, unašeče satelitů a korunové kolo. Centrální kolo, korunové kolo a unašeč satelitů mají společnou osu. Satelity jsou uloženy na unašeči a jsou v záběru v centrálním i korunovém kole. Alespoň k částečnému přiblížení planetové převodovky poslouží obr. č. 15. [24]



Obr. č. 15 - Planetová převodovka na stejnosměrné elektromotory (0 - centrální kolo, 1 – unašeč, 2 - korunové kolo, 3 – satelit) [24]

1.4.7 Výhody myoelektrické protézy:

- Relativně dobrý vzhled (plynulost pohybu otevírání, absence tahového zařízení apod.)
- Ovládání je nezávislé na pohybech ostatních částí těla a není omezen manipulační prostor.
- Díky práci svalů v pahýlu nedochází k jejich atrofii. Tím se udržuje dobrý tvar pahýlu a je zajištěna dobrá fixace lůžka.
- Ulpívající typ pahýlového lůžka umožňuje snazší a samostatné nasazování protéz i u oboustranně amputovaných uživatelů.
- Při dobře zvládnutém ovládání protézy je pacient vysoce soběstačný.
- Poskytuje kvalitnější úchop (síla, přesnost).
- Některé typy dovolují proporcionální řízení pohybu terminální pomůcky, možnost aktivního ovládání rotací terminální pomůcky, případně i loketního kloubu. [14]

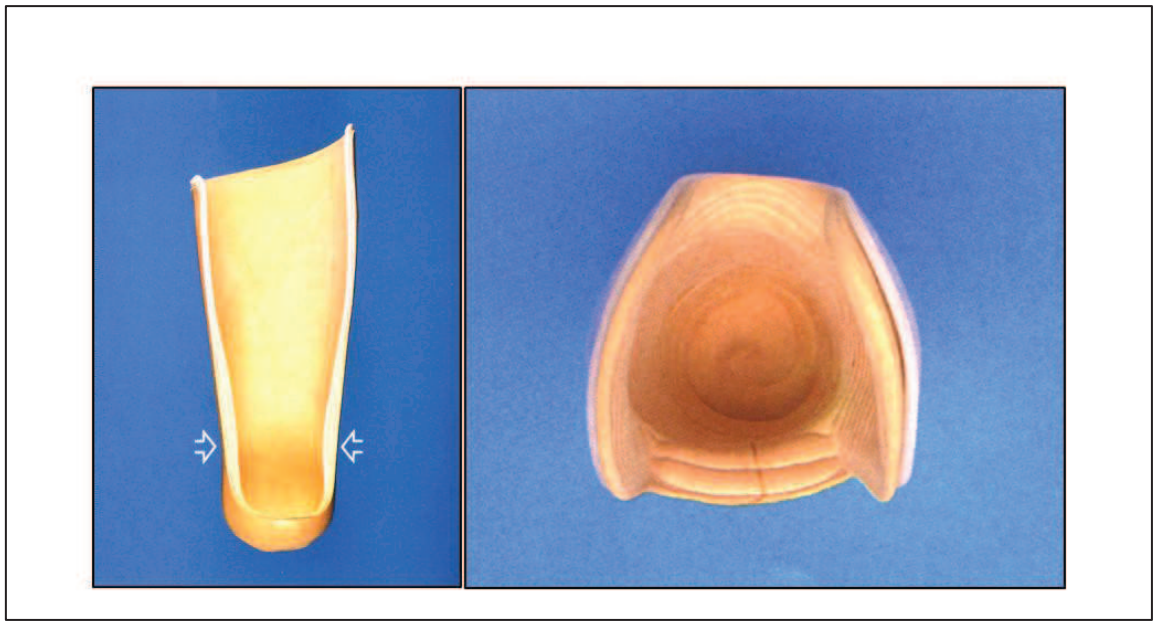
1.4.8 Nevýhody myoelektrické protézy:

- Obtížnost naučit se ovládání protézy (izolované kontrakce dvou antagonistických svalových skupin).
- Značná hmotnost, minimálně 2,5 x těžší než kosmetická protéza.
- Vysoká cena 170 – 200 tisíc Kč.
- Větší poruchovost a nákladný servis.

- Malá odolnost na mráz, nárazy, vlhkost a nečistoty.
- Závislost na energetickém zdroji a starost o něj (výměna a dobíjení akumulátorových baterií).[14]

1.5 Ulpívající lůžko

V praxi se používá ulpívajících vlastností tvarovaných objímek u protéz horních končetin, ke kosmetickému (případně i funkčnímu) krytí předloketních amputačních ztrát pomocí ulpívající předloketní laminátové protézy opatřené kosmetickou nebo mechanickou rukou a rukavicí z PVC. Tato protéza zhotovená individuálně podle přesného sádrového odlitku (či v současné době také často pomocí 3D scanu) má zvláštním způsobem vytvarovanou horní část předloketní objímky vymodelováním břišek flexorů předloktí i kostěných částí v oblasti obou kondylů pažní kosti a okovce. Její ulpívající schopnost je tak značná, že pacient unese protézou ve svislé poloze zátěž o hmotnosti až 5 kg. [23]



Obr. č. 16 - Ulpívající pahýlové lůžko z termoplastu [19]

Ulpívající předloketní laminátová objímka je v současnosti součástí biomechanických (myoelektrických) protéz, kdy jsou v této části protézy umístěny elektrody pro snímání myopotenciálu ze svalstva flexorů i extensorů předloketního pahýlu, které po úpravě ovládají motorickou jednotku celé protézy. [23]

2 Návrh nového typu aktivní protézy

K návrhu a realizaci hybridní protézy – kombinace tahové a myoelektrické protézy – jsem přistoupil po konzultaci s vedoucím práce, při níž jsme hodnotili současné možnosti a metody ovládání protéz a snažili se vymyslet novou alternativu. K té jsme dospěli na základě vyhodnocení výhod jednotlivých typů protéz – u myoelektrické protézy jednoznačně přesnost a účinnost ovládání, u tahové protézy jsme zase vyzdvihli její nízkou hmotnost a poruchovost, posléze i cenu a snadný servis.

Vznikl tak návrh vyrobit myoelektrickou protézu s jejími běžnými prvky (elektrody, elektromotor, akumulátory atd.) tak, aby byla lehká a díky tomu snadno užívaná, jako protézy mechanické. Dospěli jsme k řešení, že umístěním akumulátoru a motoru mimo samotnou ruku dosáhneme výrazného odlehčení a zmenšení zátěže pohybového aparátu člověka. Dislokovaný motor, který nebude umístěný, jak je u myoprotéz běžné, v oblasti zápěstí a předloktí (včetně baterií), zajistí lepší vyvážení pacienta. Hmotnost těchto částí totiž nebude umístěna na periferii těla, ale u hrudníku, tedy centrální části pacientova těla. Tím poté nedojde k jednostrannému zatěžování pacienta, čímž často trpí starší pacienti, kteří již protézu používají delší dobu. Z dlouhodobého nošení těžké protézy mohou být také unavené zbytky končetiny a její svaly.

2.1 Cíle návrhu

Výsledkem by tedy měla být myoprotéza s nízkou hmotností, která bude cenově dostupnější než běžné myoprotézy a také bude snadněji opravitelná. Chceme vyrobit mechanismus bez ozubů a převodů, protože ty jsou na výrobu vcelku nákladné a problematické. U protézy však chceme zachovat parametry myoprotézy, kterými jsou rychlost zavírání/otevírání, takřka neomezený manipulační prostor a ovládání signály ze stejných svalových skupin, jako je tomu v současné době běžné. Z parametrů tahové protézy pak chceme zachovat nízkou hmotnost a jednoduchý mechanický princip otevírání/zavírání, aby v případě využití protézy např. v rozvojových zemích byla možná oprava neškoleným servisem. Výrobu nebudeme provádět včetně pahýlového lůžka, nýbrž vyrobíme pouze mechanickou ruku s připojením k motoru. Uložení motoru navrhneme tak, aby se daly využít popruhy k ovládání tahových protéz.

2.2 Základní přehled

Hlavním komponentem protézy je samotné šasi (konstrukce, na které drží otevírací mechanismus ruky a na které se následně připevňují prsty a tvarová, posléze kosmetická ruka) a pahýlové ulpívající lůžko. Toto lůžko vyrábějí specializované firmy a není součástí této práce, protože se naše požadavky na něj nijak neliší od požadavků běžných protéz. Na toto pevné lůžko poté budeme připevňovat naši terminální část – mechanickou ruku, zatímco motorickou jednotku a baterie umístíme mimo. Běžně jsou tyto části protézy umístěné v lůžku, takže ušetříme i místo uvnitř protézy, nicméně ho nijak využívat zatím nebudeme a necháme lůžko prázdné. Umístění motoru mimo zápěstí vyžaduje přenos síly z motoru na uchopovací mechanismus. Toto spojení dlouhé přibližně 80 až 100 cm (dle velikosti člověka) v našem návrhu řešíme pomocí Bowdenova kabelu (dále budu používat český ekvivalent – bovden) a jeho vlastností. Díky bovdenům lze přenášet takřka bezztrátově posuvnou sílu a na kratší

vzdálenosti také sílu kroutící. Z motoru tedy budeme přes spojení bovdenem otáčet až mechanismus v terminální části protézy.

2.2.1 Očekávané výhody systému

Jak jsem již psal v předchozích odstavcích, hlavním cílem je odlehčení a zjednodušení současných myoelektrických protéz. Kromě jednodušší výroby a snadnějšího servisu pak tedy bude vedle příznivé ceny předpokládaná hlavní výhoda nižší zátěž zbytku těla a vyřešení problému s nevyvážením těla pacienta. Také je cílem vyrobit takovou protézu, jejíž výroba bude snadno reprodukovatelná.

2.2.2 Očekávané nevýhody systému

Hlavní nevýhodou systému, který popíši v další části práce, jsou očekávané nepřesnosti pohybu zavírání a otevírání prstů. Kvůli zjednodušení mechanismu a přenosu otáčivého pohybu bovdenem lze při tomto přenosu očekávat ztráty. Mohu tedy očekávat určité zpoždění odezvy mechanické ruky oproti akci motoru. Další ztráty budou určitě vznikat při převodu kroutící síly na posuvnou, protože kvůli snížení ceny protézy není v plánu využívat přesných kuličkových šroubů, nýbrž běžného kluzného šroubu a matky.

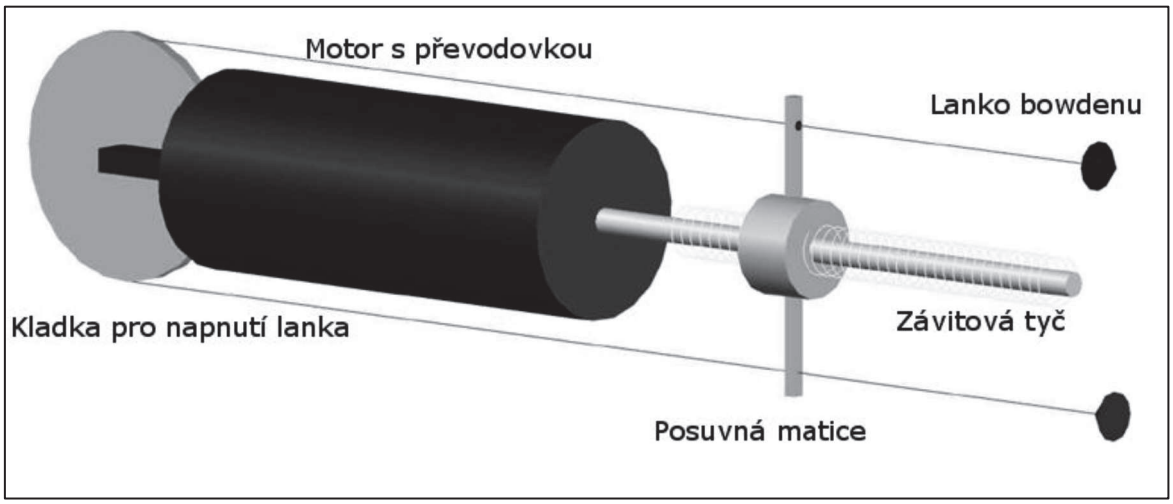
Mezi nevýhody této protézy by se dala také zařadit nižší soběstačnost pacienta, kdy v závislosti na umístění motorické jednotky mimo protézu může být nutná asistence další osoby. Tento problém ale závisí na postižení pacienta a na jeho schopnostech, takže k němu ani nemusí dojít. Další nevýhodou může být určité nepohodlí způsobované vedením bovdenu, který je poněkud silnější než běžná lanka na ovládání tahových protéz.

2.3 Mechanická část protézy

Jak bylo již řečeno, otevírání a zavírání prstů budu využívat točivou sílu motoru, kterou na mechanismus přivedu bovdenem. Z toho tedy nakonec dále vycházím při projektování samotného mechanismu otevírání, nicméně v průběhu práce na výrobě protézy jsem navrhoval a testoval několik dalších řešení, využívající posuvnou sílu (tahovou sílu přenášenou lankem) jako je tomu u tahových protéz. Jako první krok každého návrhu jsem vytvářel nákresy v prostředí programu AutoCAD 2014 společnosti AUTODESK, kde jsem také zároveň získával přesné vzdálenosti a úhly otevření.

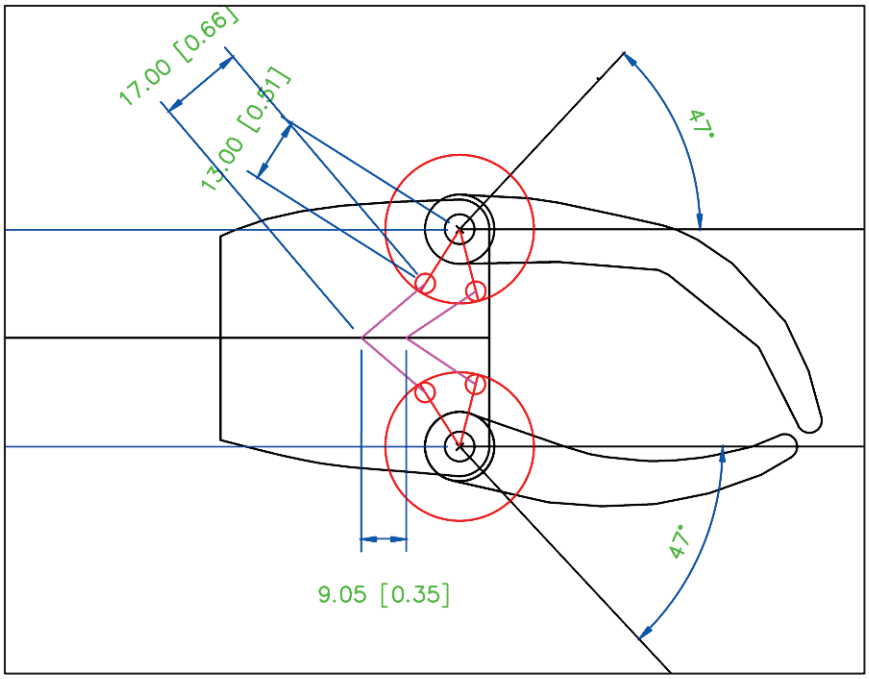
Každý návrh jsem také testoval na jednoduchých prototypech z papírového kartonu, nebo jsem je vyřezával z plexiskla či hliníku. Kromě funkčnosti jsem také odhadoval trvanlivost a stabilitu, respektive životnost těchto mechanismů, protože je nutné, aby protéza fungovala po relativně dlouhou dobu bez nějakých oprav. Tyto jednotlivé návrhy jsou zobrazeny na obr. č. 18 až obr. č. 20.

Původní návrhy vycházely z možnosti využít bovdenu pro přenos posuvné síly. Tu bych získal napojením závitové tyče s maticí na motor a tím změnil kroutící sílu motoru na posuvný pohyb matice po tyči. Pro lepší pochopení je tento mechanismus zobrazen ve 3D návrhu na obr. č. 17. V matici je na jedné straně bovden uchycen pevně, zatímco druhá strana bovden pouze udržuje ve správném směru. Matice by posléze svým pohybem hýbala lankem bovdenu a ten by posuv přenesl do mechanické části.



Obr. č. 17 - Návrh mechanismu pro převod otáčivé síly motoru na posuvný pohyb bovdenu

Posuvného pohybu bychom na mechanické ruce využili k pákovému přenosu síly z jednoho společného bodu do dvou různých směrů. Tento návrh je na obr. č. 18. Sílu pro pohyb společným kloubem dvou ramen otevírání bychom získali buď dovedením otáčivé síly bovdenem, nebo bychom pomocí stabilizované závitové tyče s maticí převedli krouticí moment na posuvný pohyb až v mechanické ruce, nikoliv u motoru.

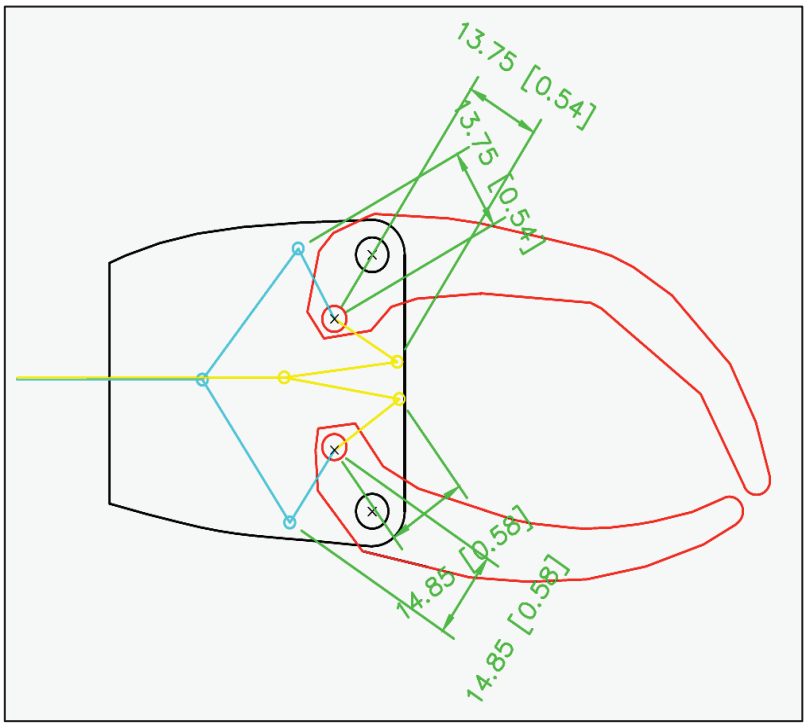


Obr. č. 18 - Mechanismus otevírání ruky pomocí dvou pák

Jedná se o jednoduchý princip, který by se dal využít, problém však nastal při úpravě návrhu šasi s předsazením druhého a třetího prstu oproti palci (osa otáčení palce je vzhledem k zápěstí blíže, než osa zbylých prstů). Toto posunutí vychází z anatomie těla a je nutné jej respektovat. Aby se tento problém dal řešit, musela by být buď celá konstrukce mírně natočena, což by ale byl problém kvůli malému prostoru v dlani, nebo by se dalo využít dvou různě dlouhých ramen - pro každý směr jinak dlouhé. Toto se nakonec ukázalo jako vhodnější řešení, nicméně po provedení prototypu bylo vidět, že konstrukce není dostatečně pevná a stabilní. Druhým

závažným problémem bylo to, že se mechanismus dostával do krajních poloh, kdy hrozilo, že by se prsty "překlopily" do otáčení v opačném směru, nebo by se pohyb zablokoval, což tuto variantu pohybu vyřadilo úplně.

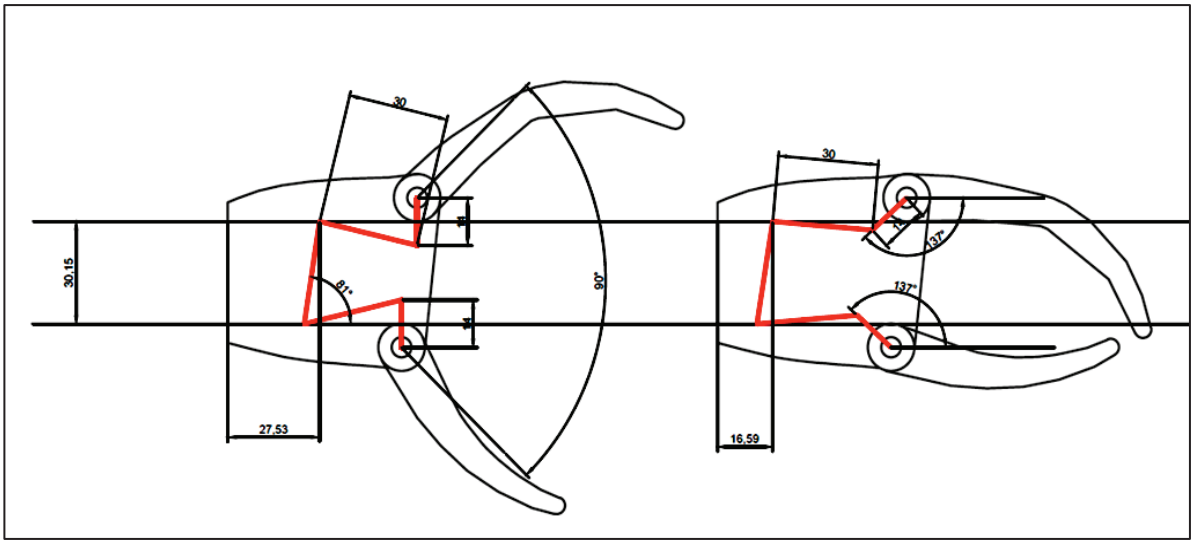
Druhým návrhem bylo využití tažných lanek, které budou v uzavřené smyčce, Jednalo by se o jediné lanko, které by na jedné straně tahalo za čepy pro otevírání (žluté kabely na obr. č. 19), na druhé za čepy pro zavírání (na obr. č. 19 azurové). Kružnice se zeleným křížkem uprostřed označují v nákresu otáčivé kladky, zatímco kružnice bez křížku pouze pevný čep. Principem využití posuvné síly od motoru zobrazeného výše by se při otevírání jedna strana kabelu napínala, zatímco druhá povolovala. Princip funguje za předpokladu, že jsou přesně nastavené délky lanek a jsou neustále v konstantním napětí. Toto byla také největší slabina tohoto mechanismu, protože při sestrojení prototypu bylo takřka nemožné nastavit precizní délky lanka tak, aby pohyb prstů fungoval. Také udržet lanka ve stálém napětí byl vcelku nelehký úkol a při jakémkoliv pohybu by tak hrozilo "vyskočení" lanka ze správné pozice a tedy znemožnění dalšího použití. Z tohoto důvodu jsem zavrhl i tento návrh.



Obr. č. 19 - Mechanismus otevírání využívající tahu lanek v opačných směrech

Nejsložitějším návrhem pak bylo využít nakloněné roviny/tyče, na kterou by byla připojena páka otáčející prsty. Pohybem mechanismu pod mírným úhlem vůči tyči by pak docházelo k vysouvání nebo zasouvání tyče do této pohyblivé matice. Pevným spojením tyče a páky k prstům by došlo k tomu, že nasouvaná tyč bude zároveň také otevírat/zavírat prsty. K tomuto řešení jsem nakonec nemohl přistoupit nejen kvůli výrazně vyšší náročnosti celého mechanismu a posléze jeho případné těžší údržbě, ale také proto, že se nepodařilo spojit ovládání dvou prstů (palce a zbylých čtyř prstů proti) do jednoho dílu najednou. V případě ovládání palce a prstů zvlášť by nemuselo být otevírání rovnoměrné v obou směrech a docházet tak k zhoršení ovladatelnosti protézy.

Finální řešení pak nakonec vychází z prvního typu, který jsem upravil pro větší stabilitu a pevnost. Také při tomto řešení nehrozí zaseknutí v krajní poloze. Toho jsem dosáhl tak, že jsem ramena otáčející pákami prstů rozdělil a uchytil je opačně, tudíž mírně proti sobě. Fungují úplně stejně, jen mají opačný směr pohybu, což řeší zmíněné problémy. Konstrukce je také snazší pro vyrobení posuvné matice, protože může být větší a pevnější. Aby ale bylo otevírání ovládáno pouze jedním pohybem, je mezi těmito dvěma body umístěna pevná matice, která je stabilizovaná pro posun v jednom směru a která tak tento pohyb přenáší na obě ramena současně. Tento mechanismus je zobrazen na obr. č. 20.



Obr. č. 20 - Finální schéma řešení mechanického otevírání prstů

V obrázku je zobrazena matice přibližně svislou červenou úsečkou, zbylé červené úsečky jsou otočná ramena. Posunutím matice směrem blíž k prstům pak přes tato ramena otáčíme prsty kolem čepů. Délka těchto ramen – jak vzdálenosti od čepu prstů, tak od matice – v jejich různých kombinacích následně mění nutnou délku posunutí matice. V tomto obrázku je matice posouvána o 10,44 mm v ose zápěstí (dvě rovnoběžné vodorovné čáry). Tuto vzdálenost jsem musel patřičně zvolit a zajistit při výrobě, protože na ní závisí úhel otevření prstů. V tab. č. 1 je uvedena závislost délky ramen na výsledném nutném posunu matice, ze které jsem vycházel při volbě ideálních délek. Tabulku jsem dělal experimentálně pomocí projektování v programu AutoCAD 2014, kde jsem zkoušel reálné možnosti délek ramen a následně odečítal nutný posun matice pro otevření prstů do požadovaného úhlu.

Tab. č. 1- Závislost délky ramen na posunu matice - Rameno prstů udává vzdálenost čepu prstu od čepu společného pro obě páky, rameno páky je pak spojující část mezi tímto společným kloubem a maticí

Délka ramene prstu [mm]	Délka ramene páky [mm]	Posun [mm]
25*	20	26,5
25*	25	23,64
25*	30	22,46
20	20	18,17
20	25	17,18
20	30	16,78
18	20	15,61
18	25	15,12
18	30	14,69
16	20	12,49
16	25	12,32
16	30	12,22
14	20	10,54
14	25	10,48
14	30	10,44

K dosažení určitého konkrétního posunu jsem musel vycházet z charakteristik motoru, který bude tento posun pohánět. Motor bude totiž točit závitovou tyčí, po které se bude díky tomuto otáčení posouvat matice. V nabídce jsou různé typy motorů. Na doporučení školitele práce jsem použil stejnosměrný motor s planetovou převodovkou, který pracuje pod napětím 6 V a vykonává 8500 otáček za minutu. Převodovka má pak poměr výstup/vstup rovný 1:29, což ve výsledku znamená, že se hřídel převodovky otáčí rychlostí 293,1 ot./min. Pro naši potřebu je potřeba znát počet vykonaných otáček za 1,2 s, což je standardní doba, za kterou má proběhnout akce otevření či zavření prstů. Motor je tedy schopen vykonat 5,86 otáček za 1,2 s, z čehož budu dále vycházet při výpočtu dalších parametrů mechanismu.

Vzhledem ke skutečnosti, že motor vykoná takovýto počet otáček, musím k němu správně zvolit z tab. č. 1 vhodný posun matice. Toto však výrazně závisí na zvolené závitové tyči, respektive na stoupání jejího závitu. Normalizované metrické závity a jejich stoupání nalezneme v přílohách (příloha č. 2). Tabulka uvádí jen závity do průměru 20 mm, které by bylo reálné v protéze ještě použít. Z této tabulky jsem tedy vycházel, když jsem hledal řešení, jak s daným počtem otáček za 1,2 s dosáhnu požadovaného rozevření prstů, resp. posunu matice. Hledal jsem tedy kombinaci, kdy je počet otáček pro daný posun při různém stoupání závitu co nejblíže hodnotě počtu otáček motoru za 1,2 s. Tím zajistím otevření prstů do úhlu 90° (pro každý prst 45°) za požadovaný čas. Výsledek těchto výpočtů zobrazuje tab. č. 2, kde

* *V této kombinaci by musela být ramena uložena v různých rovinách, protože by jinak docházelo ke kolizi.*

je zvýrazněno tučným písmem několik variant, které by připadaly v úvahu pro následné použití. Z tabulky lze vycházet i v případě, že bych chtěl použít jiný motor s odlišnou rychlostí otáčení. Při volbě vhodného závitu tedy pro náš případ přistupujeme k závitu M14, který má s nejnižším průměrem stoupání 2 mm na závit.

Tuto zvolenou variantu také podporuje skutečnost, že kdybych v případě snížení tření a zvýšení efektivity protézy chtěl kluzný závit nahradit kuličkovým šroubem. Stoupání 2 mm je standardem i pro kuličkové šrouby. Proti tomuto řešení však v mém případě hrála vysoká cena, a proto vyrábím prototyp pouze s použitím levnějšího kluzného závitu.

Tab. č. 2 - Počet otáček závitové tyče v závislosti na stoupání závitu a délce posunu

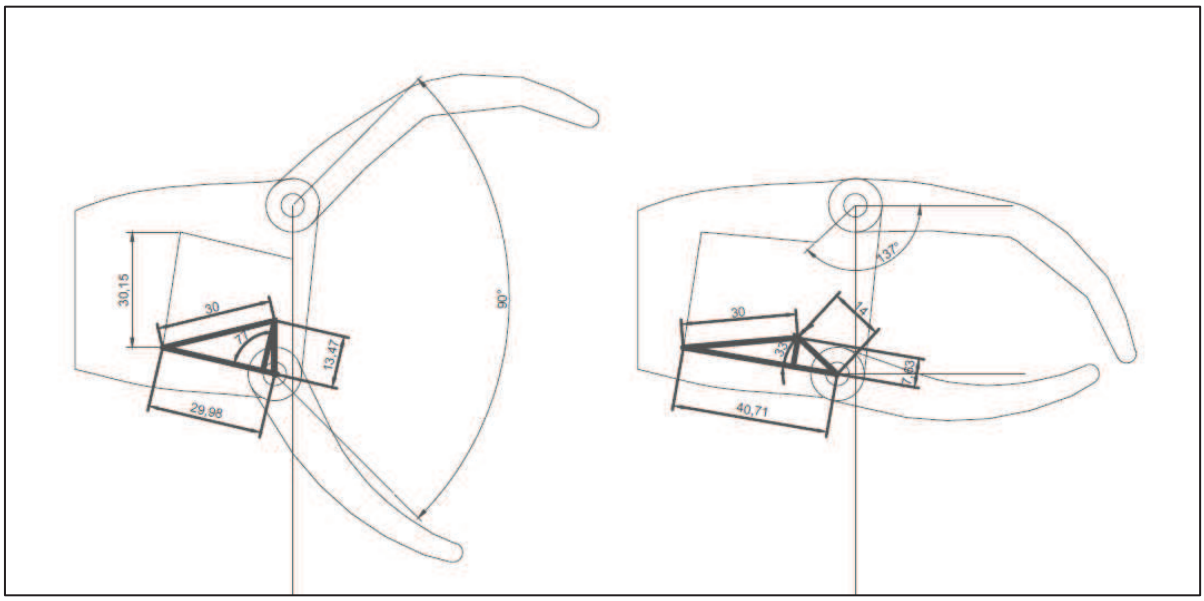
Stoupání závitu [mm]	0,5	1	1,25	1,5	2
Posun [mm]	Počet otáček				
26,5	53,00	26,50	21,20	17,67	13,25
23,64	47,28	23,64	18,91	15,76	11,82
22,46	44,92	22,46	17,97	14,97	11,23
18,17	36,34	18,17	14,54	12,11	9,09
17,18	34,36	17,18	13,74	11,45	8,59
16,78	33,56	16,78	13,42	11,19	8,39
15,61	31,22	15,61	12,49	10,41	7,81
15,12	30,24	15,12	12,10	10,08	7,56
14,69	29,38	14,69	11,75	9,79	7,35
12,49	24,98	12,49	9,99	8,33	6,25
12,32	24,64	12,32	9,86	8,21	**6,16**
12,22	24,44	12,22	9,78	8,15	**6,11**
10,54	21,08	10,54	8,43	7,03	**5,27**
10,48	20,96	10,48	8,38	6,99	**5,24**
10,44	20,88	10,44	8,35	6,96	**5,22**

2.3.1 Linearita otevírání

Důležitým parametrem využitelnosti protézy a vhodnosti zvoleného mechanismu je linearita otevírání prstů. Nerovnoměrná rychlost otevírání prstů by totiž měla špatný dopad na jednoduchost používání protézy. Důležitý byl výpočet závislosti rozevírání prstů (pracuji tedy se změnou úhlu) na lineárním posunu matice, která přes páky ovládá tento pohyb. Výpočet jsem prováděl pro délky ramen a pák, které jsem nakonec používal při výrobě a označil jsem je vzhledem ke všem parametrům protézy za nejvhodnější, tedy 14 mm a 30 mm pro rameno prstu, respektive délku páky spojující prst s maticí.

Výpočet linearity otevírání

Základ výpočtů spočíval ve spočítání výšky trojúhelníku tvořeného ramenem prstu (úsečka s délkou 14 mm v obr. č. 21), pákou matice (úsečka s délkou 30 mm v obr. č. 21) a spojnicí čepu prstu a čepu matici (úsečka s délkou 40,71 mm v obr. č. 21). Tato výška trojúhelníku mi umožnila využít goniometrických funkcí v pravoúhlém trojúhelníku. S jejich využitím jsem tak mohl spočítat natočení ramene prstu vzhledem ke spojnici matice a čepu v prstu.



Obr. č. 21 – Náčrt schématu pro výpočet linearity otevírání prstů (závislosti úhlu otevření na posun

Prvním krokem tedy bylo zjištění reálné vzdálenosti čepu prstu a čepu matice. Vzhledem k tomu, že vzdálenost čepů prstů a čepů matice nejsou stejné (u matice je to 30 mm, mezi prsty pak 44 mm), nelze brát posun matice jako výsledný posun čepu. Ten šel ale snadno spočítat pomocí Pythagorovy věty. S reálným posunem čepu jsem pak mohl již pracovat při výpočtu velikosti výšky zmíněného trojúhelníku (na obr. č. 21). Výpočet výšky trojúhelníku lze provést při znalosti délek všech tří stran pomocí následujícího vztahu.

$$H = \frac{2}{a} \cdot \sqrt{p(p-a)(p-b)(p-c)} \qquad [25]$$

Prvky *a, b* a *c* jsou délky stran trojúhelníku, proměnná *p* je polovina obvodu trojúhelníku. Délky těchto stran jsou následující: *a* = různé dle posunu matice, *b* = 30 mm, *c* = 14 mm. Při znalosti výšky jsem pak již mohl přes goniometrické funkce zjistit úhel *β*, který leží u vrcholu náležícímu k čepu prstu a tedy i pozici prstu vzhledem ke spojnici čepů matice a prstu. K tomuto výpočtu jsem použil vztahu:

$$\alpha = \sin^{-1}\frac{H}{c}$$

Tato spojnice čepů se ale také otáčí v závislosti na posunu matice, takže jsem ještě musel zjistit její polohu vůči ose nulového otevření prstů (v obr. č. 21 se jedná o dvě rovnoběžné horizontální úsečky vycházející doprava z čepů prstů v zavřeném stavu ruky). Úhel natočení této spojnice jsem spočítal opět přes goniometrické funkce, tentokrát vztahem pro funkci cosinus. Do ní jsem dosadil kolmou vzdálenost čepu prstu a čepu matice (*d* = 7 mm) a délku *l* spojnice těchto čepů, která se mění s posunem matice. Tento úhel je ale vzhledem ke kolmici na osu nulového otevření prstů, takže ještě bylo nutné tento úhel odečíst od 90°, abych získal natočení vzhledem k ose prstů.

$$\beta = 90 - \cos^{-1}\frac{d}{l}$$

Při sečtení úhlů α a β získám úhel, o který je natočeno rameno prstu (páka s délkou 14 mm v obr. č. 21). To je však ještě vůči ose nulového otevření prstů natočeno o 45°, takže tento úhel ještě bylo nutné odečíst a až teď jsem tedy dospěl k finálnímu úhlu natočení prstů.

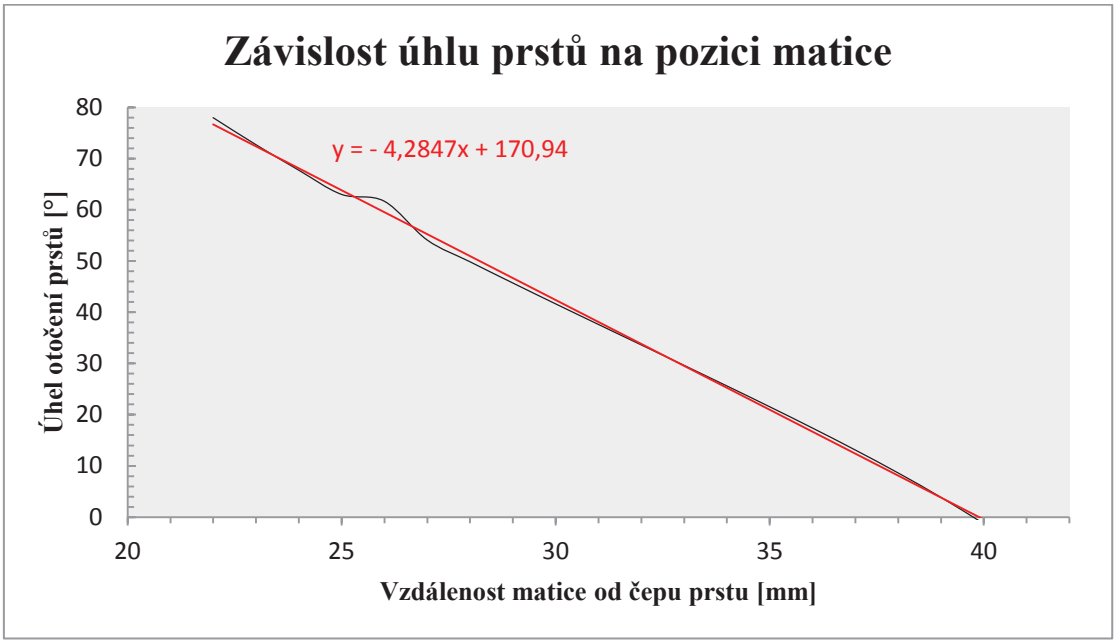
Tab. č. 3 - Tabulka závislosti úhlu natočení prstu na pozici matice

Vzdálenost matice [mm]	Úhel natočení prstů [°]	Lineární průběh natočení [°]	Odchylka od linearity [°]
25	63,01	63,82	0,81
26	61,66	59,54	2,13
27	54,10	55,25	1,16
28	49,85	50,97	1,12
29	**45,70**	46,68	0,98
30	**41,63**	42,40	0,77
31	**37,61**	38,11	0,50
32	**33,62**	33,83	0,21
33	**29,62**	29,54	0,08
34	**25,61**	25,26	0,35
35	**21,54**	20,98	0,56
36	**17,38**	16,69	0,69
37	**13,09**	12,41	0,68
38	**8,61**	8,12	0,49
39	**3,86**	3,84	0,03
40	**-1,29**	-0,45	0,84

Výsledky výpočtu úhlu natočení jsou zapsány v tab. č. 3, kde jsou kromě hodnot úhlu prstů v závislosti na posunu matice od osy otáčení prstu také hodnoty ideálního stavu. Ty jsou v tabulce v řádku lineárního průběhu, k nimž jsem došel pomocí spočítání regresní přímky prokládající reálná data. Regresní přímka má tvar

$$y = -4{,}2847x + 170{,}94$$

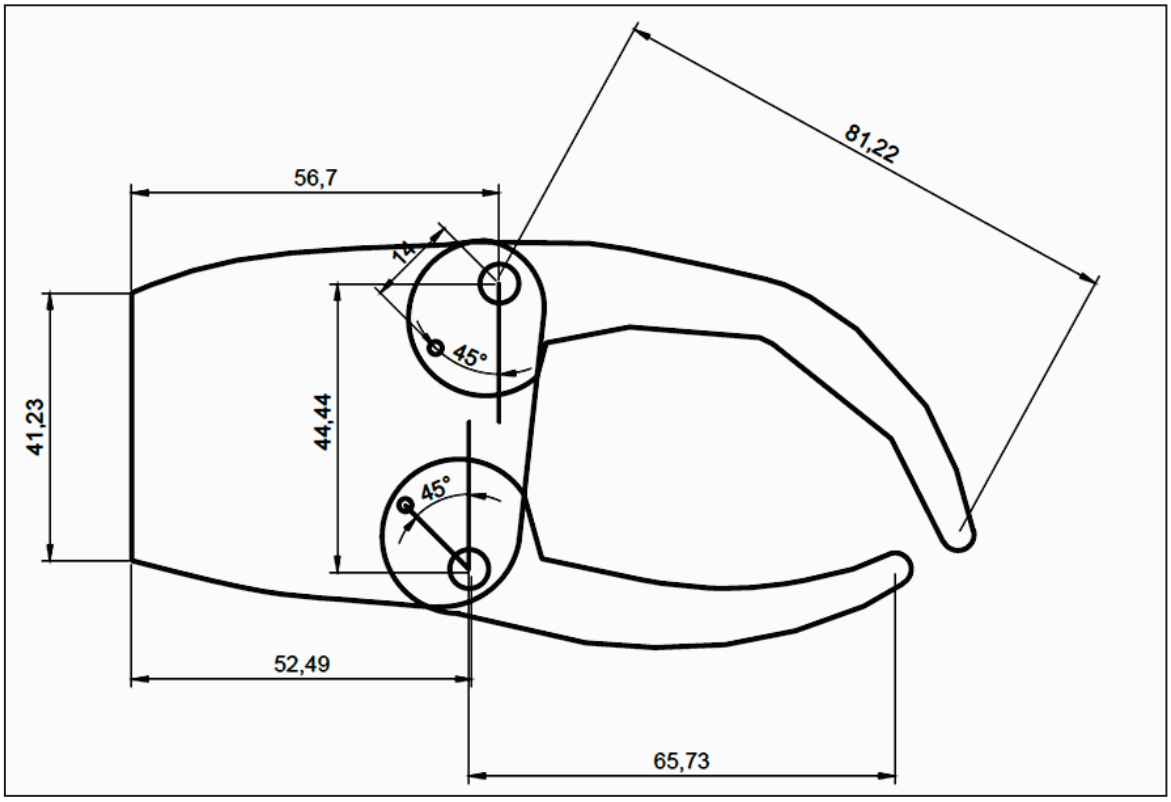
a je spolu s daty reálnými zobrazena v grafu na obr. č. 22. V něm je také vidět u posunu matice mezi 25 mm až 27 mm mírné zakolísání jinak vcelku lineární křivky. Tato odchylka, kdy se v jeden moment otevírání prstů zrychlí a následně opět zpomalí, je dán vlastnostmi mechanismu otevírání. V tomto momentě se totiž mění úhel mezi ramenem prstu a pákou matice z tupého na ostrý a tím dochází k nepravidelnosti. Zbytek křivky však také není lineární, protože dle předchozího výpočtu vidíme, že pohyb prstů je složený z několika nelineárních funkcí. Tyto odchylky od linearity jsou však dle výpočtů (tab. č. 3) maximálně do 1,2 stupně, což běžný uživatel protézy stěží zaregistruje a sice nejde o ideální stav, ale na reálné funkčnosti to ubere jen minimálně.



Obr. č. 22 - Graf závislosti úhlu natočení prstů na pozici matice, černá funkce – reálné hodnoty, funce f_y - červená – ideální lineární závislost

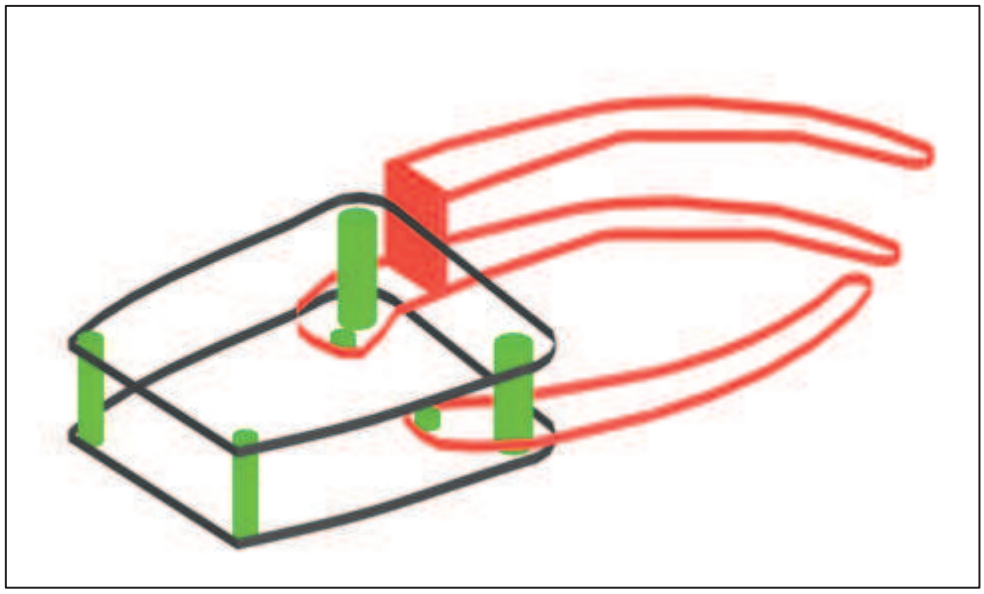
Šasi mechanické ruky

Pro samotnou výrobu protézy bylo nutné si nejprve k součástkám vytvořit nákresy, podle kterých jsem následně postupoval. Základní tvar šasi a prstů jsem převzal ze starší protézy, kterou mi poskytl vedoucí diplomové práce, a do něho následně vkládal mnou navržený a realizovaný mechanismus. Šasi s prsty, stejně jako ostatní výkresy, je vytvořeno ve výukové verzi programu AutoCAD 2014 a je zobrazeno na obr. č. 23.



Obr. č. 23- Nákres šasi mechanické ruky

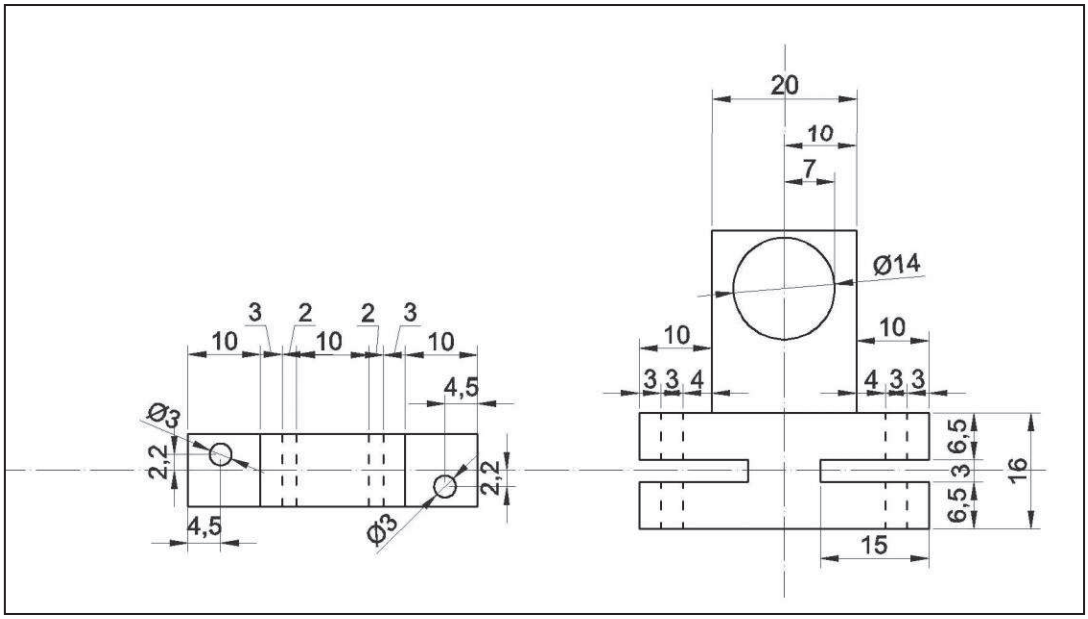
Na obr. č. 23 je zobrazena jen jedna deska šasi a pouze palec a první prst (ukazováček), nicméně výsledné šasi s prsty by mělo vypadat dle následující vizualizace ve 3D na obr. č. 24. Prsty jsem v reálné výrobě vyřezal z duralu, desku šasi pak v jednom exempláři z plexiskla pro lepší možnost prezentace, ve druhém pak opět z duralu pro finální použití.



Obr. č. 24 - Vizualizace šasi mechanické ruky

2.3.2 Posuvná matice

Nejdůležitější částí samotného mechanismu je posuvná matice. Tu jsem vyráběl ve dvou provedeních, poprvé formou odléváním epoxidu do formy, do něhož jsem zalil běžnou šestihrannou ocelovou matku MU M14 x 1,5. Pro přesné vyřezání cílového tvaru jsem opět vycházel z výkresu z AutoCadu, který je zobrazen na obr. č. 25.

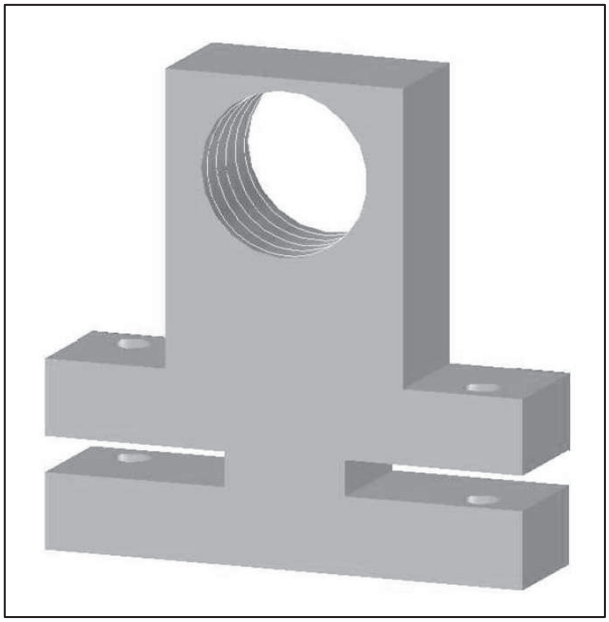


Obr. č. 25- Výkres k výrobě posuvné matice

Ve druhém případě jsem matici vyráběl ze u (přesněji polyamid 6 – PA 6 G, který se vyznačuje vysokou pevností, tvrdostí, houževnatostí při chladu, má nízký kluzný odpor,

vysokou mez únavy, dobré izolační a tlumící vlastnosti, vhodný pro kluzné použití, odolnost proti otěru. [2]

Do něho jsem přímo vyvrtal závit. Díky lehčímu materiálu celého dílu a díky absenci ocelové matice se mi u druhé matice podařilo výrazně snížit hmotnost. Výsledná matice je pak vyobrazena pomocí 3D vizualizace na obr. č. 26.



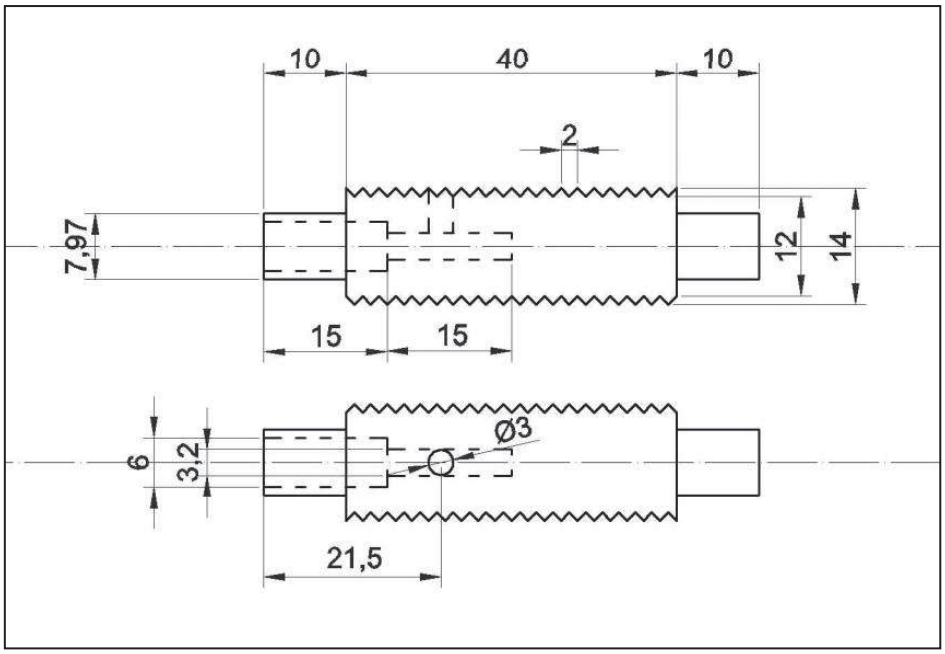
Obr. č. 26 - 3D vizualizace posuvné matice

2.3.3 Závitová tyč a spojení s bovdenem

Při řešení problému, jak napojit mechanismus prstů na bovden, jsem nemohl použít běžně dostupné závitové tyče, a musel tak svou vlastní vyrobit. Jako materiál jsem použil dural, který je dostatečně pevný a zároveň lehký. Dalším návrhem byl teflon, který má ještě lepší kluzné vlastnosti, proti němu však hrála nižší mechanická odolnost. Proces výroby závitové tyče je vidět na obr. č. 27.

Obr. č. 27 - Výroba duralové závitové tyče

Cena výrobku byla také rozhodující pro použití duralové tyče. Tu jsem se u protézy chtěl také snižovat, takže proto jsem závit nakonec vyřezával do duralové tyče s poloměrem 14 mm. Bylo potřeba vyrobit závit o délce alespoň 40 mm, k tomu navíc pak prodloužené konce pro dobré uchycení. Pro spojení s bovdenem jsem zvolil metodu vyvrtání přesné díry do závitové tyče a následné vyvrtání kolmé díry se závitem na šroub pro dotažení a znemožnění prokluzu. Tento závit včetně uchycení bovdenu je vyobrazen na obr. č. 28.

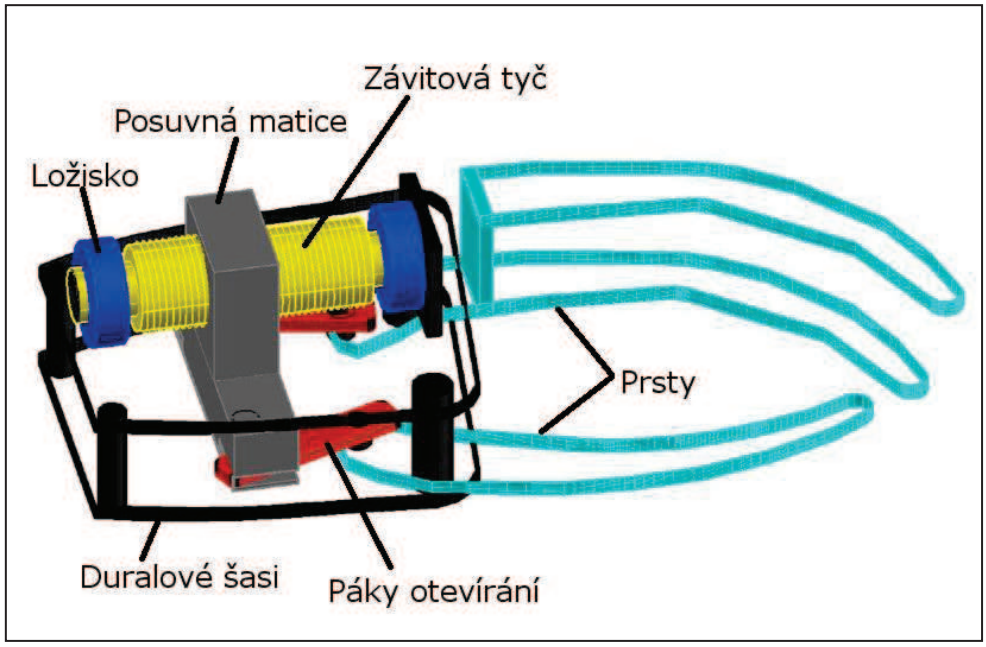


Obr. č. 28- Závitová tyč pro ovládání mechanické ruky

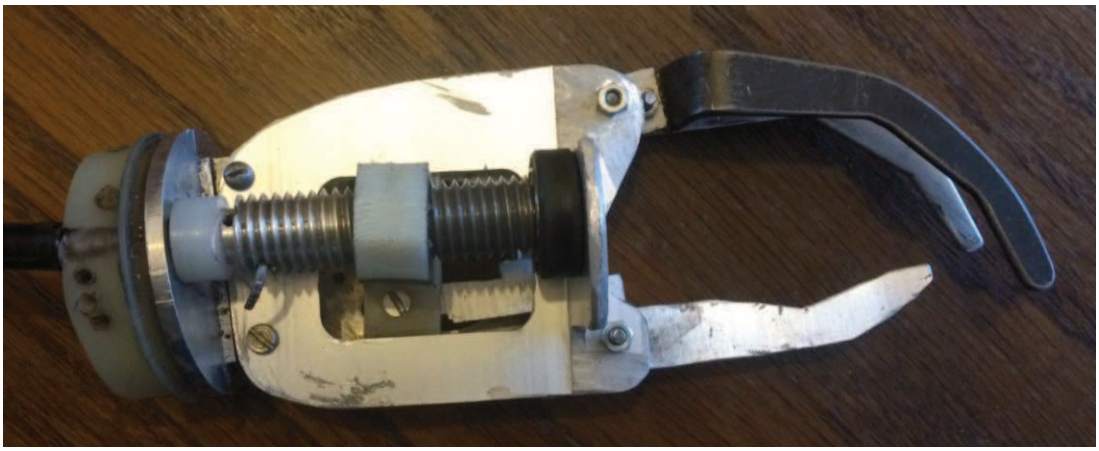
2.3.4 Kompletace mechanické ruky

Sesazení mechanické části ruky nebyla ještě vůbec snadná, protože bylo nutné vše správně složit a zajistit, aby byla ruka stabilní a fungovala tak, jak má. K tomuto kroku jsem navíc musel využít dvě kuličková ložiska 688 (s rozměry 8 x 16 x 5 mm), do nichž jsem uchytil

vyrobenou závitovou tyč, aby byla dobře centrovaná a snížilo se tak tření při jejím využívání. Na jedné straně je ložisko připevněno ke kolmé duralové ploše (viz obr. č. 29 a obr. č. 30), na druhé je pak ložisko upevněno na zápěstní objímce (ta je vyobrazena dále v práci na obr. č. 31). Kompletní mechanická ruka má dle 3D vizualizace vypadat jako na obr. č. 29. Pro porovnání s výsledným produktem je přiložený ještě fotografii z výroby (obr. č. 30).



Obr. č. 29 - 3D vizualizace kompletní mechanické ruky

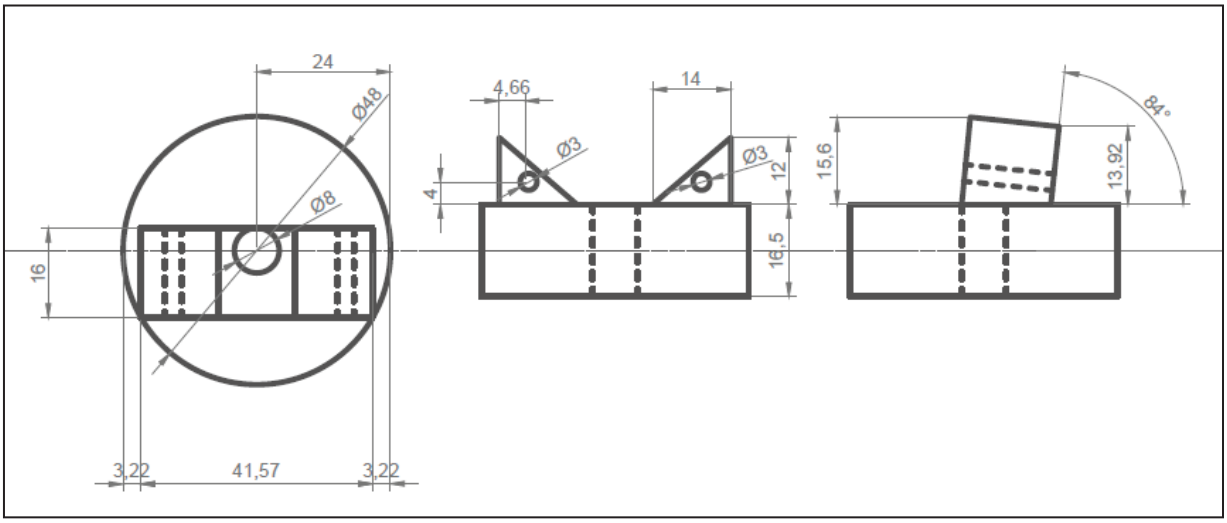


Obr. č. 30 - Finální podoba mechanické části protézy

2.3.5 Zápěstní objímka

Spojení pahýlu a mechanické ruky je problém, který je vždy řešen pomocí pahýlového lůžka. To je projektováno profesionálním protetikem, který na zakázku vytvoří dle 3D skenu přesné ulpívající karbonové lůžko. Lůžko je upraveno pro umístění elektrod a vývod kabelů, v našem případě i bovdenu. Tento díl protézy byl vyroben na zakázku firmou Protetika s.r.o.. Na samotné lůžko se pouze přimontuje vyrobenou mechanickou ruka pomocí objímky, která nese veškerou mechanickou část protézy. Zápěstní objímka je zobrazena na obr. č. 31 a má dvě hlavní části. Jedna z nich je válec, který se vkládá do terminální části pahýlového lůžka, kde se upevní několika šrouby. Tato část také ve většině případů slouží k zajištění možnosti otáčení

mechanické ruky (nahrazení podélné rotace loketní a vřetenní kosti). V mém případě jsem tuto možnost nakonec nezajistil, ačkoliv by to neměl být výrazný problém. Bovden je uchycen skrz tento válcový díl, a proto by neměl být problém s ním jakkoliv otáčet. Nechtěl jsem však v prvním prototypu takovéto protézy riskovat, že se bude bovden uvnitř lůžka moc pohybovat. Další částí objímky jsou dva trojúhelníkové výstupky s dírou, které slouží k přimontování šasi a celé mechanické ruky.



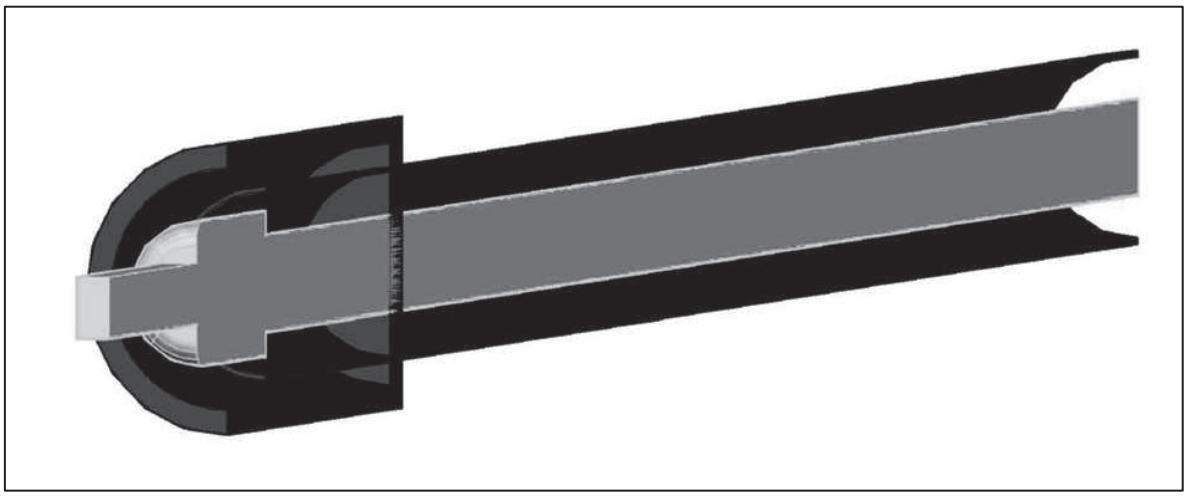
Obr. č. 31 - Objímka pro uchycení mechanické ruky na pahýlové lůžko

2.3.6 Bovden

Pro účel výroby protézy jsem dlouho uvažoval o využití bovdenu jako přenosného média pro posuvný pohyb. Po zhodnocení všech kladů a záporů všech dříve navržených mechanismů jsem však dospěl k závěru, že bude pro tento případ vhodnější využít jiného bovdenu, který je uzpůsobený pro převod otáčení. Ztráty při přenosu kroutící síly jsou významné hlavně u výrazně delších bovdenů, než jaké potřebuji pro protézu. Vzdálenost od motoru po mechanickou ruku je závislý na velikosti člověka, který bude protézu používat, ale rámcově se bude pohybovat v rozmezí od 60 do 100 cm.

Hledal jsem proto výrobce takto dlouhých bovdenů, které jsou uzpůsobené pro přenos otáčení a našel jsem je mezi náhony otáčkoměrů a tachometrů pro motocykly, konkrétně jsem volil firmu Jawa. Ta vyrábí různé náhony otáčkoměru s dostatečnou flexibilitou. Odpovídají tak mým požadavkům - délka 70 - 100 cm (dle typu motorky, pro který je bovden vyráběn), průměr do 10 mm a mají dostatečnou ohebnost. Nakonec jsem zvolil typ náhonu otáčkoměru pro Jawu 350 v délce 75 cm a průměrem 8 mm. Bovden je na obou koncích zakončen železnou hřídelí, která má čtvercový průřez o straně 2,5 mm a je dlouhá 15 mm. Průřez koncovkou bovdenu jsem zobrazil na obr. č. 32.

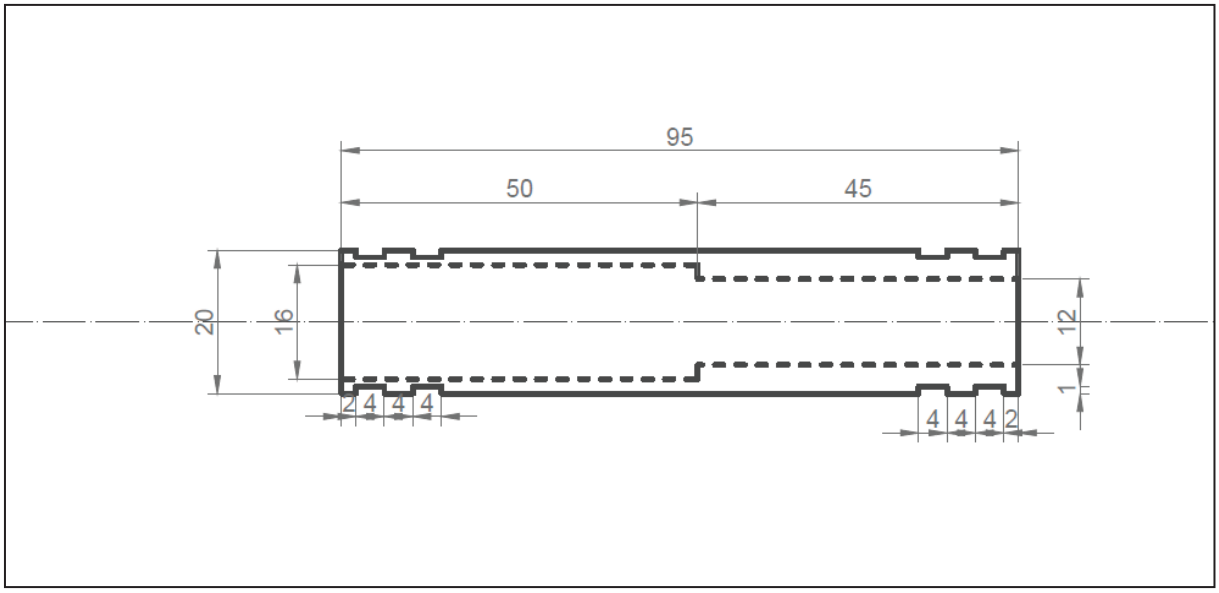
Tuto hřídel jsem tedy musel spojit na jedné straně se závitovou tyčí, na druhé pak s hřídelí převodovky. Toto spojení jsem zajistil, jak je vidět výše na obr. č. 28, vyvrtáním odpovídajícího otvoru a následným ukotvením a dotažením pomocí kolmého šroubu, který znemožňuje protáčení hřídele v dutině. Uchycení na straně motoru jsem řešil spolu s ukotvením a zabezpečením motoru, které popíši v následujících odstavcích.



Obr. č. 32 - Průřez koncovkou bovdenu

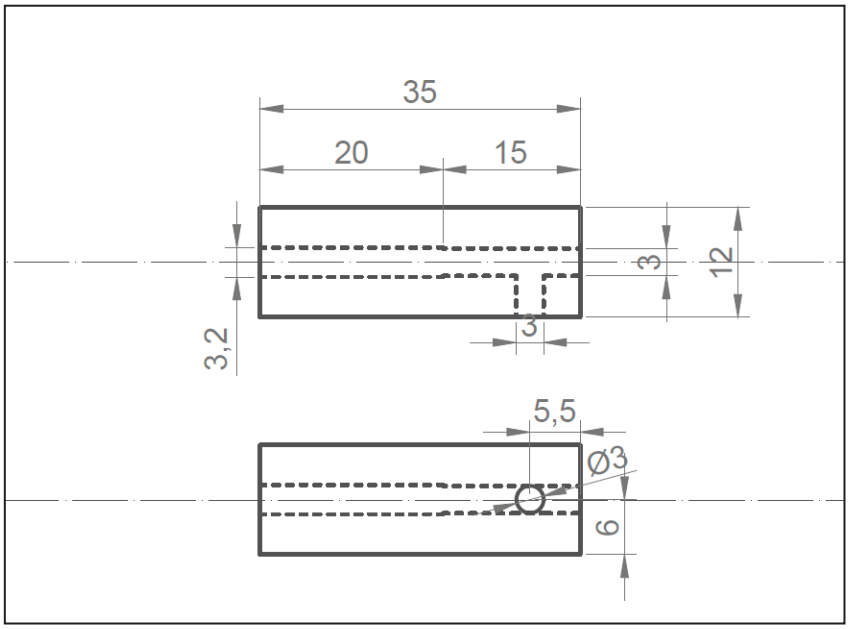
2.3.7 Kryt a upevnění motoru

V souvislosti s externím uložením motoru mimo pahýlové lůžko jsem musel také vymyslet a vyrobit uchycení a upevnění motoru včetně zajištění jeho bezpečnosti. Kromě toho jsem musel vytvořit jeho spojení s bovdenem a patřičné centrování otáčení, aby nedocházelo k ničení motoru nevyváženým otáčením. Tato součástka musí být dostatečně pevná, aby odolala vnějším vlivům, které se mohou objevit při nošení na popruhu kolem hrudi, ramen a podobně. Vyráběl jsem ji podle výkresu na obr. č. 33 tak, aby do ní bylo možné zasunout motor bez jakéhokoliv lepení. Zároveň bylo potřeba, aby motor seděl pevně na místě a nepohyboval se v rámci této součástky. Proto byla nutná vysoká přesnost, které jsem dosáhl vysoustruhováním dílu ze silonu. Na jedné straně je tedy uchycen motor k převodovce, která je pevně vsazena do tohoto dutého válcového krytu, na druhé straně je uchycen bovden. Uprostřed je dutina, ve které probíhá přenos otáčení z hřídele převodovky na bovden. Na povrchu tohoto krytování jsem pak vytvořil čtyři obvodové zářezy, díky kterým bude možno motor zafixovat na popruh, který ho bude držet na těle člověka. Také díky nim zajistím znemožnění prokluzu a otáčení samotného motoru vůči bovdenu a naopak.



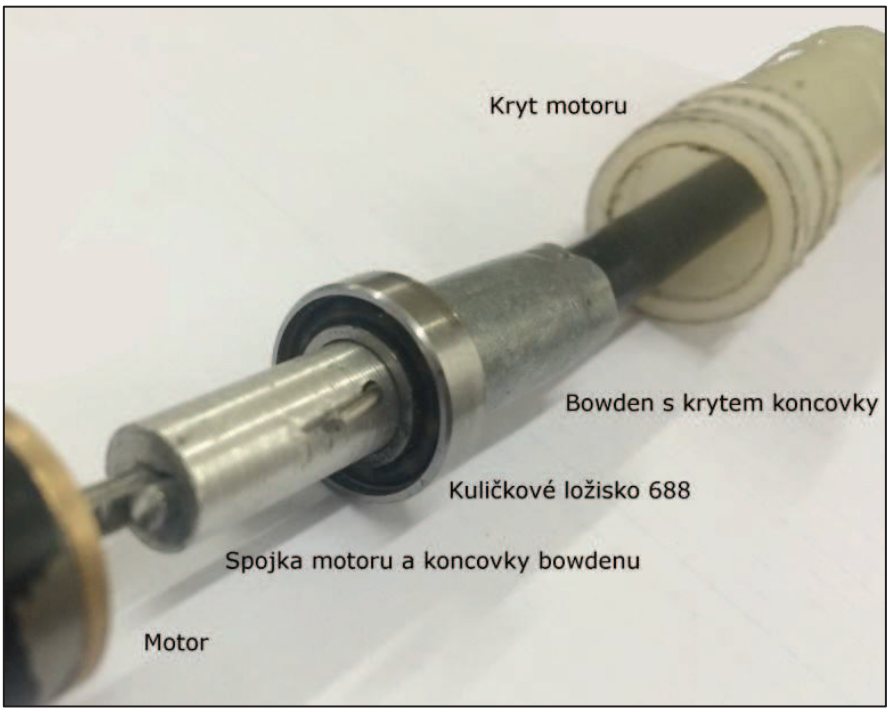
Obr. č. 33 - Kryt pro uchycení a zajištění motoru a koncovky bovdenu

Pro zajištění dokonalého rozpojitelného spojení mezi hřídelí převodovky a jádrem bovdenu jsem vyrobil další součástku. Potřeboval jsem ukotvit válcovou osu převodovky, která má na jedné straně seříznutou část (na průměru o 0,2 mm). Díky tomu se dá jinak kruhový průřez zafixovat proti prokluzu. Na druhé straně bylo nutné spojit hranol s čtvercovým průřezem na konci bovdenu. K tomuto účelu jsem navrhl součástku vyobrazenou na obr. č. 34, kterou jsme tentokrát pro vyšší pevnost vyrobili z duralu. K ukotvení hřídele převodovky pak poslouží vyvrtaný kolmý závit a šroubu proti seříznuté plošce hřídele, který zabrání jejímu prokluzu. Na straně koncovky bovdenu jsem využil závlačku (drát vedoucí skrz bovden a vyrobenou spojku), která rovněž zabrání prokluzu. Navíc také zabraňuje vytažení bovdenu ze spojovacího dílu.



Obr. č. 34 – Spojovací díll pro přenos otáčení z hřídele převodovky na koncovku bovdenu

Aby byla tato spojovací část dostatečně dobře centrovaná a otáčela se tedy rovnoměrně, umístil jsem ji ještě uvnitř krytu motoru do kuličkového ložiska 688 (8 x 16 x 5 mm), v němž je spojka radiálně ukotvena. Celý tento kryt motoru a spojka hřídele a bovdenu pak před sesazením vypadaly tak, jak je vyobrazeno na obr. č. 35.



Obr. č. 35 - Fotografie krytu motoru a spojovacího dílu motoru a bovdenu před sesazením

2.4 Elektronika protézy

V této kapitole popisuji jednotlivé části a funkce řídícího obvodu pro ovládání protézy a zmiňuji také charakteristiky tohoto systému. Pomocí této elektroniky jsem provedl testování a demonstraci funkčnosti protézy. Veškerou elektroniku pro ovládání protézy mi poskytla firma Protos s.r.o.. Proto alespoň zjednodušeně přiblížím části tohoto systému pomocí blokového schématu a nastíním jejich charakteristiky.

2.4.1 Použité komponenty:

- Elektrody – kovové kontaktní plochy s napojením na zesilující a filtrační elektroniku
- Akumulátor NiMH (Nikl-metal hydridový akumulátor)
- Elektromotor s planetovou převodovkou
- Elektronika pohonu protézy:
  - Stabilizátor napětí
  - Procesor s A/D převodníky a timery (časovači)
  - Pulsně šířková modulace (Pulse Width Modulation - PWM)
- Budiče VMOS tranzistorů
- H-blok tranzistorů NMOS a PMOS

2.4.2 Postup získání a zpracování signálu

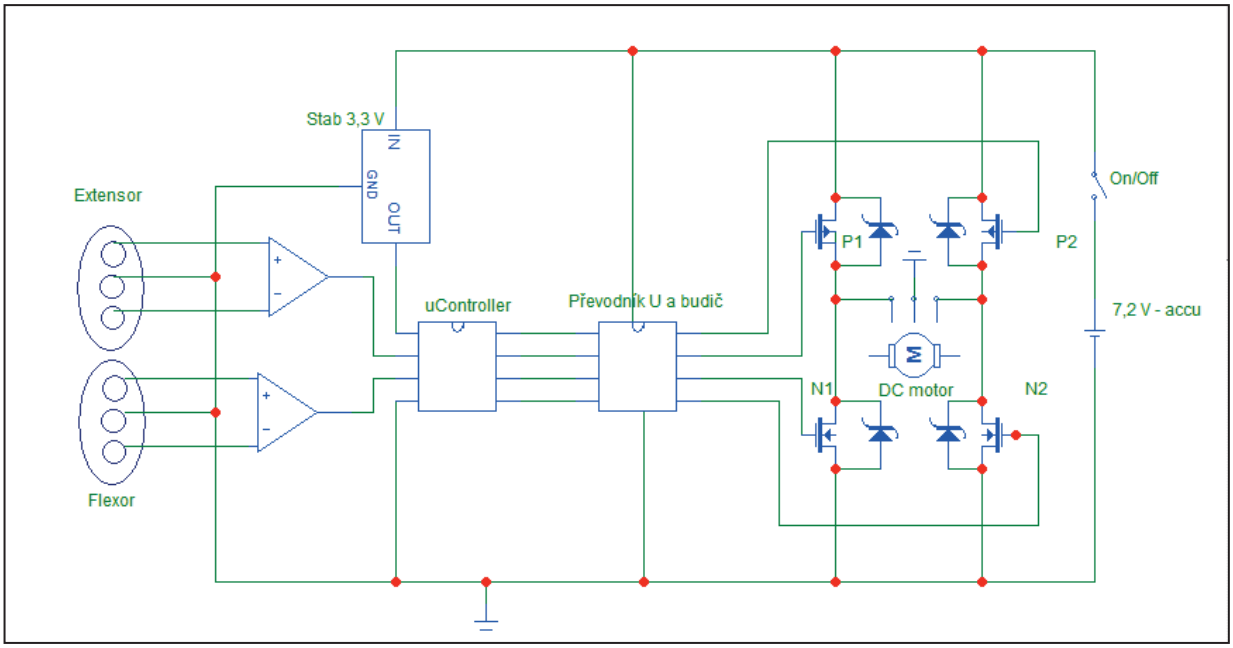
Signály pro ovládání myoprotézy vycházejí ze dvojice zachovaných a funkčních antagonistických svalů předloktí (v některých případech se dají využívat i svaly paže). Snímání probíhá neinvazivně, takže snímač je svými kontakty pouze přiložen na pokožku nad příslušným svalem. Snímání je prováděno bipolárně za účelem potlačení souhlasné složky signálu (CMR - common-mode rejection). Mezi dvěma snímacími elektrodami je ještě vyveden zemnící kontakt. Vlastní snímač je založen na operačních zesilovačích s přenosem typu

pásmová propust s napěťovým přenosem 80dB, což je cca 10000tinásobné zesílení. Ve výpočtu jsem vycházel ze vztahu:

$$A_u = 20 \cdot \log U_{in}/U_{out}$$

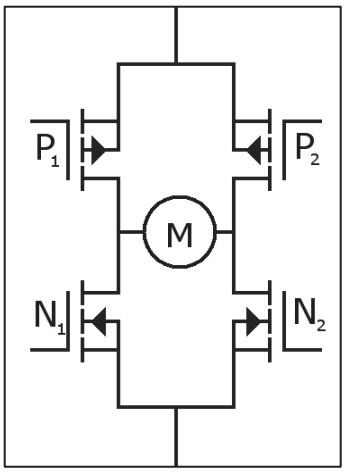
Přenos probíhá ve frekvenční oblasti 80 – 400 Hz. Samotné zesilovače musí být navíc odolné vůči rušení způsobenému mobilními telefony, pulzními zařízeními i průmyslovými technickými kmitočty (50 Hz apod.). Na výstupu snímačů je signál usměrňován, abychom díky tomu mohli získat jeho obalovou křivku, s níž nadále pracujeme.

Po této základní úpravě je signál z obou elektrod dále veden do elektroniky pohonu motoru napájeného stabilizovaným napětím 3,3 V. Tam jsou oba vstupní signály vzorkovány A/D převodníky řídicího počítače s tím, že časovač procesoru je nastaven do interrupčního režimu pro vzorkování 100 ms. Celý elektronický systém ovládání protézy je zobrazen v blokovém schématu vytvořeném v programu Micro-Cap 11 Evaluation na obr. č. 36



Obr. č. 36 - Blokové schéma získání a zpracování myoelektrického signálu a ovládání motoru

Program řídicího počítače vyhodnocuje jednak vstupní signály co do jejich velikosti, tak i jejich časové posloupnosti. Zároveň musí brát v úvahu aktuální stav pohonu, aby nedošlo k situaci, kdy by počítač vydal pokyn ke spuštění motoru v jednom směru, zatímco by se motor otáčel ve směru opačném. Pro změnu směru otáčení je nutné předem motor zastavit a teprve poté spustit. Na základě těchto informací se tedy rozhoduje o aktivování, respektive vypnutí jednotlivých budičů a tím také o sepnutí/vypnutí jednotlivých VMOS tranzistorů zapojených do tzv. H-mostu. Toto spuštění provádíme generováním obdélníkového pulzního signálu s frekvencí 14 – 16 kHz pro jednotlivé výstupy z řídicího počítače, které jsou napojeny na tranzistory P_1, P_2, N_1 a N_2 v H-mostu (obr. č. 37).



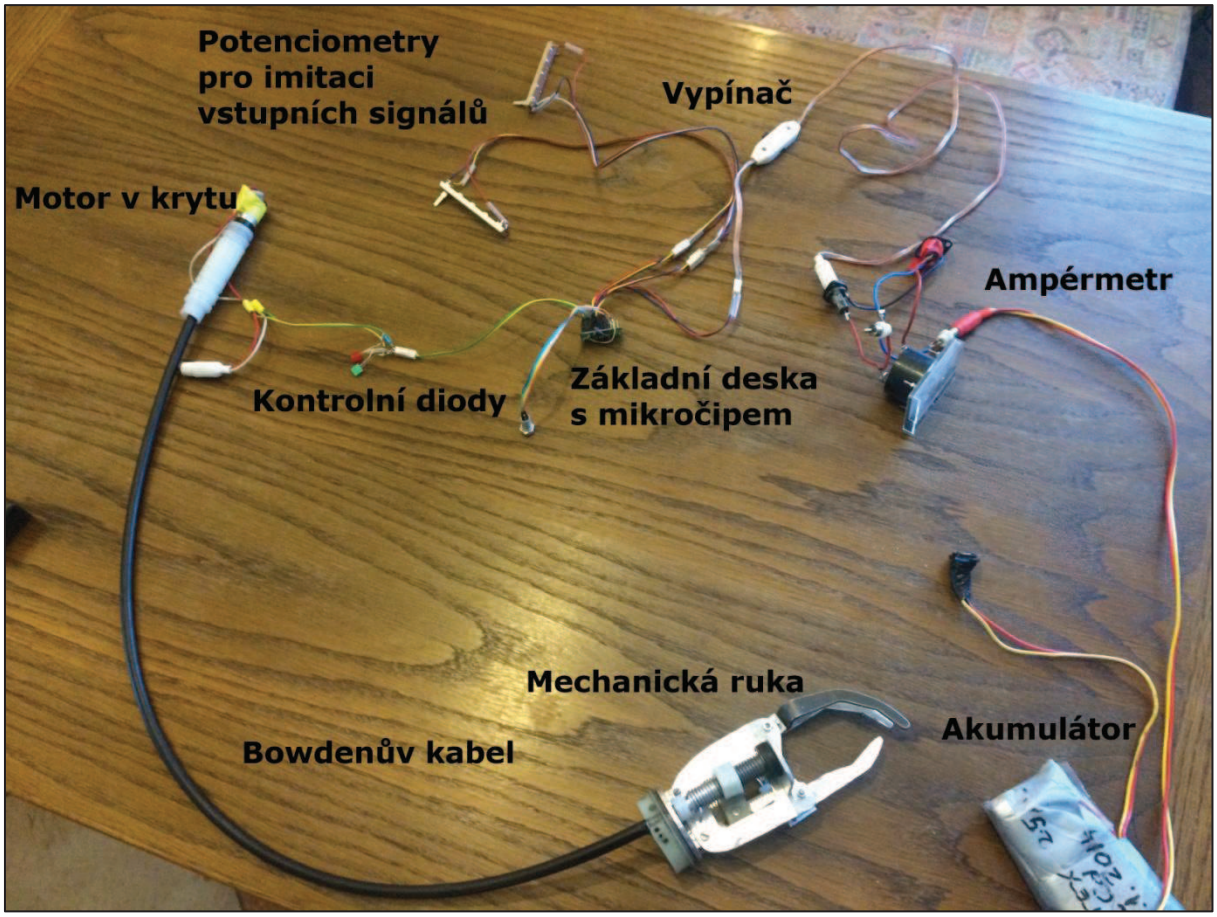
Obr. č. 37 - H-most pro ovládání směru otáčení DC motoru (M)

Ten se skládá ze dvou NMOS tranzistorů a dvou PMOS tranzistorů. PMOS tranzistor je aktivní, tedy sepnutý, pro řídící napětí U_{GS} menší než – 3 V. NMOS tranzistor je aktivní pro U_{GS} větší než 3 V. Výhoda těchto dvou tranzistorů oproti běžnějším PNP nebo NPN tranzistorů je taková, že mají výrazně vyšší závěrný odpor v inhibovaném stavu a naopak takřka nulový odpor v aktivním stavu. Tranzistory PMOS jsou v H-mostu zapojeny nahoře, NMOS dole. Stejnosměrný motor je poté napojen na středu. Dle spuštěných spínačů (jejich kombinací) je ovládána orientace otáčení motoru, případně jeho vypnutí. V případě aktivace tranzistorů P_1 a N_2 prochází proud motorem zleva doprava, zatímco při aktivních členech P_2 a N_1 teče proud opačně a motor se tedy otáčí na druhou stranu.

3 Testování protézy

3.1 Zkompletování systému

Po dokončení výrobního procesu jsem přistoupil k sesazení protézy do jednoho celku, aby bylo možné protézu otestovat. Pro testování jsem využil ovládací elektroniku protéz od firmy Protos s.r.o., která byla napojena místo na snímací elektrody na dva potenciometry, kterými jsem mohl ovládat vstupní signály nahrazující myopotenciály svalů. Obvod byl také doplněn o dvě kontrolní diody, aby bylo snadno zjistitelné, který signál je aktuálně aktivní a v jakém směru se tedy točí motor, resp. zda se otevírá/zavírá protéza. Mimo to byl ke zdroji připojen ještě ampérmetr, díky kterému jsem mohl sledovat odběr motoru (viz. 3.2) při otevírání a zavírání protézy. Tento celý systém protézy je zachycen na obr. č. 38.



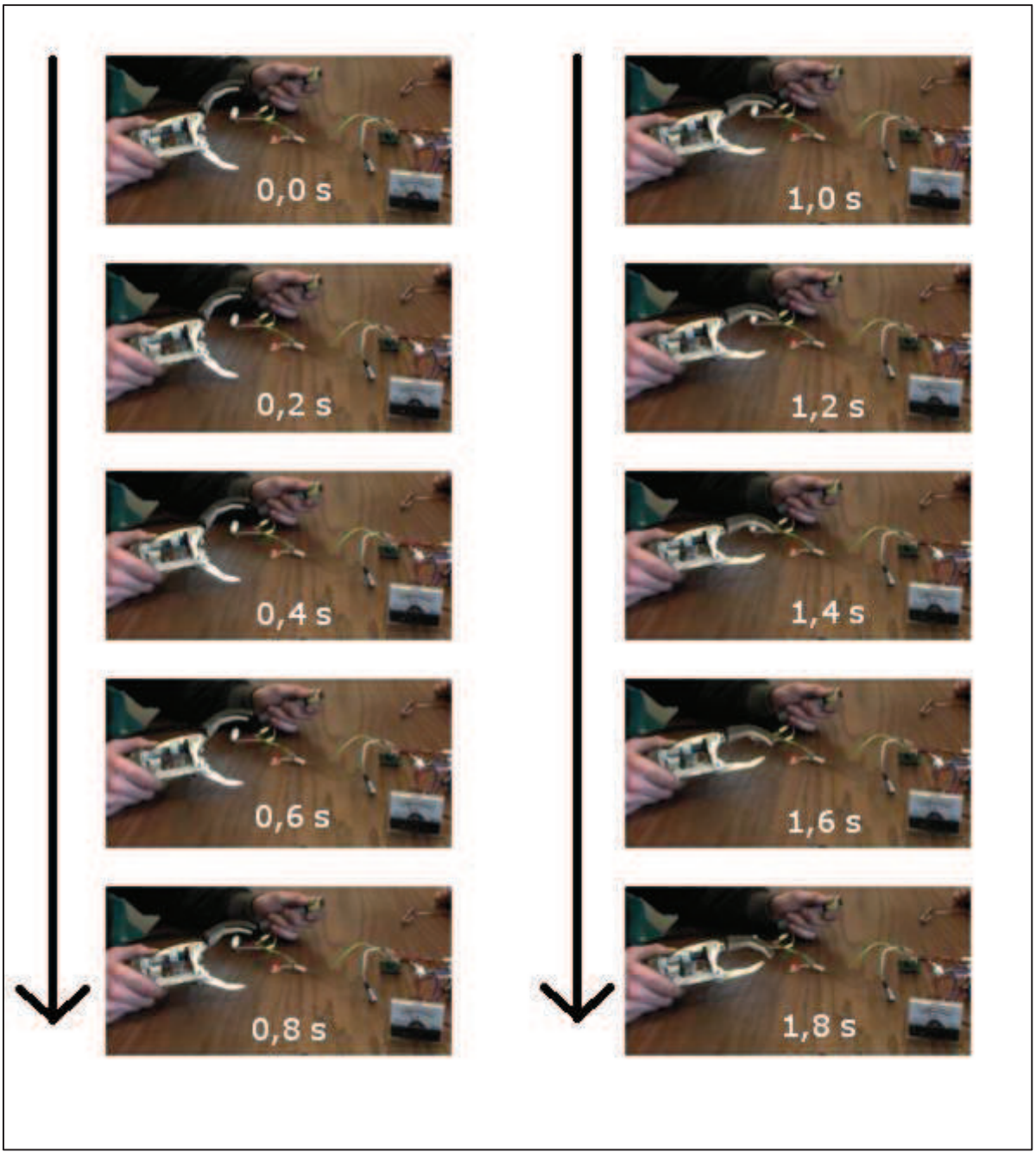
Obr. č. 38 - Kompletně sesazená protéza s mechanickou a elektronickou částí

Při reálném využití protézy by v tomto momentě následovalo namontování mechanické ruky na pahýlové lůžko. Mechanická ruka je dále překryta tvarovou rukou z gumy a na kovové prsty jsou nasunuty tvarové prsty. Tím dostává protéza již tvar reálné končetiny a po navlečení kosmetické rukavice je již připravena k použití. Bovden je v našem případě veden uvnitř lůžka, aby estetický vzhled protézy byl co nejlepší. Ven z lůžka bovden vychází pod pod rukavici. Motor je následně spolu s baterií umístěn v kapse na popruhu, který si klient umístí na tělo, kde mu to nejvíce vyhovuje. Tento proces přípravy protézy k finálnímu používání je vysoce

specifický pro každého pacienta zvlášť. Kromě pahýlového lůžka je i tvar prstů a tvarové ruky individualizován specializovanými firmami, a proto jsem se tímto již nezabýval.

3.2 **Vlastnosti protézy**

Při zkušebním provozu protézy jsem se zaměřoval na odběr proudu, dobu otevírání do požadovaného úhlu, na plynulost pohybu a na další možné aspekty, které by mohly ovlivnit funkci protézy. Průběh testování a videozáznam zavírání/otevírání je vyobrazen pomocí časových snímků na obr. č. 39 a obr. č. 40. Bohužel se nejedná o kolmý záběr, kde by byl dobře vidět úhel otevření, takže není možné z těchto záznamů odečítat přímo velikosti úhlů. Videozáznam z výroby a testování protézy je k nahlédnutí na přiloženém CD (Příloha č. 1).



Obr. č. 39 - Časový průběh zavírání protézy. Odstup snímků je 0,2 s.

Obr. č. 40 - Časový průběh zavírání protézy. Odstup snímků je 0,2 s.

3.2.1 Odběr proudu

Odběr proudu je důležitým parametrem vzhledem k potřebné kapacitě akumulátoru. Odběr proudu byl při nezatíženém pohybu prstů v rozmezí od 0,5 do 1 A. V momentě rozběhu motoru se dostával až na hodnoty kolem 1 A, při rovnoměrné zátěži pak zpravidla na hodnotu 0,7 A. V případě zatížení prstů kosmetickou rukou a rukavicí by byl odběr ještě větší.

3.2.2 Plynulost pohybu

Tato vlastnost je důležitá kvůli jednoduchosti obsluhy protézy a také kvůli estetickému dojmu, kdy trhané pohyby nebo záškuby prstů mohou nepříjemně upozorňovat na používání protézy. S plynulostí jsem se nakonec vyrovnal pomocí kuličkových ložisek, bez nichž se závitová tyč v jejím uložení mírně zasekávala a pohyb tak sice proběhl, ale byl trhaný. Kuličková ložiska snížila tření, které toto trhání způsobovalo, na minimum a pohyb se tak velmi zklidnil. Samozřejmě vzhledem k použité technologii nelze mluvit o přesnosti profesionálních protéz, avšak jak linearita otevírání (viz strana 24), tak tato plynulost otevírání je dostačující pro běžné využití.

3.2.3 Rozsah pohybu

Rozsah otevření prstů byl definován již při návrhu otevíracího mechanismu na 80 až 100 stupňů. Mnou vyrobená protéza dosahuje však mnohem lepšího rozsahu, který vysoce přesahuje požadované minimum. Maximální možný úhel mezi prsty je dokonce 160°, což výrazně zvětšuje maximální možnou velikost uchopitelného předmětu. Vzdálenost špiček prstů je u protézy 155 mm, což přibližně odpovídá rozsahu prstů zdravé ruky člověka.

3.2.4 Doba otevírání

S tímto parametrem jsem pracoval již při navrhování mechanismu, nicméně výsledek přesně neodpovídá odhadovaným hodnotám. Trvání otevření a zavření prstů jsem získal z videozáznamu, v němž jsem odečítal čas spuštění a vypnutí řídícího signálu. Toto jsem sledoval z kontrolních diod, které se rozsvítí ihned při spuštění. Sledoval jsem dobu na celý přeběh od nulového rozevření po maximální, v tomto případě tedy až na úhel 160° (80° pro každý prst), respektive na vzdálenost 155 mm. Z devíti měření zaznamenaných v tab. č. 4 jsem získal průměrnou hodnotu **1,95 s ± 0,11 s**. Pro srovnání s jinými typy protéz jsem spočítal také rychlost otevírání, která je v tomto případě 79,5 mm/s.

Tab. č. 4 - Tabulka měření doby otevírání/zavírání prstů

Čas spuštění [s]	Čas zastavení [s]	Doba přeběhu [s]	Abs. hodnota odchylky [s]
18,77	20,67	1,90	0,05
22,17	24,07	1,90	0,05
25,46	27,50	2,04	0,09
28,80	30,93	2,13	0,18
32,47	34,26	1,79	0,16
35,53	37,27	1,74	0,21
38,70	40,80	2,10	0,15
42,67	44,70	2,03	0,08
45,90	47,83	1,93	0,02
Průměrné hodnoty:		**1,95**	**0,11**

Když jsem tuto rychlost chtěl porovnat s původně plánovanou rychlostí otevření do 90°, tak jsem dospěl k výsledku době přeběhu 1,1 s. To odpovídá požadavku na otevření ruky do 1,2 s.

3.2.5 Samosvornost protézy

Při použití pohybového šroubu, bylo řešení samosvornosti protézy jednoduchým úkolem. Obecně platí, že čím větší tření působí mezi dvěma plochami (šroubu a matice), tím větší je síla potřebná k pohybu v opačném směru (viz podkapitola 1.4.4). Tato síla je závislá na použitých materiálech a také na sklonu závitu. V mém případě tedy platí, že čím nižší bude účinnost přenosu síly motoru na matici, tím bude mít protéza lepší samosvornost. Jak bylo dříve v práci zmíněno, u samosvorných šroubů se spotřebuje více než polovina hnací síly na přemáhání odporu tření. Proto jsem také naměřil u své protézy výrazně vyšší odběr proudu, než je běžné u jiných myoprotéz.

3.2.6 Hmotnost mechanické ruky

Hlavním cílem této práce bylo odlehčit myoelektrickou protézu pomocí uložení motoru mimo mechanickou ruku. Tato terminální část protézy v mém případě váží 191 g. Jedná se o velmi příznivou hmotnost. Dokonce si troufám tvrdit, že by bylo možné protézu ještě odlehčit odstraněním zbytečných přesahujících ploch duralu či případně použitím lehčího materiálu. Na druhou stranu není cílem, aby protéza nevážila takřka nic, protože by to nebylo pro uživatele přirozené. Hmotnost bovdenu a motoru, která se již nepočítá do terminální části ruky, je 237 g. Dohromady je tedy hmotnost mechanické části protézy včetně motoru rovna 428 g.

3.2.7 Odhadované slabiny protézy

Při testování jsem kromě sledovaných parametrů narazil také na určité problémy, které mohou ovlivnit dlouhodobý chod a životnost protézy. Jedná se zejména o čepy, kolem kterých se otáčejí páky mechanismu. V současném řešení jsou využité šrouby s maticí zalitou lepidlem, aby se nepovolovaly. Toto řešení však není úplně ideální, poněvadž je potřeba kvůli volnosti pohybu nechat matky mírně nedotažené. To ovšem způsobuje i jisté nepřesnosti a při

dlouhodobějším užívání může nastat povolení těchto čepů. To by mělo za následek různé viklání a nechtěné pohyby mechanismu a byla by nutná oprava.

Další slabinou může být jádro bovdenu. Nejedná se o obyčejný drát, nýbrž o spirálu. Takže vzhledem k tomu, že jeho pohyb probíhá v obou směrech otáčení, může nastat jakési stlačení a deformace spirály. Když na ní bude často působit síla proti jejímu směru natočení, může se tedy spirálové jádro bovdenu zničit a znemožnit tak přenos síly z motoru.

3.2.8 Výrobní náklady mechanismu

Chtěl-li jsem zhodnotit každý parametr protézy, nesměl jsem opomenout ani finanční stránku věci. Její minimalizace je navíc jedním ze zadaných požadavků. Ke zhodnocení tohoto kritéria jsem vyrobil tabulku nákladů (tab. č. 5). Celkově tedy mohu ale říci, že samotné náklady na díly činí přibližně 10 000,- Kč. Tento odhad by byl ovšem pouze částí konečné maloobchodní ceny, do níž je vždy nutné zahrnout také práci na výrobu (vzhledem k tomu, že jde o kusovou výrobu, tak tímto dílem by cena vyskočila poměrně vysoko), náklady na vývoj, získání certifikace nutné pro prodej a další. Cenové srovnání se tedy dělá velmi těžko a mohu ho opravdu jen nastínit.

Tab. č. 5 - Tabulka přibližných nákladů

Díl protézy	Přibližná cena
Materiál na výrobu	2 500 Kč
Motor, 6 V, 4,5 W	6 000 Kč
Akumulátory NiMH, 1,2 V, 5 ks	1 000 Kč
Celkové materiálové náklady	**9 500 Kč**

4 Diskuze výsledků a návrh dalších postupů

4.1 Srovnání s jinými typy protéz

Po úspěšném vyrobení a otestování prototypu nové protézy jsem mohl přistoupit i ke srovnání s konkurenčními protézami. Bohužel má málokterý výrobce dostupnou podrobnou dokumentaci k protézám, takže mohu srovnat rozsahy pohybů a rychlosti úchopu pouze s dvěma typy protézy. Jedním je takzvaný Greifer od firmy Otto Bock, což není přímo protetická ruka. Jedná se o pracovní nástavec, který má například vyšší sílu úchopu a také přesnější stisk. Druhou srovnávanou protézou pak je běžná myoelektrická ruka MyoHand VariPlus Speed® od firmy Otto Bock. Toto srovnání je v tab. č. 6.

Tab. č. 6 - Srovnání parametrů vyrobené protézy s jinými protézami [14]

	Greifer	**MyoHand VariPlus**	**Vyrobená protéza**
Šířka úchopu [mm]	95	60* nebo 100	155
Rychlost úchopu [mm/s]	120* nebo 160	39* nebo 110	80
Hmotnost [g]	520* nebo 540	300* nebo 480	191 (+externě 237 g)

* Hodnoty pro dětskou velikost protézy.

V tab. č. 6 tedy můžeme vidět, že vyrobená protéza je ve všech ohledech vcelku odlišná. Pouze u rychlosti úchopu lze říci, že je mírně nižší než výrobců, nicméně maximální šířku úchopu má mnou navržená protéza podstatně vyšší a je také výrazně lehčí. Pokud nepočítám váhu motoru a bovdenu, která je rozložena po délce protézy a na těle pacienta, pak je protéza o více než 100 g lehčí než dětské protézy stávajících výrobků. Tento parametr je pro mě obzvlášť důležitý, protože snížení hmotnosti terminální části protézy byl hlavní cíl této práce.

Z pohledu účinnosti přenosu síly mohu porovnávat mou protézu pomocí odběru proudu. Dle podkapitoly 3.2.1 lze vidět, že zátěž zdroje je více než dvakrát vyšší, než u protézy s ozuby a převody, kde je odběr při ustáleném pohybu bez zatížení okolo 300 mA. V mém případě byl odběr za stejných podmínek přibližně 700 mA. Tato skutečnost ukazuje na nedostatky v účinnosti přenosu energie a na výrazné ztráty.

4.2 Návrhy na vylepšení

V případě, že by se měla protéza dle mého návrhu vyrábět ve větším množství, bylo by určitě vhodné a nutné vyrábět součástky s ohledem na jejich účinnost. V mém případě jsem všechny díly ovlivňující účinnost vyráběl na soustruhu bez ohledu na jejich povrchovou úpravu a zpracování. Vyráběl jsem prototyp za účelem otestování funkčnosti tohoto mechanismu pro zjištění jeho výhod a nevýhod.

Kromě povrchových úprav pohyblivých dílů protézy jsem také nevyužíval ideální materiály z pohledu vzájemného tření. Volil jsem materiály dostupné a vhodné vzhledem k náročnosti

zpracování, mimo to také vzhledem k jejich ceně. V mém případě se jedná o kontakty a tření mezi dvěma plochami duralu u pákového systému. V případě závitové tyče a posuvné matice jde pak o kombinaci duralu a silonu. Mohl bych uvažovat o nahrazení těchto materiálů jinými, lépe kluznými, nebo bych také mohl závit zaměnit za kuličkový šroub. V takovém případě se smykové tření mění na valivý odpor. Ten je ve srovnání se smykovým třením velmi nízký a zvýšil by účinnost protézy.

V případě, kdy by byl nahrazen kluzný závit šroubem kuličkovým, by však bylo nutné zajistit jiným způsobem samosvornost. Pokud by se totiž výrazně snížilo tření na závitové tyči, snížila by se také externí síla nutná na rozevření prstů a prsty by neudržely těžší břemeno.

Jistě by také bylo vhodné zajistit vyšší trvanlivost dílů z duralu. Ty jsou sice pevné a lehké, ale v oblastech kontaktu s čepem otáčení mohou při častém používání ztratit na přesnosti. Z tohoto důvodu by bylo možné vložit například mosaznou vložku, která by tomuto tření sice nezamezila, ale její životnost by byla výrazně delší. Takovéto řešení by bylo dobré použít nejen u čepu pro otáčení prstů, ale i u čepů v posuvné matici a na pákách. Sice by se tím nepatrně zvýšila hmotnost a cena protézy, avšak její životnost by byla delší.

5 Závěr

Tato diplomová práce je výsledkem několikaměsíčního projektu, v jehož průběhu jsem se postupně seznamoval s problematikou výroby a využití protéz horní končetiny. Shromažďoval jsem informace o současných i dřívějších typech protéz, abych dokázal vytvořit dostatečně obsáhlý náhled na různé principy ovládání a na funkčnost různých druhů protéz. V práci jsem zmínil důvody, které vedou uživatele k volbě daných typů, nebo které je naopak odrazují od používání konkrétního typu protézy. Hlouběji jsem se věnoval mechanismům otevírání a zavírání prstů u tahové a myoelektrické protézy, abych dokázal analyzovat možné cesty k vytvoření nového typu protézy. Ten má kombinovat dobré vlastnosti obou protéz, což je v případě tahové protézy přívětivá cena, malá hmotnost a nízká poruchovost, zatímco u elektrické protézy jde o přesnost a sílu úchopu, kosmetický aspekt protézy a také o větší manipulační prostor.

Se získanými informacemi jsem postupně pracoval na vytvoření nového mechanismu otevírání a zavírání prstů. Vycházel jsem z předpokladu, že budu sílu pro ovládání protézy získávat z motoru stejně jako u myoprotéz. Tento motor však nebude umístěn uvnitř protézy a mechanické ruky, nýbrž na těle uživatele spolu s akumulátorem, který také výrazně zvyšuje hmotnost náhrady končetiny. S tímto plánem jsem tedy navrhl dvě různé metody přenosu síly motoru do mechanické ruky. Obě využívají pohybového šroubu, díky němuž převedu točivý pohyb na pohyb posuvný. V jednom případě bych toto zajistil hned u motoru (mimo protézu), ve druhém je pak převod na posuvný pohyb uskutečněn až v rámci mechanické ruky.

Kromě umístění motoru mimo protézu a navržení přenosu jeho práce jsem se dále zabýval vytvořením mechanismu otevírání prstů. Požadavkem byla dostatečná jednoduchost výroby a servisu. Důležitá a žádaná je také vhodná pevnost a stabilita. V práci jsem uvedl a popsal hned několik možných principů pohonu, přičemž některé z nich pracují s posuvným pohonem, jiné s točivým. Všechny mechanismy jsem navrhoval v grafickém programu v počítači, zároveň jsem je ale testoval i na jednoduchých prototypech. Nakonec jsem zvolený princip ovládání důkladně popsal a vysvětlil, z jakého důvodu jsem k němu přistoupil a jak jsem získával a volil jeho jednotlivé parametry. Postupně jsem vysvětlil funkce jednotlivých částí a také vytvořil výkresy, podle nichž se dají součástky vyrobit.

Součástí mé práce byla i konstrukce a sestavení mechanické ruky s pohonnou jednotkou a zároveň i testování funkčnosti protézy. Po nutných drobných úpravách jsem následně mohl přejít k testování charakteristik protézy a k jejímu zhodnocení. Sledoval jsem několik parametrů, například aktivní děje, jako je rychlost úchopu, odběr elektrického proudu ze zdroje či linearita pohybu. Kromě nich jsem změřil také konstantní charakteristiky protézy, a to maximální rozsah pohybu či hmotnost. V neposlední řadě jsem diskutoval i finanční stránku výroby.

Všechny tyto parametry jsem v závěru práce náležitě zhodnotil a porovnal jsem je s dostupnými informacemi o současných protézách na trhu, případně s parametry protézy, kterou mi poskytl vedoucí diplomové práce. Dle tohoto srovnání jsem dospěl k závěru, že se mi podařilo splnit zadání a vyrobit odlehčenou myoelektrickou protézu, která by mohla být

dostupná i pro chudší uživatele. Dokázal jsem také splnit hlavní požadavky na protézu, jako je rychlost otevírání a šířka a samosvornost úchopu, takže mohu říci, že by mnou navržená protéza mohla být reálně využitelná. Jedná se sice pouze o prototyp protézy, který má poměrně vysoké ztráty, v diskuzi výsledků jsem ale navrhl mnoho možností, jak tyto ztráty odstranit a protézu vylepšit. Kromě některých nedokonalostí je ale protéza plně funkční a připravená k použití.

Práci na výrobě i celkovou funkci protézy jsem průběžně dokumentoval a pořizoval jsem fotografie a videa. Z nich jsem následně čerpal do práce, aby byla dostatečně srozumitelná a jasná.

Tímto bych chtěl tuto diplomovou práci zakončit. Mohu jen doufat, že ačkoliv jde vývoj nových technologií velmi rychle dopředu, tak že by protéza popsaná v této práci mohla nějakého čtenáře zaujmout a podnítit ho k jejímu dalšímu rozvoji či výrobě.

6 Bibliografie

[1] Bedienungsanleitung – Myobock elektrode. Otto Bock. [online]. cit. [2014-11-13]. Dostupné z: 13E200http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_us_en/ifu_647h490.pdf

[2] Ceník – technické plasty. Wiltex. [online]. [2015-01-01]. Dostupné z: http://www.wiltex.cz/wiltex-prestice-cenik-technicke-plasty-silon.php

[3] Comparison of body-powered voluntary opening and voluntary closing prehensor for activities of daily life, Journal of Rehabilitation Research & Development . [online]. [cit. 2014-11-06]. Dostupné z: www.rehab.research.va.gov/jour/2014/512/jrrd-2013-05-0123.html

[4] DC Brushless Planet Gear Motor. WeiKu. [online]. [2014-12-18]. Dostupné z: http://www.weiku.com/products-image/11882079/DC-Brushless-Planet-Gear-Motor.html

[5] Electrodes. Otto Bock. [online]. [2015-01-02]. Dostupné z: http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/16573.html?id=16619#t16619

[6] Kosmetické protézy horních končetin. Otto Bock. [online]. [cit. 2014-11-05]. Dostupné z: http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/1941.html

[7] KOUKAL, Ondřej. Mechanická protéza horní končetiny, Brno, 2014. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

[8] MÁŠOVÁ, Lenka. Snímání EMG a jeho hodnocení. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

[9] MINAŘÍKOVÁ, Olga. Design kompenzační pomůcky horní končetiny, Brno, 2011. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

[10] MUŽNÝ, Lukáš. Konstrukční celky bioprotéz horních končetin, Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

[11] MYOBOCK arm components, Otto Bock. 2007 [online]. [cit. 2014-11-03]. Dostupné z: http://professionals.ottobock.nl/cps/rde/xbcr/ob_nl_nl/im_646k6_gb_Myobock_arm_components_gb.pdf

[12] MyoHand VariPlus Speed®. Otto Bock. [online]. [2014-12-02]. Dostupné z: http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/19992.html

[13] Normalizované stoupání závitů. Šroub a matka. [online]. [2014-11-24]. Dostupné z: http://www.sroubamatka.cz/cs/technicke-informace/normalizovane-stoupani-zavitu.html

[14] PAIGEROVÁ, Michaela. Srovnání jednotlivých typů protéz horních končetin. Ortopedická protetika [online]. [cit. 2014-11-02]. Dostupné z: http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc1dfa89a7ea17.htm

[15] POHANKA, Jan. Úvod do biomedicínské informatiky, Praha, 2004. Semestrální práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická

[16] Prosthetic graphic. [online]. [cit. 2014-11-14]. Dostupné z: http://www.wired.com/wiredscience/wp-content/gallery/20-04/ff_prosthetics_graphic_f.jpg

[17] Protetika horních končetin. Protetika Beroun.[online]. [cit. 2015-01-02]. Dostupné z: http://www.protetikaberoun.cz/protetika-hornich-koncetin/

[18] ROUBÍK, Karel. Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03788-1

[19] ROZKYDAL, Z. Protetika. I. ortopedická klinika LF MU v Brně. [online]. [2014-12-28]. Dostupné z: portal.med.muni.cz/download.php?fid=559

[20] Samosvornost. Leccos. [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z: http://leccos.com/index.php/clanky/samosvornost

[21] SCHREIBER, Michal a kolektiv. Funkční somatologie, vydání první. Praha: H&H, 1998. ISBN 80-86022-28-5.

[22] Tahem ovládané protézy horních končetin. Otto Bock. [online]. [cit. 2014-11-05]. Dostupné z: http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/1940.html

[23] UČÍK, Otakar. Protézy horních a dolních končetin, Praha: Spofa – Výzkumné pracoviště, 1969. vydáno jen pro vnitřní potřebu

[24] VEVERKA, I. Deskripce planetových převodovek pro pohony robotů. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

[25] Vzorce pro trojúhelník. Matematické vzorce. [online]. [2014-12-30]. Dostupné z: http://vzorce-matematika.sweb.cz/vzorce-pro-trojuhelnik-jak-najit-stranu-osu-teznici-vysku-uhel.php

[26] WILMER Prosthetic Product Line. Technical right below elbow ampule issues. 2011 [online]. [cit. 2014-11-20]. Dostupné z: http://www.swisswuff.ch/tech/?p=428

7 Přílohy

7.1 Příloha č. 1- CD - Elektronická verze diplomové práce a přílohy

STRUKTURA ULOŽENÝCH ÚDAJŮ:

Složka: Diplomová práce

- Kompletní diplomová práce.pdf
- Anotace.pdf
- Annotation.pdf
- Klíčová slova.pdf

Složka: Přílohy

- Videozáznam.mp4

7.2 Příloha č. 2 - Tabulka normalizovaných stoupání závitů dle normy ISO 261 [13]

Závit	Standardní stoupání [mm]	Jemné stoupání [mm]		
M 2	0,4	-	-	-
M 2,3	0,45	-	-	-
M 2,5	0,45	-	-	-
M 2,6	0,45	-	-	-
M 3	0,5	-	-	-
M 3,5	0,6	-	-	-
M 4	0,7	-	-	-
M 5	0,8	-	-	-
M 6	1	M 6×0,5	-	-
M 7	1	-	-	-
M 8	1,25	M 8×1	-	-
M 10	1,5	M 10×1,25	M 10×1	-
M 12	1,75	M 12×1,5	M 12×1,25	M 12×1
M 14	2	M 14×1,5	-	-
M 16	2	M 16×1,5	-	-
M 18	2,5	M 18×1,5	-	-
M 20	2,5	M 20×1,5	M 20×2	-