

Univerzita Karlova v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Pracovní násadce myoelektrických protéz horních  
končetin a možnosti jejich využití**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc.

Vypracovala:

Blanka Černá

Praha, duben 2007

## **ABSTRAKT:**

### **Název:**

Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin a možnosti jejich využití

### **Název v anglickém jazyce:**

Hooks of myoelectrically controlled upper limb prostheses and ways of their using

**Cíl:** Cílem diplomové práce bylo zjistit současný stav v oblasti pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin, vytvořit jejich ucelený přehled a poukázat na možnosti jejich využití při řešení terciálního úchopu u pacientů s defektem horní končetiny v důsledku vrozené nebo získané ztráty v oblasti horní končetiny.

**Metoda:** Z několika dostupných literárních zdrojů byly čerpány informace pro získání přehledu o problematice myoelektrických protéz horních končetin a jejich pracovních násadců. Informace byly zpracovány formou komentované a utříděné literární rešerše.

**Výsledky:** Práce podává pohled na problematiku pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin, byl vytvořen ucelený přehled těchto pomůcek. Výsledky ukazují značné rozdíly ve způsobu konstrukce a vlastnostech jednotlivých typů pracovních násadců. Pracovní násadce myoelektrických protéz se doporučuje využívat jako vhodnou alternativu k elektrické ruce při činnostech, majících zvýšené nároky na preciznost úchopu, přesnost manipulace s uchopeným předmětem či na sílu úchopu a v situacích, při nichž hrozí poškození elektrické ruky. Nelze rozhodnout, který z typů pracovních násadců je obecně pro pacienta nejvýhodnější, poněvadž vhodný typ pomůcky je třeba zvolit dle stavu a individuálních nároků konkrétního pacienta.

**Klíčová slova:** amputace a vrozené vady horních končetin, úchop, myoelektrické protézy horních končetin, pracovní násadce

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Doc. MUDr. Ivana Hadraby, CSc. a použila pouze informační zdroje uvedené v seznamu.

Praha, duben 2007

Blanka Černá

*Blanka Černá*

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé diplomové práce Doc. MUDr. I. Hadrabovi, CSc. za jeho odborné vedení a cenné rady při vypracování této práce.

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří jsou povinni pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení	Číslo OP	Datum vypůjčení	Poznámky

## **OBSAH:**

<b>1. ÚVOD.....</b>	<b>8</b>
<b>2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....</b>	<b>10</b>
<b>3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY.....</b>	<b>11</b>
<b>4. METODIKA.....</b>	<b>12</b>
<b>5. TEORETICKÝ ÚVOD DO PROBLEMATIKY .....</b>	<b>13</b>
5.1 Amputace a exartikulace horních končetin.....	13
5.1.1 Úrovně amputací a exartikulací v oblasti horní končetiny .....	14
5.1.2 Základy chirurgie vzniku amputačního pahýlu.....	15
5.1.3 Fyziologické a patologické změny amputačních pahýlů .....	16
5.1.4 Rehabilitace amputovaných .....	17
5.2 Vrozené vývojové vady horních končetin .....	19
5.2.1 Klasifikace vrozených vývojových vad horních končetin .....	19
5.3 Úchop.....	20
5.3.1 Fáze úchopu .....	21
5.3.2 Klasifikace úchopu.....	21
5.3.2.1 Primární úchop.....	22
5.3.2.2 Sekundární úchop.....	24
5.3.2.3 Terciální úchop .....	24
<b>6. MYOELEKTRICKÉ PROTÉZY HORNÍCH KONČETIN .....</b>	<b>26</b>
6.1 Klasifikace protéz horních končetin .....	26
6.2 Obecné základní stavební prvky protéz horních končetin .....	27
6.3 Myoelektrické protézy horních končetin .....	31
6.3.1 Princip funkce myoelektrických protéz horních končetin .....	32
6.3.2 Stavba a výroba myoelektrických protéz horních končetin.....	34
6.3.3 Pozitiva a negativa při využívání myoelektrických protéz horních končetin .....	35
<b>7. PRACOVNÍ NÁSadCE MYOELEKTRICKÝCH PROTÉZ HORNÍCH KONČETIN.....</b>	<b>37</b>
7.1 Klasifikace pracovních násadců.....	37
7.2 Pracovní násadce určené pro ovládání myoelektrickým systémem.....	37

7. 2. 1	Obecné charakteristiky pracovních násadců myoelektrických protéz .....	38
7. 2. 2	Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin pro dospělé ..	39
7. 2. 2. 1	Otto Bock Elektrogreifer.....	39
7. 2. 2. 2	Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor .....	44
7. 2. 2. 3	RSLSteeper MultiControl Powered Gripper.....	47
7. 2. 3	Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin pro děti .....	51
7. 2. 3. 1	Michigan Electric Hook.....	51
<b>8.</b>	<b>VÝSLEDKY A DISKUSE.....</b>	<b>55</b>
<b>9.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>60</b>
<b>10.</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>61</b>
<b>11.</b>	<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>66</b>

## 1. ÚVOD

Horní končetina je velmi důležitou částí lidského těla a má v životě člověka nezastupitelný význam. Ruka je spolu s mozkem a okem hlavním nástrojem, jímž člověk vstupuje do interakce s okolním prostředím a funkce ruky tak patří v nejširším slova smyslu k elementárním lidským atributům (Mayer, 2004).

Stavba a funkce horní končetiny prošly dlouhým fylogenetickým vývojem. Struktura a konfigurace končetiny jsou předpoklady její funkce a vymezují možnosti jejího rozsahu, realizace funkce samé je dána činností nervového systému (Tichý, 1994).

Lidská horní končetina má mnohočetné funkce. Hlavní funkcí ruky a horní končetiny je úchop a následná manipulace s uchopeným předmětem, čímž je umožněno člověku aktivně zasahovat do svého okolí. Ruka je též důležitým smyslovým orgánem, díky hmatu můžeme hodnotit kvalitu uchopovaného předmětu, jeho hmotné, prostorové a povrchové vlastnosti (Brůhová, 2002b). Ve společenském životě se uplatňuje také komunikační úloha horní končetiny, kterou lze demonstrovat na příkladu gestikulace doprovázející mluvený projev. Tato úloha nabývá na významu u osob neslyšících, využívajícím při komunikaci znakovou řeč (Trebes, 1970).

Z uvedeného výčtu je zřejmé, že absence horní končetiny či její části představuje závažný handicap v životě postiženého člověka. K této situaci může dojít kvůli poruše během nitroděložního vývoje s následnou existencí vrozeného vývojového defektu končetiny či během života jedince amputací horní končetiny či její části v důsledku traumatu či choroby. Nepřítomnost horní končetiny představuje významný morfologický, funkční a kosmetický defekt. Proto je žádoucí chybějící část končetiny nahradit pomůckou - protézou horní končetiny, která je schopna alespoň částečně obnovit funkci horní končetiny a umožňuje i kosmetické krytí přítomného defektu. Mezi nejmodernější pomůcky v této oblasti patří myoelektrická protéza horní končetiny.

Důležitou část všech typů protéz horních končetin představují terminální pomůcky, které nahrazují nejdálší část horní končetiny a umožňují úchop. Mezi tyto pomůcky patří pracovní násadce. Pracovní násadce prodělaly spolu s protézami horních končetin dlouhý vývoj od původních pasivních pomůcek typu háku či kruhu až po nejnovější, elektricky ovládané pracovní násadce myoelektrických protéz horních



končetin. Vzhledem k tomu, že se tyto terminální pomůcky nesnaží napodobovat svým vzhledem vzezření zdravé lidské ruky, lze se při jejich konstrukci soustředit v první řadě na dosažení co nejlepších funkčních vlastností (Heckathorne, 1992). V důsledku toho pak nabízejí svým nositelům možnost provedení kvalitnějšího úchopu a manipulace s předměty než mechanické či elektrické ruce a jsou proto vhodnější pro vykonávání řady manuálních činností objevujících se během běžného denního či pracovního života. Na tuto skutečnost je třeba pacienty cíleně upozorňovat, poněvadž estetické hledisko a méně příznivý kosmetický efekt, které pracovní násadce ve srovnání s náhradami typu ruky poskytují, mohou vést k odmítnutí pomůcky ze strany pacienta.

Na trhu se v současné době vyskytuje několik typů pracovních násadců určených pro myoelektrické protézy horních končetin. Dle dostupných pramenů byl vytvořen přehled těchto pomůcek, shrnutý jejich stavební a funkční charakteristiky, provedeno jejich porovnání a poukázáno na možnosti využití těchto terminálních pomůcek v klinické praxi při řešení terciálního úchopu.

## 2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je shrnout a analyzovat současné poznatky týkající se pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin a možnosti jejich využití při řešení terciálního úchopu u pacientů s defektem horní končetiny v důsledku vrozené nebo získané ztráty v oblasti horní končetiny.

### Dílčí cíle diplomové práce:

- orientačně se seznámit se stavy vedoucími k nutnosti využití protéz horních končetin, tj. s poamputačními stavy a vrozenými defekty horních končetin
- popsat dominantní funkci lidské ruky, tj. úchop
- seznámit se s problematikou protéz horních končetin s důrazem na protézy myoelektrické
- vyhledat a shrnout současné poznatky o dostupných pracovních násadcích myoelektrických protéz horních končetin a na základě těchto informací poukázat na jejich možné využití při řešení terciálního úchopu

### **3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY**

Předpokládáme, že v české literatuře neexistuje ucelený přehled pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin dostupných v současné době na trhu. Předpokládáme, že studiem různých literárních pramenů bude umožněno získat poznatky o těchto pomůckách a sestavit jejich ucelený přehled spolu s jejich stavebními a funkčními charakteristikami. Pokusíme se poukázat na možnost využití těchto terminálních pomůcek v klinické praxi při řešení terciálního úchopu.

#### **4. METODIKA**

Při řešení dané problematiky budou zpracovány informace z různých literárních zdrojů i poznatky vlastní formou utříděné a komentované řešerše zabývající se tématem pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin a možností jejich využití.

## 5. TEORETICKÝ ÚVOD DO PROBLEMATIKY

### 5.1 Amputace a exartikulace horních končetin

Amputace je oddělení části těla od ostatního organismu. V praxi se tohoto označení používá pro snesení končetiny či její části s přerušением kontinuity kosti. Pokud je celá končetina či její část odstraněna v kloubu, hovoří se o exartikulaci (Brozmanová, 1990).

Z hlediska vzniku se rozlišují amputace vrozené a získané. Vrozené končetinové defekty vznikají během nitroděložního života nevyvinutím končetiny, amputace získané jsou způsobeny úrazovým dějem či chirurgickým zásahem během života jedince (Brozmanová, 1990). Chirurgický výkon je přitom nejčastější příčinou amputace či exartikulace končetiny (Baumgartner, 1997).

Chirurgicky provedená amputace či exartikulace končetiny je významným zásahem do integrity lidského organismu, vede k nápadnému kosmetickému defektu i funkčnímu deficitu. I přes neustálé pokroky v lékařství a vývoj nových léčebných přístupů však dochází k situacím, kdy je končetina úrazovým dějem či chorobným procesem poškozena natolik, že je amputace končetiny jedinou možností, jak docílit zlepšení stavu pacienta.

Hlavními důvody k amputacím mohou být obecně trojího druhu (Eis, 1986):

1. situace, kdy není možné zachovat život nemocného bez amputace
2. situace, kdy není možné udržet celistvost končetiny
3. stavy, kdy je končetina chorobou, úrazem či vrozenou vadou změněna natolik, že je pro pacienta funkčně nevyužitelná a zhoršuje kvalitu jeho života

Konkrétními indikacemi k amputaci jsou periferní cévní onemocnění, maligní procesy, rozsáhlá traumata, těžké infekce a vrozené či získané malformace končetiny. Nejčastější příčinou provedení amputace či exartikulace horní končetiny je traumatické poškození horní končetiny (Baumgartner, 1997).

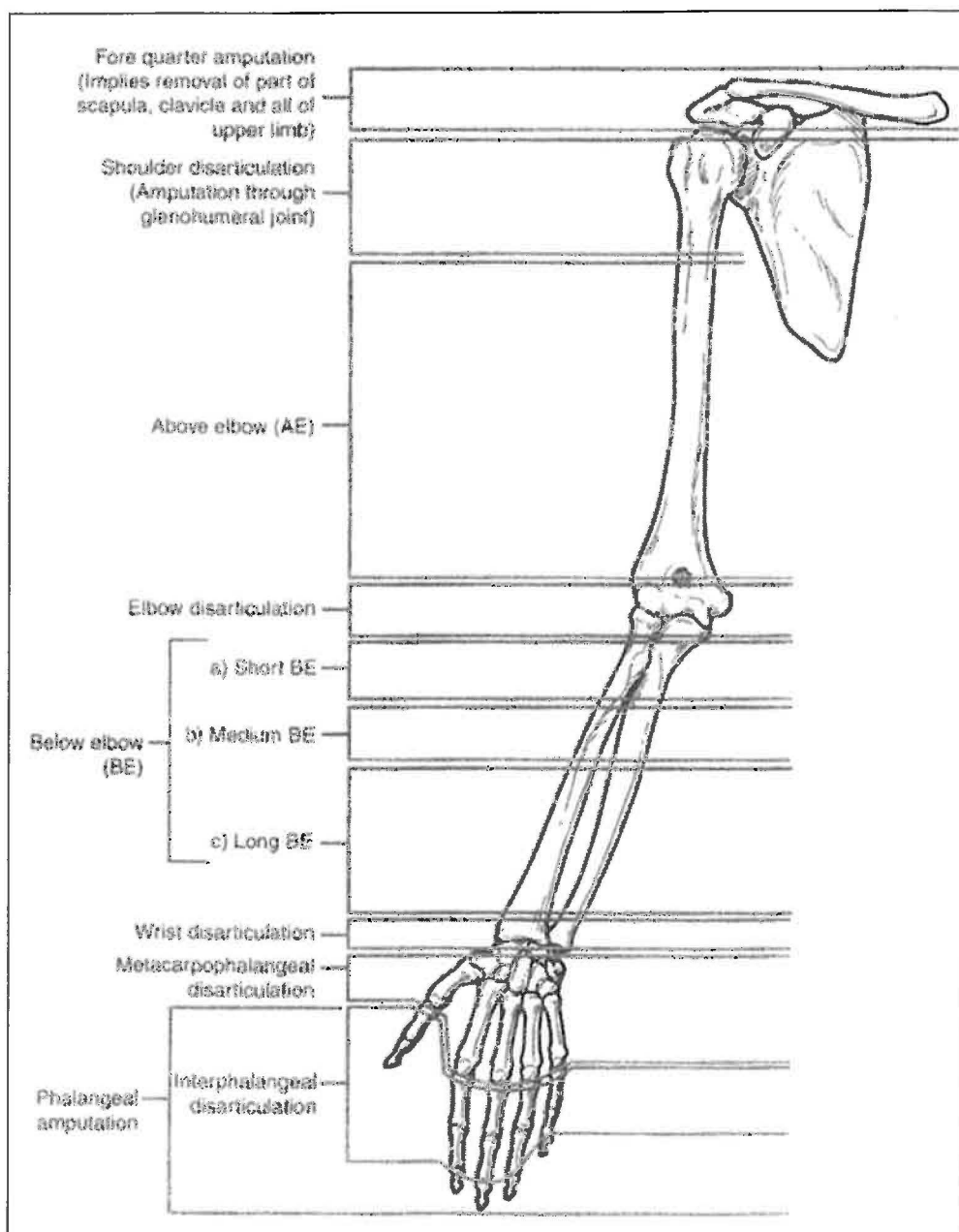
### 5. 1. 1 Úrovně amputací a exartikulací v oblasti horní končetiny

Úroveň amputace či exartikulace je primárně volena dle úrovně poranění či postižení chorobným procesem. Důležitým faktorem je stav kožního krytu, svalů, nervové tkáně a možnosti cévního zásobení končetiny, v úvahu je třeba brát i možnosti následného protetického vybavení. Až na výjimky je ve většině případů patrná snaha zachránit co možná největší část končetiny (Brozmanová, 1990, Dungal, 2005).

Amputace a exartikulace v oblasti horní končetiny se dělí z hlediska úrovně odnětí končetiny či její části (Brozmanová, 1990):

- amputace celého ramenního pletence
- exartikulace v ramenním kloubu
- amputace v paži
- exartikulace v loketním kloubu
- amputace v předloktí
- exartikulace v zápěstí
- amputace záprstních kostí
- amputace a exartikulace prstů

Tato tradiční klasifikace amputačních úrovní bývá v zahraniční literatuře nahrazována termíny vycházejícími z normy ISO 8549 - 2, kdy je k popisu amputační úrovně použito termínů trans- (u amputací provedených v průběhu dlouhé kosti - např. transhumerální, transradiální), disartikulace (u amputací provedených středem kloubu - např. disartikulace v loketním kloubu) a parciální (pro popis amputací provedených distálně od zápěstního kloubu) (Schuch, 1994).



Obr. 1 Amputační úrovně v oblasti horní končetiny (Magee, 2002)

### 5. 1. 2 Základy chirurgie vzniku amputačního pahýlu

Dle použité operační techniky se dělí amputace na gilotinové (cirkulární) a lalokové. Při gilotinové amputaci je provedeno cirkulární přerušení kůže, po její retrakci se v její úrovni přeruší svaly (současně se provede podvaz cév a ošetření nervů) a po jejich retrakci se v této další linii přeruší skelet. Gilotinové amputace jsou prováděny jako

otevřené, tj. po amputaci není rána primárně uzavřena a je nutná minimálně ještě jedna operace k uzavěru rány a konečné úpravě pahýlu. Takový pahýl lze upravit reamputací, revizí či plastickou úpravou. Reamputace je proximálněji provedenou amputací technikou jako při lalokové amputaci, při revizi je gilotinová amputace přeměněna na lalokovou po odstranění jizevnaté a granulační tkáně, zkrácení kosti a modelaci tkáňových laloků. Plastická úprava spočívá v pouhé modelaci měkkých tkání bez zásahu na kosti.

Při lalokové amputaci dochází po přerušení kožního krytu ke tvorbě laloků z měkkých tkání, které musí být schopné dostatečně krýt obnažený skelet a které bude možné po přerušení kosti a ošetření cév a nervů vymodelovat do kónického pahýlu. Přerušené svaly lze ošetřit myoplastikou, při níž se spojí svaly jedné motorické skupiny s antagonisty, další možností je provedení myodézy, kdy je pro sval vytvořen nový svalový úpon na kosti (Dungl, 2005).

### **5. 1. 3 Fyziologické a patologické změny amputačních pahýlů**

Definitivní amputační pahýl má mírně kuželovitý tvar, je optimálně pohyblivý, s dobrým svalovým a kožním krytem a nebolestivou jizvou. U dospělého člověka by mělo být tohoto stavu dosaženo do tří až šesti měsíců po amputaci (Brozmanová, 1990). Během této doby prochází pahýl fyziologicky řadou změn, souvisejících s postupným hojením (ústup pooperačního otoku, dozrávání jizvy) a počátkem zatěžování pahýlu (nastolení nové svalové rovnováhy), na tvar pahýlu mají vliv též změny hmotnosti pacienta. Dosažení optimálního definitivního pahýlu je předpokladem k úspěšnému protézování pacienta.

Za patologické jsou považovány všechny změny vedoucí ke snížení výkonnosti a nosnosti amputačního pahýlu (Eis, 1986). Jedná se o změny měkkých tkání (porušené hojení operační rány, infekce rány, patologická jizva, nevhodný tvar amputačního pahýlu pro přebytek měkkých tkání, vznik svalových kontraktur, poškození kožního krytu), změny nervových struktur (vznik neuromů, neuritida), cirkulační poruchy (přetrvávající pooperační edém, venostáza) i poruchy v oblasti kostní tkáně (vznik osteofytů, osteomyelitida). Patologické změny amputačního pahýlu mohou vznikat jako



následek nesprávně zvolené operační techniky, neadekvátní úrovně amputace, poruchy životaschopnosti struktur vlivem vnějších či vniřních faktorů či nedostatečné ošetrovatelské péče. Řada z nich se objevuje též nesprávným protézováním pacienta (Brozmanová, 1990).

Specifickým problémem pacientů po amputaci končetiny je přítomnost tzv. fantomových pocitů a fantomových bolestí. Fantomové pocity jsou stavy, kdy pacient po amputaci vnímá odstraněnou část končetiny bez toho, aby ho tato představa obtěžovala (Brozmanová, 1990). Ve své kvalitě jsou fantomové pocity značně různorodé, mohou být popisovány jako dotyk, teplo, chlad, svrbění či tlak, pacient ale také může vnímat určitou polohu či pohyb končetiny. Při fantomových bolestech jsou v odstraněné končetině pociťovány intenzivní nepříjemné vjemy - palčivá, řezavá či bodavá bolest, pocit bolestivého sevření, drcení a máčkání, fantomová končetina bývá často vnímána v nepřirozeném, překrouceném postavení. Mechanismus vzniku fantomových bolestí není přesně znám. Pravděpodobně se jedná o multifaktoriální fenomén, na jehož vzniku se podílejí faktory periferní (dráždění amputačního pahýlu, ischemie v této oblasti, dráždění aferentních nervových vláken), centrální (dysfunkce v oblasti míchy, thalamu, mozkové kůry) a psychogenní. Léčba fantomových bolestí je svízelná, využívá se kombinace farmakoterapie, chirurgické léčby, fyzikální terapie a psychologické péče. Od fantomové bolesti musí být odlišena tzv. pahýlová bolest, kdy jsou bolestivé vjemy lokalizovány pouze do oblasti pahýlu (Lejčko, 2001).

#### **5. 1. 4 Rehabilitace amputovaných**

Rehabilitace je nedílnou součástí péče o pacienta po amputaci horní končetiny.

Rehabilitační proces je zahájen záhy po provedení operačního zákroku. V raném pooperačním období se obecné cíle rehabilitace neliší od záměrů po jiných operačních výkonech - je třeba pacienta udržet v dobré fyzické a psychické kondici a bránit vzniku zdravotních komplikací souvisejících s operačním výkonem. Specifickým požadavkem je nutnost zabránit vzniku kontraktury amputačního pahýlu.

S postupným hojením operační rány se zintenzivňuje péče o samotný amputační pahýl. Je nutné dosáhnout dobré trofiky jizvy, optimálního tvaru pahýlu, bránit vzniku

kontraktur, svalových atrofií a omezení kloubního rozsahu pohybu. Pozornost je třeba stále věnovat i celkovému fyzickému a psychickému stavu pacienta, kompenzaci vzniklého postižení a navození samostatnosti v ADL. Pacient je v tomto období též instruován o hygieně pahýlu, samostatné péči o jizvu a otužování pahýlu proti vlivům zevního prostředí.

Klíčovým okamžikem v rehabilitačním procesu je vybavení pacienta protetickou pomůckou. V tuto chvíli nastává nejdůležitější a současně nejobtížnější fáze rehabilitace pacienta po amputaci horní končetiny. Cílem tohoto období je zvládnutí terciálního úchopu a dosažení co nejvyšší možné adaptace pacienta na nové životní podmínky. Před započatím vlastního výcviku úchopu je třeba pacienta po teoretické i praktické stránce seznámit se základními stavebními prvky protetické pomůcky, způsobem jejího ovládnutí, funkcemi, které používání této pomůcky nabízí, a nutnou péčí o protetickou pomůcku. Poté se pacient učí správně protézu nasadit a sejmout (ideálně samostatně, v případě potřeby za spolupráce druhé osoby) a provádět základní pohyby celou končetinou vybavenou protézou. Po zvládnutí těchto úkonů přichází další stupeň výcviku, pozornost se začíná věnovat nácviku vlastního terciálního úchopu a manipulace s běžnými předměty denní potřeby. Nejdříve se nacvičuje pouze úchop předmětu, později již celý úchopový stereotyp, tj. prepozice - úchop - manipulace - odložení uchopovaného objektu. Postupně se přechází ke složitější a dlouhodobější manipulační činnosti, která vede ke zvládnutí kompletní sebeobsluhy i speciálních pracovních činností, případně zájmových činností a sportu (Hadraba, 2004). Optimální průběh rehabilitace je předpokladem k úspěšnému zvládnutí ovládnutí protetické pomůcky a návratu pacienta do běžného denního života.

Rehabilitační proces musí být v každém případě přizpůsoben individuálním potřebám pacienta, je závislý na jeho fyzickém a psychickém stavu, obratnosti, úrovni amputace, typu protézy, způsobu jejího ovládnutí apod. Řada autorů (Baumgartner, 1997, Hadraba, 2004, Ham, 1991) upozorňuje na nutnost týmové spolupráce odborníků ve zdravotnictví během rehabilitace amputovaných pacientů. Rehabilitace by měla být zajištěna multidisciplinárním rehabilitačním týmem, jehož členy jsou lékař (ortoped, rehabilitační lékař), fyzioterapeut, ergoterapeut, psycholog (či psychiatr), odborný protetický technik, zdravotní sestra a sociální pracovník.

## **5.2 Vrozené vývojové vady horních končetin**

Vrozené vývojové vady končetin jsou v prenatálním období vzniklé anomálie skeletu a pojivových tkání, které jsou patrné buď ihned po narození jedince (vrozené defekty končetin) nebo se projevují v průběhu postnatálního vývoje (vrozené poruchy vývoje kosti, chrupavky či vazivové tkáně).

Etiologie vrozených vývojových vad je nesourodá. Na vzniku anomálií se obecně podílejí faktory vnitřní (genetické) a faktory zevní (působení teratogenů během embryonálního vývoje, anomálie dělohy, placenty a amniových obalů). U značného množství vrozených vývojových vad zůstává konkrétní příčina vzniku poruchy neznámá (Dungl, 2005).

### **5.2.1 Klasifikace vrozených vývojových vad horních končetin**

Klasifikace vrozených vývojových vad končetin byla dlouhá léta značně nesourodá. V různých částech světa, někdy i v rámci jedné země, byla používána řada klasifikačních systémů, což znesnadňovalo odborníkům zabývajících se ošetřováním pacientů s vrozenými vývojovými vadami komunikaci na národní i mezinárodní úrovni. První pokusy o zavedení jednotného názvosloví učinili v roce 1961 C.H. Frantz a R. O'Rahilly a v roce 1964 A.B. Swanson, navrhované klasifikační systémy ale nebyly všeobecně přijaty. V roce 1973 byla po záštitou ISPO (International Society for Prosthetics and Orthotics) ustanovena pracovní skupina, která byla pověřena vytvořením přesného názvosloví v oblasti protetiky a ortotiky všeobecně. Termíny vytvořené touto skupinou byly lehce upraveny a roku 1989 byly schváleny ISO (International Organization for Standardization) (Day, 1992, Schuch, 1994). Do této normy byly včleněny i nové termíny určené k popisu úrovní amputací a vrozených končetinových defektů.

Dle normy ISO 8548 - 1 spadají všechny vrozené končetinové defekty do jedné ze dvou skupin (Day, 1992, Schuch, 1994):

1. transverzální defekty
2. longitudinální defekty

Transverzální defekty končetin jsou charakterizovány normálním vývojem končetiny až do úrovně defektu, za níž již není končetina přítomna. V případě dlouhých kostí (pažní kost, předloketní kosti) je vada popsána jmenováním postižené dlouhé kosti a úrovní, ve které je kost ukončena (defekt totální nebo v horní, střední či dolní třetině kosti). Pro transversální defekty končící v oblasti zápěstí, metakarpálních kostí či v oblasti prstů se dle míry postižení užívá pouze označení kompletní (totální) či parciální defekt.

Mezi longitudinální vrozené končetinové defekty se zahrnují všechny vady, které nespádají do předchozí skupiny. Longitudinální defekty jsou charakterizovány nepřítomností kostěných částí v průběhu dlouhé osy končetiny, v některých případech může být distálně od tohoto defektu zachována normálně tvarovaná končetina. Při popisu longitudinálních defektů jsou jmenovány postižené kosti v proximodistálním směru a je uvedena míra postižení (totální či parciální defekt). Při postižení metakarpálních kostí či článků prstů je v popise uvedeno číslo postižených prstů, přičemž jsou prsty číslovány z radiální strany ruky.

### 5.3 Úchop

Úchop a následná manipulace s předměty jsou dominantní funkcí lidské horní končetiny. Struktura a konfigurace horní končetiny jsou předpokladem pro výkon této funkce a vymezují možnosti jejího rozsahu, realizace funkce samé je dána činností nervové soustavy (Tichý, 1994).

Z ergonomického hlediska lze úchop chápat jako interakci ruky a uchopovaného předmětu. Závisí jak na anatomických a funkčních možnostech ruky a celé horní končetiny, tak i na tvaru uchopovaného předmětu a na účelu uchopení v závislosti na následném pohybu (Brůhová, 2002b).

Ruka se svou úchopovou funkcí je i důležitým smyslovým orgánem při hodnocení vlastností uchopovaných předmětů. Má též funkci komunikační, kterou lze demonstrovat na příkladu běžné gestikulace při řeči. Tato funkce výrazně nabývá na významu u osob neslyšících, používajících ke komunikaci znakovou řeč (Hadraba, 2002, Trebes, 1970).

### 5.3.1 Fáze úchopu

Uchopování je složitý proces, zahrnující řadu dílčích úkonů. Hadraba (2001b) rozlišuje tři základní fáze uchopovacího stereotypu:

1. fáze přípravná (prepozice) - jedinec se připravuje na provedení úchopu. Tuto fázi lze rozdělit na úsek orientace (seznámení se s předmětem, odhad výchozích podmínek - hmotnosti, tvaru, objemu, kvality povrchu předmětu a jeho umístění v prostoru), přiblížení (posun k uchopovanému předmětu a nastavení jednotlivých tělních segmentů do pozice nejvýhodnější k uchopení předmětu) a vlastní prepozice (nastavení horní končetiny a ruky do pozice nejvhodnější k zamýšlenému uchopení předmětu).
2. fáze úchopu a manipulace - tato fáze začíná okamžikem uchopení předmětu spolu s jeho fixací. Poté následuje manipulace se předmětem, tj. vlastní činnost, pro kterou byl předmět uchopen. Po vypracování pracovního stereotypu je velká část této činnosti automatická, ale vzhledem k tomu, že manipulační podmínky nejsou vždy stejné, je nutno jednotlivé pochody přizpůsobovat aktuálním podmínkám. Volba nejvhodnějšího způsobu uchopení závisí na znalosti a využitelnosti uchopových forem, posouzení nejefektivnějšího stereotypu úchopu a možnosti jeho adaptace na aktuální podmínky a na obtížnosti provedení pro daného jedince.
3. fáze uvolnění - je konečnou fází úchopu a zahrnuje činnosti spojené s odložením uchopeného objektu.

### 5.3.2 Klasifikace úchopu

Hadraba (2001b) uvádí klasifikaci úchopu na úchop reflexní a volní.

Reflexní úchop není úchop v pravém slova smyslu, jedná se o reflexní reakci ruky dítěte na podráždění. Po vsunutí předmětu do ruky dítěte z ulnární strany dochází k silnému déletrvajícím sevření předmětu. Reflexní úchop (též tzv. Robinsonova úchopová reakce) zaniká během vývoje dítěte obvykle do konce druhého trimenonu

v souvislosti s dozríváním centrální nervové soustavy a jeho přetrvávání po 12. měsíci věku dítěte je patologické (Haladová, 1997).

Volní úchop je úmyslným aktem. V průběhu ontogeneze se nejprve objevuje dlaňový úchop, a to nejdříve ulnární částí ruky, postupně dochází k radializaci úchopu a upevňování velkých úchopových forem (Brůhová, 2002a, Hadraba, 2001a). S dalším zráním centrální nervové soustavy se postupně zlepšuje jemná motorika a objevují se malé úchopové formy. Volní úchop lze dělit na přímý a nepřímý. Přímý volní úchop je proveden přímo rukou za použití primárních či sekundárních úchopových forem. Nepřímý volní úchop je uskutečněn za spoluúčasti vhodné pomůcky či pouze příslušnou pomůckou. V tomto případě se též hovoří o terciálních úchopových formách (Hadraba, 2001b).

### **5. 3. 2. 1 Primární úchop**

Primární úchop je způsob, jakým většina zdravých jedinců využívá horní končetinu k manipulaci s okolními předměty. Podle vlastností uchopovaného předmětu a předpokládané následné manipulace s ním se dělí primární úchopové formy na malé a velké (Hadraba, 2001b):

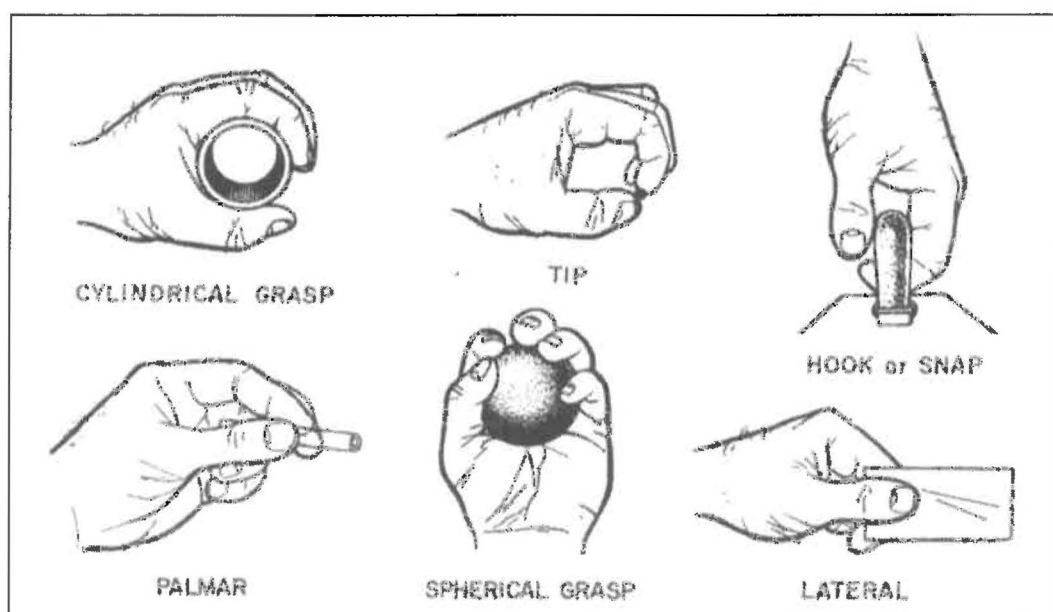
#### **1. malé úchopové formy**

- pinzetový úchop - proveden stiskem distální části bříška posledního článku II., III., IV. nebo V. prstu proti distální části bříška druhého článku palce
- špetkový úchop - proveden stiskem volární strany bříška posledních článků prstů, nejčastěji prvních tří prstů, ale též všech prstů ruky současně. V anglicky psané literatuře se tento typ úchopu označuje též jako palmární - dlaňový (American, 1960) či tříbodový (Magee, 2002).
- klíčový úchop - proveden přitisknutím volární strany druhého článku palce proti radiální straně ukazováku. Pro tento typ úchopu někteří autoři uvádějí označení laterální úchop (American, 1960, Gúth, 1995, Magee, 2002).

## 2. velké úchopové formy

- dlaňový úchop - sevření všech prstů ve flexi směrem do dlaně, ruka je v mírné dorzální flexi a palec v opozici. Někteří autoři nazývají tento typ úchopu kulový (Gúth, 1995, Haladová, 1997, Magee, 2002).
- háčkový úchop - předmět je uchopen pomocí flexe v MCP a IP kloubech II. až V. prstu, palec se úchopu neúčastní
- válcový úchop - má podobný charakter jako háčkový úchop, ale palec je v opozici k ostatním prstům

Malé úchopové formy se též označují jako jemný, precizní úchop, velké úchopové formy jako silový úchop (Gúth, 1995, Haladová, 1997, Magee, 2002).



Obr. 2 Primární úchopové formy – v horní řadě zleva válcový, pinzetový a háčkový úchop, v dolní řadě zleva špetkový, dlaňový (kulový) a klíčový (laterální) úchop (American, 1960)

Základními předpoklady pro plynulé provedení primárního úchopu jsou stav kostí, kloubů, svalstva, cévního a nervového zásobení horní končetiny i vzdálenějších částí těla, kvalita povrchového a hlubokého cití a kvalita řízení pohybu. Druhotné

předpoklady zahrnují charakter a kvalitu provedení jednotlivých úchopových forem a kvalitu vytvořených pracovních stereotypů (Hadraba, 2001b).

Zvláštní formou primárního úchopu je úchop dolními končetinami nebo ústy, který se vyvíjí spontánně či po odborném výcviku u jedinců s nevyvinutými horními končetinami (Hadraba, 2001b).

### **5. 3. 2. 2 Sekundární úchop**

Sekundární úchop je prováděn patologicky změněnou rukou náhradními (sekundárními) úchopovými formami (Hadraba, 2001b):

- sekundární špetkový úchop - je tvořen bříškou palce a malíku, případně IV. prstu
- bočný úchop - proveden addukčním, případně rotačním sevřením natažených prstů (mimo palce)
- bočný klešťový úchop - proveden addukcí palce a ukazováku

Obecně lze sekundárními úchopovými formami nazvat všechny využitelné náhradní úchopy, které patologicky změněná ruka či končetina umožní, ne všechny jsou ale z lékařského hlediska vhodné k trvalému využívání, neboť mohou vést k nevhodnému přetížení končetiny a vzniku dalších zdravotních obtíží (např. bolestivé syndromy proximálnějších částí končetiny či v oblasti trupu).

Předpoklady k provedení plynulého sekundárního úchopu jsou shodné s faktory uvedenými u primárního úchopu (Hadraba, 2001b).

### **5. 3. 2. 3 Terciální úchop**

Hadraba (2001b) užívá termín terciální úchop (nebo též protetický úchop) pro úchop zprostředkovaný, tj. úchop provedený za spoluúčasti nějaké pomůcky či pouze touto pomůckou. Provedení terciálního úchopu je zčásti či zcela závislé na technickém řešení. Je poslední možností v situaci, kdy je defekt ruky nebo horní končetiny natolik veliký, že její využití k úchopu je minimální až nemožné.



- terciální asistovaný úchop - ruka či horní končetina je pro úchop využitelná v případě, že je doplněna vhodným technickým řešením. Dle úrovně postižení může být využitelná pronace a supinace předloktí, pohyby v zápěstí nebo v některých kloubech prstů, navíc je zde obvykle zachována tvarová orientace a zpětná vazba při zachovalém nebo jen málo sníženém povrchovém a hlubokém čítí. Defektní úsek ruky může být v těchto případech doplněn vhodnou náhradou tohoto defektu (např. protidlahu u amputací či vrozených vad v oblasti metakarpů či prstů), ortézou či adjuvatikem. Volba vhodného řešení je závislá na konkrétním stavu pacienta.
- terciální instrumentovaný úchop - ruka je pro úchop zcela nevyužitelná, proto je úchop prováděn vlastní technickou pomůckou - protézou s terminálním zakončením vhodným pro úchop.

Předpoklady pro realizaci terciálního úchopu jsou tvar a funkce postižené horní končetiny (u asistovaného úchopu) či tvar a funkce amputačního pahýlu a zachovalých částí horní končetiny (u instrumentovaného úchopu), stav a kvalita povrchového a hlubokého čítí, trofika postižené části končetiny, stav místního i celkového krevního oběhu, dále druh úchopové pomůcky, typ základních částí úchopové pomůcky (objímka, lůžko, klouby, terminální pomůcka) a zdroj a způsob ovládání protetické pomůcky. Důležitým faktorem ovlivňujícím využití terciálního úchopu je i stupeň dosažitelné pohybové kompenzace a stav celkové obratnosti postiženého (Hadraba, 2001b).

Je třeba poznamenat, že v současné době není možné jakýmkoliv technickým řešením nahradit zdravou lidskou ruku v plném rozsahu. I částečná náhrada funkce ruky je ale pro pacienta velkým benefitem a zvyšuje možnost seberealizace.

## 6. MYOELEKTRICKÉ PROTÉZY HORNÍCH KONČETIN

Protézy horních končetin jsou mechanické pomůcky, nahrazující po morfologické, funkční i kosmetické stránce chybějící části horních končetin. Jejich aplikace je indikována u pacientů po amputaci či exartikulaci horní končetiny či její části nebo u pacientů postižených vrozenou vývojovou vadou v oblasti horních končetin (Brozmanová, 1990, Hadraba, 1987).

### 6.1 Klasifikace protéz horních končetin

Protézy horních končetin lze dělit podle mnoha hledisek. Nejčastěji je uváděna klasifikace protéz dle úrovně amputace a dle způsobu ovládní protézy.

Podle úrovně amputace, pro kterou jsou protetické pomůcky určeny, se rozeznávají protézy pro pahýl po amputaci nebo exartikulaci článků prstů, protézy pro pahýl po amputaci nebo exartikulaci záprstních kostí, protézy pro exartikulaci v zápěstí, předloketní protézy pro amputaci v oblasti předloktí, protézy pro exartikulaci v loketním kloubu, pažní protézy pro amputaci v oblasti pažní kosti a protézy pro exartikulaci v ramenním kloubu nebo pro amputaci v ramenním pletenci (Brozmanová, 1990).

Dle způsobu ovládní protézy se rozeznávají protézy pasivní a aktivní. Pasivní protézy horní končetiny nahrazují především kosmetickou stránku problému, neumožňují aktivní provedení úchopu. Mohou ale být vybaveny pasivně nastavitelnou rukou či pasivně nastavitelným pracovním násadcem (Dungl, 2005). Poté umožňují dosažení požadovaného postavení v kloubech nebo vlastní úchop prostřednictvím manipulace s ovládacími prvky zdravou rukou, pohybem trupu, pánve, případně hlavy nebo přitlačením pomůcky proti pevnému předmětu v okolí (Brozmanová, 1990). Aktivní protézy svému nositeli nabízejí možnost přímého ovládní protetické pomůcky bez spoluúčasti druhé osoby, využívání okolních předmětů či nepostižené končetiny. Dle typu ovládní se poté protézy dělí na protézy ovládané vlastní silou pacienta (dnes většinou tahové protézy), protézy ovládané zevní silou (protézy hydraulické, pneumatické, elektrické a myoelektrické) a protézy ovládané kombinací sil (hybridní protézy) (Baumgartner, 1997, Dungl, 2005, Hadraba, 1987).

Kromě výše uvedených možností se lze setkat s klasifikací protéz horních končetin např. dle použitého materiálu, nosnosti, způsobu stavby apod. (Brozmanová, 1990, Dungal, 2005).

## 6.2 Obecné základní stavební prvky protéz horních končetin

Základními stavebními prvky protéz horních končetin jsou pahýlové lůžko (či pahýlová objímka), vlastní náhrada ztracené části končetiny, závěs protézy a ovládací zařízení protézy (Eis, 1986).

Pahýlové lůžko či objímka je zařízení, zachycující amputační pahýl a umožňující navázání protézy na tělo nositele. Pahýlové lůžko obklopuje a pokrývá celý amputační pahýl, k zachycení využívá nosných ploch a umožňuje rozložení tlaku do několika opěrných bodů. Pahýlová objímka nepokrývá celý povrch amputačního pahýlu, k zachycení využívá nosných ploch a rozložení tlaku do opěrných bodů většinou neumožňuje (Hadraba, 1987). Pahýlové lůžko i objímka jsou individuálně modelovány dle tvaru amputačního pahýlu (Eis, 1986). Existují čtyři způsoby zachycení pahýlového lůžka na pahýlu, z nichž se dle stavu pacienta a typu protézy zvolí nejvhodnější varianta (Hadraba, 1987):

- závěsný - pahýlové lůžko či objímka jsou zavěšeny na zachovalých částech končetiny či trupu pacienta pomocí popruhů, řemíků apod.
- přísavný - k zachycení pahýlového lůžka na pahýlu je využito podtlaku, který vzniká únikem vzduchu přes jednocestný ventil z prostoru mezi vrcholem pahýlu a lůžkem
- ulpívací - pahýlové lůžko je zachyceno na svalech, prominujících kostěných výběžcích a tzv. funkčním edému
- kontaktní - pahýlové lůžko je v žádané poloze a postavení udržováno fyziologickým svalovým napětím. Tento způsob uchycení vyžaduje přesně tvarované pahýlové lůžko, což bývá u protéz horních končetin dle Eise (1986) vzhledem k velkému tvarovému rozdílu při kontrakci a relaxaci svalů paže komplikované.

Vlastní náhrada ztracené části končetiny se skládá z komponentů nahrazujících jednotlivé části končetiny, umělých kloubů a terminální pomůcky. Terminální pomůcka zakončuje protézu a nahrazuje vlastní pracovní orgán. V případě horní končetiny přicházejí v úvahu tři typy terminálních pomůcek (Eis, 1986, Hadraba, 1987):

- kosmetická ruka - pomůcka odpovídající svým vzhledem v co největší míře zdravé lidské ruce. Kosmetická ruka slouží především ke krytí defektu a funkčně bývá téměř nevyužitelná (kromě jednoduchého přidržování, opírání apod.). Je používána ve společenském styku.
- mechanická ruka - pomůcka odpovídající svým tvarem a velikostí lidské ruce, která ale na rozdíl od kosmetické ruky umožňuje díky aktivnímu pohybu části svých prstů úchop. Přesnost a síla úchopu a možnost optické kontroly při manipulaci s předměty ale bývá právě snahou o dosažení vzezření lidské ruky omezena.
- pracovní násadec - pomůcka, která nenapodobuje svým vzhledem lidskou ruku, ale většinou umožňuje provedení aktivního úchopu. Branže pracovního násadce mají takové postavení, aby jejich činnost mohla být zrakem dobře sledována, tvar branží umožňuje úchop různě tvarovaných předmětů a dobrou fixaci i manipulaci s předměty.

Závěsné zařízení umožňuje zajištění protézy proti jejímu sklouznutí z pahýlu. Většinou se jedná o různé typy objímek, pásů a pásků, které využívají nosných ploch v místě přirozených zúžení nad kostěnými výběžky k zachycení protézy proti posunutí. U některých typů pahýlových lůžek (např. ulpivacího či přísavného typu) nebývá použití závěsného zařízení nutné (Hadraba, 1987).

Ovládací zařízení zajišťuje ovládání pohyblivých prvků protézy. Protézy horních končetin mohou být ovládány buď vlastní silou pacienta, zevní silou nebo jejich kombinací. Ačkoliv jsou v centru mého zájmu myoelektrické protézy, uvádím z důvodu možnosti srovnání principy řízení i u ostatních typů aktivních protéz horních končetin.

Vlastní silou pacienta mohou být aktivní protézy ovládané přímo či nepřímo.

Přímé ovládání protézy je v dnešní době využíváno již jen velmi zřídka. Do této kategorie patří např. ovládání protéz po úpravě předloketního pahýlu dle Krukenberga či pomocí vytvoření svalových tunelů při kineplastických operacích. Při úpravě pahýlu dle Krukenberga dochází k operačnímu rozštěpení předloketního pahýlu mezi ulnou a radiem a předloketní svaly jsou připevněny k předloketním kostem tak, že je pacientovi po zhojení operačních ran umožněno provedení stříhového klepetovitého úchopu bez protézy. Vzniklý pahýl lze též vybavit speciální protetickou pomůckou, u které pohyb klepet vyvolává prostřednictvím pákového mechanismu otvírání a zavírání terminální pomůcky (Hadraba, 1987). Úprava předloketního pahýlu dle Krukenberga je dodnes někdy indikována u nevidomých amputovaných pacientů, poněvadž zůstává zachována senzorická funkce, či u amputovaných pacientů z rozvojových zemí (Baumgartner, 1997). Myšlenka využít při ovládání protézy svaly horní končetiny po vytvoření svalových tunelů se objevuje na počátku 20. století u Vanghettiho a Sauerbrucha. Po výzkumech využití svalových tunelů flexory a extenzory zápěstí u předloketních amputací, m. biceps brachii či m. triceps brachii u předloketních a pažních amputací a prsními svaly u pažních amputací a exartikulacích v rameni se v praxi dočkala uplatnění především tunelizace bříškem m. biceps brachii u krátkého předloketního pahýlu. Do tunelu v bříšku svalu se zanoří pokožka a sval se pod provedeným tunelem oddělí, v případě nutnosti se zbylý povrchový defekt kryje kožním transplantátem. Do tunelu se po zhojení zasouvá třmínek, který je lanky či táhly spojen s ovládacím mechanismem ruky protézy, kontrakce m. biceps brachii poté vyvolává zavření ruky. S rozvojem moderních protetických pomůcek ustoupil tento způsob ovládání do pozadí (Baumgartner, 1997).

Nepřímé ovládání aktivní protézy spočívá ve využití tahů a pák. Vlastní způsob tahového ovládání se opírá o vhodný průběh ovládacích tahů. Při jejich vedení je třeba respektovat tři zásady (Hadraba, 1987):

1. celé tahové ovládání vychází z místa, kde je tah ukotvený. Zde musí být tah odolný proti sklouznutí nebo zkrácení délky při pohybu. Pokud v tomto místě k pohybu dochází, děje se tak na základě pohybu části těla, na kterou je tah fixován.

2. tahové ovládání dále prochází kolem otočného bodu, který zabraňuje neefektivnímu zkrácení tahu, ale současně umožňuje prodloužení vzdálenosti mezi místem ukotvení tahu a jeho úponem
3. tah se upíná na distální část pomůcky, nejčastěji na pákový ovládací mechanismus terminální pomůcky

Pokud se prodlouží lanko mezi místem ukotvení a otočným bodem, zkrátí se v úseku mezi otočným bodem a úponem tahu, čímž dojde k přenosu pohybu z proximálních částí těla na terminální pomůcku.

K ovládání pomůcky lze využít různých pohybů těla pacienta. Jedná se o flexi a extenzi v zápěstí, pronaci a supinaci předloktí, flexi a extenzi v loketním kloubu, rotaci v ramenním kloubu, abdukci a addukci v ramenním kloubu, elevaci a depresi ramenního pletence a pohyb hlavy či trupu. V první řadě se uvažuje o využití pohybů na postižené straně, kterých ale ubývá se stoupající výškou amputace, proto se využívají i některé pohybové možnosti nepostižené strany. Volba vhodného pohybu je tedy individuálně závislá na stupni postižení a schopnostech pacienta. Tahové ovládání by mělo být zkonstruováno takovým způsobem, aby bylo možné v co nejvyšší míře využít zachovalou sílu pacienta k ovládání protézy. Tahové ovládání nesmí negativně působit na tělo nositele, musí být jednoduše připevnitelné i odnímatelné, snadno hygienicky ošetřovatelné a odolné proti vlivům vnějšího prostředí (Brozmanová, 1990)

Ovládání protéz horních končetin zevní silou se děje na principu hydraulickém, pneumatickém, elektronickém či myoelektrickém.

Hydraulické ovládání využívá principu nestlačitelnosti kapaliny, ke zhybnění pomůcky se využívá malé změny tlaku kapaliny. Hydraulický princip ovládání se často využívá u protéz dolních končetin, naopak u protéz horních končetin je jeho využití sporadické (Hadraba, 1987).

Princip ovládání pneumatické protézy se opírá o vpuštění stlačeného plynu ( $\text{CO}_2$ ) z tlakové nádoby přes redukční ventil do ovládacího ventilu, odkud se převádí na vaky, písty nebo membrány, vyvolávající pohyb. Pacient ovládá pomůcku prostřednictvím manipulace s ovládacími ventily, které mohou být tahové či tlakové - buď tlakem svalu na tlakový ventil umístěný v pahýlovém lůžku či objímce nebo tahem za tahový ventil

se plyn vpustí do funkčních částí ovládacího systému (tj. do vaků, pístů apod). Rychlost pohybu a síla úchopu je přitom závislá na síle a délce stlačení ovládacího ventilu (Hadraba, 1987). Dle Baumgartnera (1997) ustoupil tento způsob ovládání do pozadí.

Elektrické protézy využívají jako zdroje energie elektrický proud. Nejčastěji se jako zdroj používají NiCd akumulátory. Většina sérově vyráběných elektrických protéz funguje tak, že na protéze je vhodně umístěný polohový vypínač, kterým pacient uvádí do chodu příslušnou motorickou jednotku ruky či kloubu (Hadraba, 1987). Systém může pracovat na principu zapnuto - vypnuto či na principu proporcionálního ovládání, kdy je rozsah pohybu úměrný vynaložené síle, posunu vypínače nebo voltáži, která je přímo úměrná vynaloženému úsilí pacienta. Předpokladem pro aplikaci elektrické protézy je schopnost pacienta diferencovaně pohybovat pažím či jinou částí těla, čehož se využívá k nastavení ovládacího zařízení (Brozmanová, 1990).

Poznatky o myoelektrických protézách uvádí následující kapitola.

Pokud je pro zhybnění protetické pomůcky využíváno kombinace několika systémů, hovoří se o tzv. hybridních protézách. Objevily se např. protézy elektrohydraulické, elektropneumatické či kombinace tahové a elektrické protézy (Brozmanová, 1990, Hadraba, 1987).

### **6.3 Myoelektrické protézy horních končetin**

Myoelektrické protézy horních končetin jsou aktivní, zevní silou ovládané protézy, které svůj název získaly dle způsobu řízení protetické pomůcky, při němž je využito snímání změn elektrických potenciálů vznikajících při kontrakci svalstva reziduální končetiny.

První experimentální myoelektrický systém byl sestaven v Německu okolo roku 1944, trvalo ale dalších dvacet let, než se na trhu objevily první sériově vyráběné polotovary pro myoelektrické protézy - a to v letech 1964 - 1965 nejdříve v SSSR, poté v Kanadě a Rakousku (Hadraba, 2006). Od té doby prodělaly (a nadále prodělávají) myoelektrické protézy rozsáhlý vývoj a v dnešní době jsou nabízeny řadou výrobců protetických pomůcek.

### 6. 3. 1 Princip funkce myoelektrických protéz horních končetin

Myoelektrické protézy horních končetin využívají ke svému řízení elektrickou aktivitu vznikající při kontrakci svalstva pahýlu.

Pokud je kosterní sval v klidu, membrána jednotlivých svalových vláken je v důsledku nerovnoměrného rozdělení iontů vně a uvnitř buňky polarizována - velikost tzv. klidového membránového potenciálu je u kosterního svalstva cca -90 mV. Pokud je sval volně aktivován, dochází cestou nervového systému k podráždění svalového vlákna přes nervosvalovou ploténku. V důsledku dostatečného podráždění svalového vlákna dochází k depolarizaci membrány a vzniká akční potenciál, šířící se dále podél svalového vlákna - mění se propustnost membrány svalového vlákna, do nitra buňky vnikají ve zvýšené míře ionty  $\text{Na}^+$  a hodnota membránového potenciálu přechodně dosáhne dokonce pozitivních hodnot. Propustnost iontových kanálů pro  $\text{Na}^+$  klesá, naopak stoupá propustnost pro  $\text{K}^+$  ionty proudící zevnitř svalového vlákna do okolí - dochází k repolarizaci a membránový potenciál se postupně navrácí ke klidovým hodnotám (Silbernagl, 1993).

Změna elektrického potenciálu vznikající během svalové kontrakce je snímána prostřednictvím elektrod. Pro potřeby myoprotéz jsou užívány povrchové elektrody, umístěné na kůži nad vhodným svalem či svalovou skupinou - takový sval by měl být zdrojem silného signálu, měl by být dobře a diferencovaně ovladatelný pacientem a měl by být lokalizován tak, aby byl zajištěn optimální kontakt s elektrodou. Výhodné je též využít původní funkce svalu, např. flexorů ruky pro ovládání uzavření terminální pomůcky (Kampas, 2001). Elektrody používané k řízení myoprotéz jsou někdy označovány jako suché elektrody, poněvadž se při jejich použití neaplikuje vodivý gel, který by při dlouhodobém používání nadměrně dráždil pokožku. Jako vodivé médium je zde dostačující vlastní tělesná perspirace. Elektrody jsou vhodným způsobem uloženy v pahýlovém lůžku protézy tak, aby byly v kontaktu s kůží nad určeným svalem během všech pozic zaujatých horní končetinou vybavenou protézou při pohybu při přiměřeném zatížení končetiny a přiměřené rychlosti jejího pohybu (Childress, 1992). Signály detekované prostřednictvím elektrod jsou velmi slabé a mohou být ovlivněny interferencí elektrických signálů pocházejících z okolí člověka (např. vedení vysokého napětí, rádiové vlny, zářivky...) či pohybovými artefakty způsobenými pohybem



elektrod. Signály proto musí být filtrovány a prostřednictvím zesilovačů mnohonásobně zesíleny. Pro tyto účely se užívá diferenciálních zesilovačů, které měří rozdíl elektrických potenciálů pocházejících ze dvou různých vstupů. Teprve tento rozdíl potenciálů je zesílen a posléze využit ke spuštění elektrického motoru, ovládajícího hybné prvky protézy - nejčastěji terminální pomůcku, v některých případech též zápěstní či loketní kloub. Z důvodu snížení příjmu rušivých vlivů z okolí je výhodné minimalizovat vzdálenost mezi kůží a zesilovačem. Proto bývají zesilovače umístěny společně s kovovými elektrodami v jednom komplexu. Tento útvar se nazývá aktivní elektroda. K eliminaci pohybových artefaktů je třeba věnovat pozornost pečlivému umístění elektrod (Childress, 1992, DeLuca, 2002, Kampas, 2001).

Zdrojem energie pro činnost elektromotoru je vhodný výměnný akumulátor (NiCd, Li-Ion, Ni-Mh).

V současnosti jsou využívány dva základní typy řízení myoelektrických protéz (Baumgartner, 1997, Černošous, 2002, Černošous, 2003b):

1. digitální ovládání - pokud snímané akční potenciály překročí určitou prahovou úroveň, dojde dle zákona „vše nebo nic“ ke spuštění elektromotoru a následnému pohybu aktivních částí protézy. Výsledný pohyb je proveden vždy stejnou rychlostí a silou. Existují dva dílčí typy ovládání pomůcky na tomto principu:
  - dvoukanálové - tento způsob ovládání využívá dvou sad elektrod snímajících elektrické potenciály na dvou odlišných, nejčastěji antagonistických svalových skupinách. Aktivace jedné svalové skupiny pak vyvolává otevření terminální pomůcky, naopak aktivace druhé její uzavření.
  - jednakanálové - ovládací systém využívá k ovládání terminální pomůcky jedné sady elektrod. Pohyb, který nastane, je pak závislý na síle a rychlosti svalové kontrakce – např. silná a rychlá kontrakce vede k otevření terminální pomůcky, slabá a pomalá naopak k jejímu uzavření. Tímto způsobem je umožněno ovládat myoelektrické protézy i osobám s pouze jednou funkční svalovou skupinou v oblasti pahýlu

končetiny. Pacienti, mající alespoň dvě funkční svalové skupiny v oblasti pahýlu, mohou tohoto principu využít při ovládní dvou různých funkcí protetické pomůcky, jako je např. pohyb terminální pomůcky a ovládní rotace v zápěstním kloubu (Leonard, 1998).

2. proporcionální ovládní - i v tomto případě je třeba ke spuštění elektromotoru dosáhnout určité prahové úrovně. Tato úroveň je ale nižší než v případě digitálního ovládní a po spuštění řídicí jednotky je síla a rychlost úchopu dále závislá na síle a rychlosti svalové kontrakce, přesněji na amplitudě a frekvenci vznikajících svalových elektrických potenciálů. Tento způsob ovládní umožňuje přirozenější úchop díky možnosti jeho přizpůsobení konkrétním situacím .

### **6. 3. 2 Stavba a výroba myoelektrických protéz horních končetin**

Stavba protetické pomůcky představuje úkony spojené se získáváním podkladů o pacientovi, výběrem a konstrukcí vhodného typu pomůcky a jejím přizpůsobením stavu konkrétního pacienta. Pojmem výroba se označují vlastní technologické postupy při zhotovování protetické pomůcky (Hadraba, 1987) .

Protéza horní končetiny je stavěna podle individuálních potřeb každého pacienta, musí odpovídat jeho fyzickým předpokladům a očekávaným nárokům při běžných denních činnostech, v profesním životě, při zálibách či sportu. V neposlední řadě by měla i vhodně krýt kosmetický defekt vzniklý ztrátou či chyběním horní končetiny.

Stavba protézy začíná anamnézou a fyzikálním vyšetřením pacienta, při kterém jsou hodnoceny faktory jako typ postižení, rozsah pohybu, vývoj svalstva, stav kožního krytu, přítomnost edému apod. U pacientů, u kterých je předpoklad k vybavení myoelektrickou protetickou pomůckou, se provádí elektromyografické testování příslušného svalstva. Důležitým prvkem při fyzikálním vyšetření je získání měrných pokladů, tj, obvodových, délkových a průměrových rozměrů postižené končetiny. Poté následuje vytvoření negativního otisku pahýlu, tradičně získávaného pomocí ovinování příslušné tělní části sádrovými obinadly. Vzniklý negativ je vyléván sádrovou maltovinou, po ztuhnutí hmoty vzniká tzv. pozitivní model končetiny pacienta.

Pozitivní model je dále upravován protetikem a je poté přímo využíván při modelování pahýlového lůžka či objímky z vhodného materiálu. Do vzniklého lůžka či objímky jsou upínány další části protézy, většinou dostupné ve formě polotovarů - náhrady jednotlivých etází horní končetiny spojené vhodnými kloubními zařízeními. V závěru je protetická pomůcka doplněna odpovídajícím ovládacím zařízením, v případě potřeby též závěsným zařízením (Brozmanová, 1990, Hadraba, 1987).

Jako doplněk či alternativa k některým tradičním krokům při stavbě a výrobě protetických pomůcek může být využito speciálních počítačových aplikací. Ty mohou být použity k získání digitálního obrazu pahýlu končetiny a tvorbě a úpravě pozitivního modelu končetiny, sloužícího poté k vlastní výrobě pahýlového lůžka (Leonard, 1998).

Aby protetická pomůcka vyhovovala svému nositeli ve všech směrech, je nutné ji již během výroby zkusit ve spolupráci s konkrétním pacientem. Během zkoušek jsou hodnoceny jak parametry statické (postavení jednotlivých částí protézy, upevnění protézy, vliv protézy na tělo pacienta apod.), tak parametry dynamické (rozsahy pohybu, úchopová funkce, účinnost ovládacího zařízení). Získané údaje jsou použity k dalším úpravám protetické pomůcky (Hadraba, 1987).

Pro výrobu protéz se využívá řada přírodních i umělých materiálů. V obou případech se musí jednat o materiály biokompatibilní, pevné, odolné, lehké a snadno opracovatelné. V případě myoelektrických protéz se jedná především o kovy, plasty (např. polyuretan, polypropylen, polyethylen) a kompozitní materiály (laminát).

### **6. 3. 3 Pozitiva a negativa při využívání myoelektrických protéz horních končetin**

Jak již bylo řečeno dříve, myoelektrické protézy představují v současné době jedno z nejmodernějších řešení při vybavení pacienta protetickou pomůckou. Ve srovnání s jinými typy protéz horních končetin nabízejí provedení kvalitnějšího úchopu (větší přesnost, síla úchopu), neomezují rozsah manipulační činnosti v okolí jedince a při dobře zvládnutém ovládnutí protézy tak umožňují vysokou míru samostatnosti v ADL. Vzhledem k přirozenějšímu vzhledu a eliminaci tahového ovládnutí mívají též lepší kosmetický efekt (Peigerová, 2001).

Přesto mají kromě nesporných výhod také několik nedostatků. Velkou nevýhodou je nepřítomnost senzorické zpětné informace při úchopu. Ta musí být nahrazena optickou kontrolou průběhu pohybu, což může být např. za zhoršených světelných podmínek komplikované (Baumgartner, 1997). Myoelektrické protézy mívají v důsledku přítomnosti motorů, baterií a elektrod výrazně vyšší hmotnost než ostatní typy protéz (Leonard, 1998). Jsou málo odolné vůči vlivům zevního prostředí, jako je např. působení prachu, nízkých teplot či vyšší vlhkosti, což omezuje možnosti jejich využití (Černohous, 2003a). Vzhledem k jejich závislosti na energetickém zdroji je doba jejich činnosti omezena životností akumulátorových baterií, které je třeba pravidelně dobíjet a vyměňovat (Peigerová, 2001).

Myoelektrické pomůcky se též vyznačují vysokými pořizovacími náklady, které jsou způsobeny nutností dlouhého vývoje pomůcek a vysokých nákladů na výzkum nových možností protetického řešení, ale též nízkým podílem na trhu (Leonard, 1998). V České republice je vybavování pacientů myoelektrickými protézami navíc zkomplikováno přístupem zdravotních pojišťoven, které uhrazují náklady na pořízení této pomůcky pouze pacientům po ztrátě obou horních končetin či pacientům amputovaných jednostranně při funkčním postižení druhé horní končetiny, a to na základě předepsání pomůcky lékařem s nástavbovou specializací v oboru ortopedické protetiky, lékařem s nástavbovou specializací v oboru fyziatrie, balneologie a léčebné rehabilitace či lékařem se specializací I. nebo II. stupně v oboru ortopedie a po schválení revizním lékařem (Zákon, 1997).

## **7. PRACOVNÍ NÁSadCE MYOELEKTRICKÝCH PROTÉZ HORNÍCH KONČETIN**

Pracovní násadce jsou terminální pomůcky protéz horních končetin, nemající tvar lidské ruky. Jejich úkolem je realizovat vlastní funkci protézy horní končetiny, kterou je úchop.

### **7.1 Klasifikace pracovních násadců**

Pracovní násadce protéz horních končetin lze klasifikovat podle několika hledisek.

Dle způsobu ovládání lze rozdělit pracovní násadce na pasivní a aktivní. Pasivní pracovní násadce mají nejčastěji tvar háku nebo kruhu, lze se ale setkat i s násadci specificky tvarovanými a určenými ke konkrétní činnosti (např. pracovní násadce tvaru lžice, nože, šroubováku nebo specificky tvarované násadce pro využití ve sportu či při jiných volnočasových aktivitách). Do skupiny pasivních pracovních násadců se řadí i pasivně nastavitelné pomůcky, tj. pracovní násadce, které umožňují nastavení některých svých částí do vhodné polohy prostřednictvím manipulace s ovládacími prvky zdravou rukou, pohybem trupu, pánve, hlavy nebo přitlačením pomůcky proti pevnému předmětu v okolí.

Aktivní násadce jsou ovládány vlastní silou pacienta nebo zevní silou. Dle operačního režimu mohou být pracovní násadce aktivně otevíratelné (jejich branže jsou v klidu drženy uzavřené a jejich otevření je iniciováno pacientem) nebo aktivně uzavíratelné (pacient provádí aktivně sevření branže) (American, 1960, Manual, 1958).

Hadraba (2002) uvádí dělení pracovních násadců podle možného využití úchopu na monofunkční a polyfunkční, podle počtu branží dvouprsté, tříprsté či miskovité (s palcem nebo bez palce).

### **7.2 Pracovní násadce určené pro ovládání myoelektrickým systémem**

Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin představují alternativu k použití elektrických rukou. Jak již bylo řečeno výše, tyto pomůcky nejsou svým vzhledem podobné lidské ruce. To, že konstruktéři nejsou při navrhování pracovních násadců omezováni tímto faktem, se příznivě odráží ve funkčních parametrech pracovních násadců (Heckathorne, 1992). V současnosti jsou na trhu dostupné čtyři

typy pracovních násadců určených pro myoelektrické protézy horních končetin. Jedná se o Otto Bock Elektrogreifer firmy Otto Bock, Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor a Michigan Electric Hook vyráběný firmou Hosmer Dorrance Corporation a RSLSteeper MultiControl Powered Gripper firmy Hugh Steeper, Ltd. Vzhledem k tomu, že pro názvy těchto pomůcek neexistuje český odborný ekvivalent, je jejich název v dalším textu uveden bez překladu v originálním znění.

### **7. 2. 1 Obecné charakteristiky pracovních násadců myoelektrických protéz**

Pro popis stavby a funkčních vlastností pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin se využívá řada charakteristik, jako je délka a hmotnost pracovního násadce, napájecí napětí, síla úchopu, šířka rozevření branží či rychlost úchopu.

- délka pracovního násadce - délka pracovního násadce je vzdálenost od nejdistančnějších vrcholů branží pracovního násadce k místu připojení pracovního násadce k zápěstí. Je uváděna v milimetrech či centimetrech.
- hmotnost pracovního násadce - hmotnost samotného pracovního násadce bez ostatních částí protetické pomůcky, uvádí se v gramech
- napájecí napětí - charakterizuje elektrickou energii uloženou v elektrickém zdroji (akumulátoru), uvádí se ve voltech
- síla úchopu - síla, kterou je pracovní násadec schopen vyvinout při úchopu, je měřena mezi vrcholy branží, tzn. při pinzetovém úchopu. Je uváděna v newtonech. Důležitým faktorem, ovlivňujícím optimální využití síly úchopu, jsou vlastnosti materiálu kryjícího úchopové plochy pracovního násadce - třecí vlastnosti použitého materiálu a jeho schopnost tvarově se přizpůsobit uchopenému předmětu ovlivňují využití síly vyvinuté při úchopu pracovním násadcem. Všechny elektrické pracovní násadce mají mechanismus, umožňující udržení hodnoty aplikované síly při nepřítomnosti kontrolního signálu a bez pokračujícího výkonu motoru. Bez tohoto mechanismu by bylo nutné při manipulaci s uchopeným objektem neustále pokračovat v pohonu motoru, což by si vyžádalo vysokou spotřebu energie, jejíž zdroj by tak byl během poměrně krátkého časového úseku vyčerpán (Heckathorne, 1992).

- šířka rozevření branží - šířka rozevření branží pracovního násadce se uvádí v mm či cm jako vzdálenost mezi nejdálšími úchopovými ploškami branží při plném rozevření pracovního násadce
- rychlost úchopu - rychlost úchopu je rychlost sevření branží pracovního násadce. Je uváděna v mm/s či cm/s.

## **7. 2. 2 Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin pro dospělé**

### **7. 2. 2. 1 Otto Bock Elektrogreifer**

Otto Bock Elektrogreifer (dále Elektrogreifer) je terminální pomůcka určená pro myoelektrické protézy horních končetin vyvinutá firmou Otto Bock jako alternativa k systému elektrické ruky.

Elektrogreifer může být zařazen mezi polyfunkční pracovní násadce. Je vyroben z odolného plastu, motor s převody a příslušenstvím je umístěn v hliníkové schránce. Mechanika Elektrogreiferu má dvě branže, které jsou uspořádány tak, že umožňují symetrický pohyb branží proti sobě v jedné rovině, přičemž distální úchopové plošky branží (které jsou pasivně sklopitelné do vhodné polohy, pro zlepšení úchopových vlastností mohou být kryty pryží nebo mohou být zcela vyměněny za jiné vhodné zakončení) zůstávají při jakémkoliv šířce otevření násadce v paralelním postavení. Díky integrovanému flexnímu kloubu může být dle potřeby provedeno nastavení Elektrogreiferu do preflexe (až do 45° oboustranně v rovině shodné s rovinou otevření branží), konstrukce umožňuje též nastavení pracovního násadce ve smyslu pronace - supinace při použití vhodného typu zápěstního kloubu.

Elektrogreifer může být řízen jakýmkoliv myoelektrickým kontrolním systémem určeným pro myoelektrickou ruku Otto Bock, existují též modifikace pomůcky určené pro ovládací systémy jiných výrobců (Motion Control, Hosmer Dorrance Corp., Universal Artificial Limb Co.). V případě nutnosti může být Elektrogreifer ovládán též manuálně pomocí postranního kolečka, umožňujícího otevření a uzavření pracovního násadce, či prostřednictvím bezpečnostní páčky, jejíž pomocí je možné v případě poruchy rozevřít branže Elektrogreiferu. Ani jedním z uvedených mechanických zásahů není pracovní násadec jakkoliv poškozován (Heckathorne, 1992, Myobock, 2003, Myobock, 2006, Näder, 1990).



Obr. 3 Otto Bock Elektrogreifer

Dostupné na: [http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/SID-3F574DD1-6349EA15/ob\\_com\\_en/ifu\\_647g278\\_8e33\\_8e34.pdf](http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/SID-3F574DD1-6349EA15/ob_com_en/ifu_647g278_8e33_8e34.pdf)

Elektrogreifer je produkován v několika různých provedeních v závislosti na typu řídicího zařízení a typu protetické pomůcky, pro kterou je určen (Heckathorne, 1992, Myobock, 2006):

- Otto Bock System - Elektrogreifer Digital Twin - pod tímto názvem jsou produkovány dva typy Elektrogreiferu přizpůsobené pro digitální řízení na jednobáňovém či dvoubáňovém principu. Volba vhodného režimu řízení je individuálně nastavitelná dle potřeb konkrétního pacienta. System - Elektrogreifer 8E33=7 je určen pro všechny úrovně amputačních pahýlů mimo exartikulaci v zápěstí, je vybaven zápěstní jednotkou pro připojení k předloktí, elektrické připojení je řešeno prostřednictvím koaxiální zásuvky. System - Elektrogreifer 8E34=7 je přizpůsoben k použití u pacientů s exartikulací v zápěstí, k předloktí je připojen pomocí frikčního kloubu s laminátovým kroužkem, elektrické spojení je zprostředkováno centrálně vedeným kabelem.



Technické parametry jednotlivých typů Elektrogreiferu jsou uvedeny v tabulce č. 1.

<b>Technická data</b>	<b>Otto Bock Elektrogreifer 8E33=7</b>	<b>Otto Bock Elektrogreifer 8E34=7</b>
Délka pomůcky	171 mm	171 mm
Hmotnost pomůcky	540 g	520 g
Napájecí napětí	6 / 7,2 V	6 / 7,2 V
Síla úchopu	160 N	160 N
Šířka rozevření branží	95 mm	95 mm
Rychlost úchopu	180 mm/s	180 mm/s

Tab. 1 Technické parametry Otto Bock Elektrogreifer 8E33=7 a 8E34=7

- Otto Bock System - Elektrogreifer DMC plus - pod tímto názvem jsou taktéž produkovány dvě modifikace Elektrogreiferu. System - Elektrogreifer 8E33=9 je opět určen pro všechny typy amputací provedených od zápěstí proximálně, System - Elektrogreifer 8E34=9 slouží k protetickému vybavení pacientů po exartikulaci v zápěstí. Od předchozí skupiny se tyto pracovní násadce liší použitým řídicím systémem. Řídicí systém DMC umožňuje pomocí několika programů individuální nastavení řízení terminální pomůcky dle stavu konkrétního pacienta a kvality jeho snímaných svalových potenciálů. Pracovní násadec může být řízen na proporcionálním nebo digitálním principu za použití vhodného počtu elektrod, senzorů nebo spínače, způsoby řízení jsou kombinovatelné. Technické parametry uvedených pomůcek uvádí tabulka č. 2.

<b>Technická data</b>	<b>Otto Bock Elektrogreifer 8E33=9</b>	<b>Otto Bock Elektrogreifer 8E34=9</b>
Délka pomůcky	171 mm	171 mm
Hmotnost pomůcky	540 g	520 g
Napájecí napětí	6 / 7,2 V	6 / 7,2 V
Síla úchopu	0 – 160 N	0 – 160 N
Šířka rozevření branží	95 mm	95 mm
Rychlost úchopu	8 - 180 mm/s	8 - 180 mm/s

Tab. 2 Technické parametry Otto Bock Elektrogreifer 8E33=9 a 8E34=9

- 8E32=6 Otto Bock Elektrogreifer - pomůcka bez integrovaného řídicího systému, adaptovaná pro využití spolu s kontrolními systémy jiných firem (Motion Control, Hosmer Dorrance Corp. a Universal Artificial Limb Co.). Je určena pro všechny úrovně amputací mimo exartikulaci v zápěstí. Technické parametry jsou uvedeny v tabulce č. 3.

<b>Technická data</b>	<b>Otto Bock Elektrogreifer 8E32=6</b>
Délka pomůcky	171 mm
Hmotnost pomůcky	540 g
Napájecí napětí	6 V
Síla úchopu	140 N
Šířka rozevření branží	95 mm
Rychlost úchopu	120 mm/s

Tab. 3 Technické parametry Otto Bock Elektrogreifer 8E32=6

Možnosti využití: Elektrogreifer je polyfunkčním pracovním násadcem. Díky tvaru a spojení branží a typu řízení umožňuje uživateli provedení několika typů aktivního terciálního úchopu - konkrétně laterální úchop, v případě menších objektů válcový úchop, mezi distálními hroty Elektrogreiferu lze provést též precizní pinzetový úchop.

Možnost nastavení pomůcky do flexe či rotace umožňuje vhodnou prepozici pracovního násadce vzhledem k uchopovanému předmětu. Tvar branží Elektrogreiferu zajišťuje dobrou optickou kontrolu během procesu uchopování a manipulace. Optická kontrola může být ještě zvýšena použitím průhledných vrcholů branží, kterými lze nahradit standardní kovové. Kromě těchto průhledných vrcholů lze použít i hroty kryté pryží, která zvyšuje tření mezi branžemi násadce a uchopovaným předmětem a snižují tak riziko vyklouznutí předmětu, nebo speciálně tvarované hroty.

Řízení této terminální pomůcky je možné vhodně nastavit dle stavu konkrétního pacienta, lze použít digitálního či proporcionálního myoelektrického kontrolního systému nebo využít ovládání senzory nebo spínačem a jednotlivé způsoby kombinovat. Díky tomu lze vybavit pracovním násadcem řadu pacientů. Rozšíření pomůcky mezi pacienty je umožněno i kompatibilitou pracovního násadce s kontrolními systémy jiných výrobců protetických pomůcek.

Možnost volby vhodného typu úchopu, možnost prepozice násadce, precizní způsob řízení a optická kontrola jsou předpokladem k vykonávání činností majících vysoké nároky na přesnost pohybu. Elektrogreifer je schopen během úchopu vyvinout vysokou sílu sevření branží. Vysoká síla sevření a určitá robustnost předurčují pomůcku pro použití v situacích, které vyžadují vysokou sílu úchopu, jako jsou např. manuální činnosti v průmyslu či zemědělství. Vzhledem k větší mechanické odolnosti této pomůcky je její použití vhodné i v situacích, při kterých existuje riziko poškození mechanismu elektrické ruky či její kosmetické rukavice.

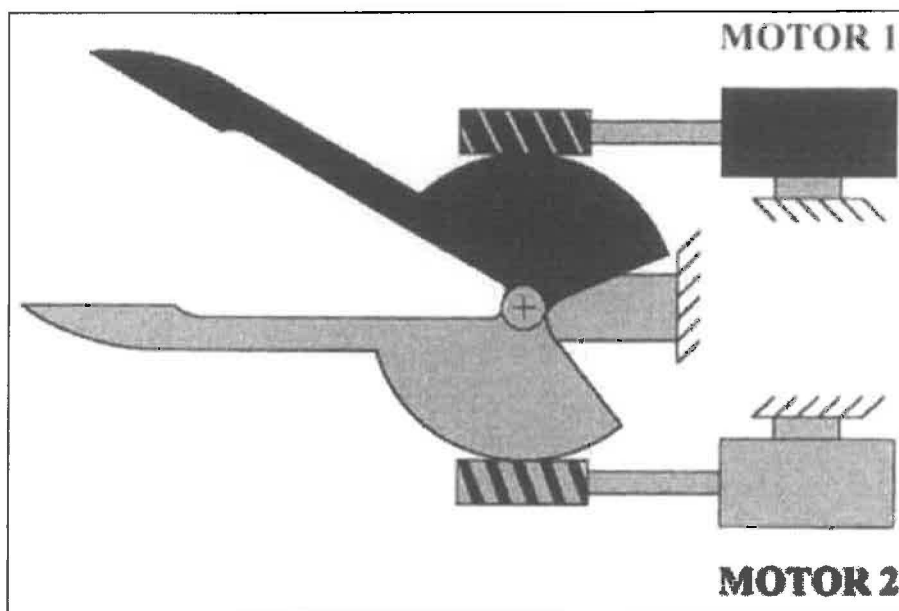
Nevýhodou Elektrogreiferu je nepřirozený vzhled, který může odrazovat pacienty od jeho použití z estetických důvodů, a vysoká hmotnost, která může pacienta nadměrně zatěžovat a vést k rychlejší únavě.

### 7. 2. 2. 2 Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor

Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor (dále Synergetic Prehensor) je polyfunkční pracovní násadec myoelektrických protéz horních končetin, vyvinutý firmou Hosmer Dorrance Corporation. Vznikl jako alternativa k elektrické ruce.

Pracovní násadec se skládá ze dvou kovových, lyrovitě tvarovaných branží, vybíhajících z dvojdílné plastové schránky, která skrývá vlastní mechanismus a podpůrné struktury pracovního násadce. Branže jsou pro zlepšení úchopových vlastností pomůcky kryty neoprenem. K předloketní části protézy je pracovní násadec připojen vhodným typem zápěstí, které může dovolovat rychlou výměnu pracovního násadce za ruku a umožňovat preflekční nastavení či rotaci pracovního násadce ve smyslu pronace - supinace.

Vlastní úchopový stereotyp pracovním násadcem probíhá následujícím způsobem - uchopovaný objekt je nejdříve rychle přitisknut jednou branží ke druhé, druhou branží je poté vyvíjena síla za účelem zajištění předmětu. Pro toto řešení úchopového mechanismu je k ovládní každé branže použito vlastního motoru a vlastního převodního systému (branže se otáčejí okolo stejné osy, ale jsou řízeny se značně odlišným převodovým poměrem). Efektem odlišného převodního systému je, že jedna branže se pohybuje vysokou rychlostí, ale má nízký točivý moment, naopak druhá branže se pohybuje nízkou rychlostí, ale má vysoký točivý moment. Hnací ústrojí rychlé branže má zabudovaný zpětný uzamykací mechanismus, který během úchopu předmětu brání pomalé branži násadce tlačit rychlou branží zpět. Motor pohánějící rychlou branží proto může ustát v činnosti ve chvíli, kdy rychlá branže pracovního násadce přitiskne uchopovaný objekt na branži pomalou, což pomáhá šetřit energii baterií nutnou k pohonu pomůcky. Stejně tak není potřeba další činnosti motoru po dokončení úchopu předmětu a jeho držení (Heckathorne, 1992).



Obr. 4. Schematické znázornění ovládní protetiké pomůcky na principu synergie dvou motorů (Weir, 2001)

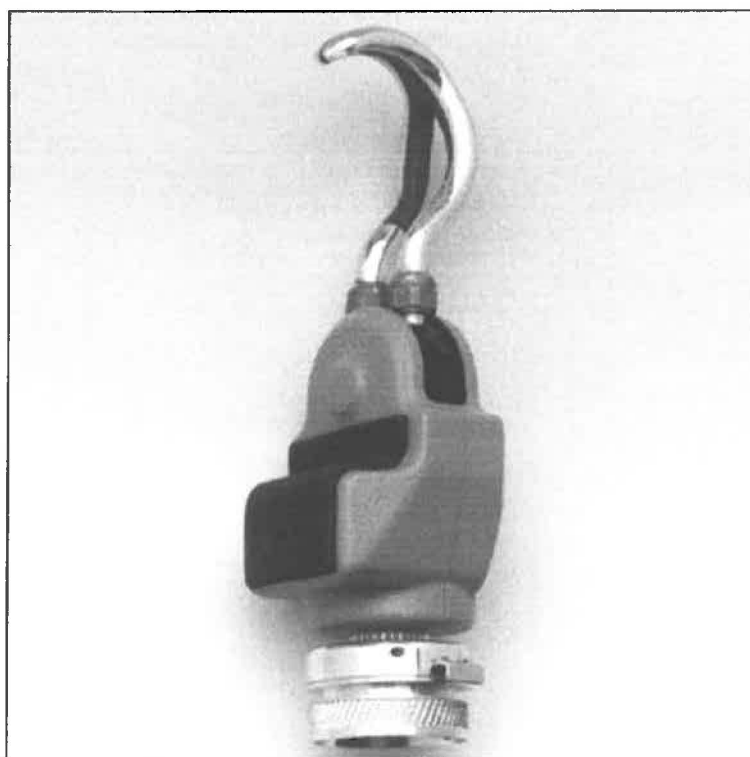
Řízení Synergetic Prehensor je zajištěno proporcionálním myoelektrickým kontrolním systémem, přičemž jednoho snímaného EMG signálu je využito k řízení otevření pracovního násadce a druhého k jeho uzavření.

Synergetic Prehensor je vyráběn pro pravostranné nebo levostranné použití, ve dvou barevných kombinacích. Standardní typ pracovního násadce je přizpůsoben proporcionálnímu myoelektrickému řídicímu systému od Hosmer Dorrance Corp. Synergetic Prehensor může být řízen též myoelektrickým systémem Universal Artificial Limb či Otto Bock. Vzhledem k tomu, že myoelektrický kontrolní systém těchto firem je poněkud jiného druhu než kontrolní systém od Hosmer Dorrance Corp., mohou být pak uvedené technické parametry negativně ovlivněny touto skutečností (Heckathorne, 1992, Externally, [200-?]).

Technické parametry tohoto násadce standardního typu jsou uvedeny v tabulce č. 4 (Heckathorne, 1992, Externally, [200-?]).

<b>Technická data</b>	<b>Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor</b>
Délka pomůcky	180 mm
Hmotnost pomůcky	375 g
Napájecí napětí	9 V
Síla úchopu	0 - 111 N
Šířka rozevření branží	102 mm
Rychlost úchopu	0 - 291 mm/s

Tab. 4 Technické parametry Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor



Obr. 5 Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor

Dostupné na: <http://www.hosmer.com/products/book3/pdfs/4-ExternallyPoweredSystems.pdf>

Možnosti využití: Synergetic Prehensor je polyfunkční pracovní násadec, který umožňuje provedení pasivního i aktivního úchopu. Díky lyrovitému tvaru branží pracovního násadce je proveditelný pasivní háčkový úchop. Tvar a spojení branží a typ ovládání pracovního násadce umožňuje aktivní laterální úchop, případně válcový úchop (u přiměřeně velkých předmětů ve vztahu k šířce rozevření branží pracovního násadce), mezi nejdístantnějšími částmi branží precizní pinzetový úchop.

Zlepšení úchopových vlastností pracovního násadce je dosaženo pokrytím branží násadce neoprenem, který zvyšuje tření mezi uchopovaným předmětem a pracovním násadcem a snižuje tím riziko vysmeknutí uchopovaného předmětu. Neoprenem je ze stejného důvodu kryta i schránka pracovního násadce, což je využitelné pro činnosti, kdy je tělo pracovního násadce použito k přidržení objektu proti okolním předmětům. Během celého procesu uchopování je umožněna díky tvaru a postavení branží dobrá optická kontrola. Nastavením pracovního násadce do preflexe či ve smyslu rotace (supinace - pronace) při použití vhodného typu zápěstí se zlepšuje možnost prepozice násadce vůči uchopovanému předmětu.

Použití proporcionálního myoelektrického kontrolního systému umožňuje zvolit vhodnou sílu úchopu vzhledem k uchopovanému předmětu. Synergetic Prehensor může být ovládán kontrolními systémy jiných firem než Hosmer Dorrance Corp., ale vzhledem k jiným používaným bateriím je ovlivněna výkonnost pomůcky a doba její činnosti. Synergetic Prehensor má dle údajů výrobce nízkou spotřebu energie a umožňuje tak uživateli vykonávat déletrvající manuální činnost bez nutnosti časté výměny zdroje energie.

Pracovní násadec má poměrně nízkou hmotnost, která pacienta během manipulace s předměty nadměrně nevyčerpává.

### **7. 2. 2. 3 RSLSteeper MultiControl Powered Gripper**

RSLSteeper MultiControl Powered Gripper (dále Powered Gripper) je polyfunkční pracovní násadec vyvinutý pro myoelektrické protézy horních končetin firmou Hugh Steeper, Ltd.

Skládá se z kovového těla a dvou kovových, lehce zahnutých branží, jejichž povrch může být potažen pryží. Tento měkký, na části svého povrchu rýhovaný pryžový potah je schopen se během uchopení předmětu lehce deformovat a přizpůsobit se tvaru

uchopovaného objektu, což umožňuje rozložení síly úchopu na větší kontaktní plochu a usnadňuje uchopování. K předloktí je pracovní násadec připojen prostřednictvím vhodného typu zápěstí. Zápěstní kloub může umožňovat nastavení pracovního násadce do vhodného preflekčního postavení či rotaci pracovního násadce ve smyslu pronace - supinace.

Powered Gripper je řízen myoelektrickým kontrolním systémem. Dle individuálního stavu pacienta a kvality jím produkovaných EMG signálů lze u pomůcky zvolit vhodný způsob řízení na digitálním či proporcionálním principu s využitím jednoho či dvou snímaných EMG signálů, je možné též kombinovat myoelektrické řízení pomůcky v jednom směru se spínačovým ve druhém směru. Powered Gripper může být ovládán i bez myoelektrického kontrolního systému pouze spínačem. V případě poruchy mechanismu během úchopu je možné rozevřít branže násadce manuálně prostřednictvím plastického kolečka umístěného zevně na schránce pracovního násadce.

Branže pracovního násadce při úchopu nepracují stejným způsobem. Při ovládání této pomůcky je využito principu synergie. Každá z branží je ovládána vlastním motorem a má vlastní převodní systém, které pracují tak, že jedna branže se pohybuje vysokou rychlostí, ale má nízký točivý moment, naopak druhá branže má vysoký točivý moment, ale nízkou rychlost. Tohoto efektu je dosaženo jiným způsobem než u Synergetic Prehensor – rychlá i pomalá branže pracovního násadce mají stejné převodové poměry, ale osa pohybu rychlé branže je výrazně blíže k jejímu řídicímu šroubu než je tomu tak u pomalé branže. Efektem odlišného umístění os je, že rychlá branže se pohybuje více jak osmkrát rychleji než pomalá, která ale naopak vyprodukuje čtyřikrát větší sílu.

Při úchopu pracuje Powered Gripper následovně: rychlá branže násadce nejdříve rychle a jemně přitiskne předmět ke druhé nepohybující se branži. Poté následuje 600 ms přestávka, než se aktivuje pomalá branže. Pokud je uživatelem požadována nízká síla úchopu, je možné během této přestávky ukončit signál k uzavření pomůcky a pomalá branže se neaktivuje. Pokud signál k uzavření pomůcky není přerušen, aktivuje se pomalá branže násadce a síla úchopu se zvýší na požadovanou úroveň. Po dosažení cílové hodnoty se pomalá branže přestane pohybovat. V této pozici se přeruší činnost motoru a k udržení předmětu není třeba přívodu další elektrické energie, zpětnému



samovolnému pohybu branží brání mechanická konstrukce pomůcky. Otevření pracovního násadce probíhá v opačném sledu, tj. nejdříve se uvolní pomalá branže (pokud byla aktivována) a poté, tentokrát bez 600 ms přestávky, se otevře i rychlá branže.

Základní typ Powered Gripper je produkován pro využití spolu s myoelektrickým kontrolním systémem Hugh Steeper, Ltd. jako alternativa ke Steeper elektrické ruce. Modifikace pracovního násadce využitelná s odpovídajícími kontrolními systémy firmy Otto Bock je vybavena zápěstním kloubem Otto Bock, umožňujícím jednoduchou výměnu Powered Gripper za elektrickou ruku Otto Bock (Heckathorne, 1992, Full, 2003 ).

Technické parametry standardního typu tohoto pracovního násadce jsou uvedeny v tabulce č. 5 (Černohous, 2002, Full, 2003, Heckathorne, 1992).

<b>Technická data</b>	<b>RSLSteeper MultiControl Powered Gripper</b>
Délka pomůcky	146 mm
Hmotnost pomůcky	340 g
Napájecí napětí	6V
Síla úchopu	0 - 60 N (Heckathorne, 1992) 0 - 80 N (Černohous, 2002)
Šířka rozevření branží	75 mm
Rychlost úchopu	0 – 204 mm/s

Tab. 5 Technické parametry RSLSteeper MultiControl Powered Gripper



Obr. 6 RSLSteeper MultiControl Powered Gripper

Dostupné na: [http://www.liberatingtech.com/products/Catalog\\_2003.pdf](http://www.liberatingtech.com/products/Catalog_2003.pdf)

Možnosti využití: Powered Gripper je polyfunkční pracovní násadec, nabízející provedení pasivního i aktivního úchopu. Lehce hákovitě zahnuté branže násadce umožňují uskutečnění pasivního háčkového úchopu. Tvar branží a typ ovládání pracovního násadce umožňují aktivní laterální úchop, aktivní pinzetový úchop mezi distálními částmi branží, v některých případech (v závislosti na velikosti uchopovaného předmětu) též aktivní válcový úchop.

Lepších vlastností při úchopu je dosaženo použitím pryžových potahů branží. Ty jednak zvyšují tření mezi povrchem branží a uchopovaného předmětu, čímž je sníženo riziko vyklouznutí předmětu z branží během úchopu, a jednak jsou schopné se tvarově lehce přizpůsobit obrysu uchopovaného objektu, což umožňuje rozložení aplikované síly na větší plochu uchopovaného předmětu a tím jistější uchopení. Rýhování na jednom z pryžových potahů je též výhodné při uchopování drobných hladkých předmětů. Tvar branží pracovního násadce umožňuje dobrou optickou kontrolu během úchopu a manipulace s uchopeným objektem. Možnost nastavení pracovního násadce do preflexe či rotace dle použitého typu zápěstí zjednodušuje uchopení předmětů v různých pozicích i následnou manipulaci s předmětem.

Výhodou Powered Gripper je možnost individuálního nastavení myoelektrického řízení dle stavu konkrétního pacienta. Pokud je používán myoelektrický proporcionální

kontrolní systém, je možné zvolit vhodnou sílu úchopu vzhledem k uchopovanému předmětu.

Ve srovnání s ostatními pracovními násadci má Powered Gripper menší rozměry i hmotnost, což ulehčuje práci s pomůckou a pacient není nadměrně vyčerpáván.

### **7. 2. 3 Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin pro děti**

#### **7. 2. 3. 1 Michigan Electric Hook**

Michigan Electric Hook je dvouprstý, aktivně otevíratelný polyfunkční pracovní násadec určený pro děti. Je vyráběn firmou Hosmer Dorrance Corporation.

Po stavební stránce je Michigan Electric Hook modifikací dětských pracovních násadců 10X či 10P určených pro tahové protézy (číselný údaj v názvu popisuje typ pracovního násadce - v případě čísla 10 se jedná o označení dětské velikosti pracovního násadce. Písmena X či P upřesňují druh materiálu pokrývajícího branže pracovního násadce - písmeno X se užívá pro neoprenový potah, P pro plastisolový potah). Skládá se z hliníkového těla a dvou hliníkových, hákovitě zahnutých branží. Jedna z branží pracovního násadce je pevná, druhá branže pohyblivá. Povrch branží je, jak již bylo naznačeno výše, kryt neoprenem či plastisolem. Přes báze branží je umístěna pryžová páska, jejímž tahem je pracovní násadec po aktivním rozevření pasivně uzavírán.

K předloktí je pracovní násadec připojen vhodným typem zápěstí dětské velikosti. Některé typy zápěstí umožňují nastavení pracovního násadce do vhodné rotace ve smyslu supinace či pronace nebo do preflexního postavení.

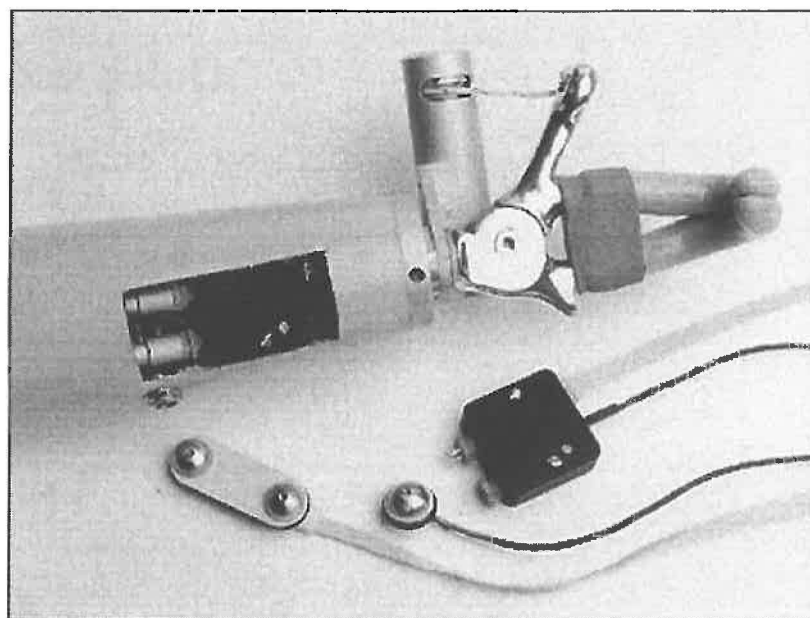
Pracovní násadec je přizpůsoben k myoelektrickému řízení na jednobáňovém digitálním principu, kdy je k otevření pracovního násadce použit signál snímáný prostřednictvím jedné sady elektrod na vhodné svalové skupině. Zavření pracovního násadce je poté provedeno pasivně prostřednictvím pryžových pásek. Michigan Electric Hook může být ovládán též spínačem v případech, kdy není použito myoelektrické řízení či při využití jiných elektrických či myoelektrických systémů, než jsou k tomu určeny (Externally, [200-?], Hooks, [200-?]).

Technické parametry Michigan Electric Hook jsou uvedeny v tabulce č. 6 (Černohous, 2002, Externally, [200-?], Hooks [200-?], Leblanc, 1992).

<b>Technická data</b>	<b>Michigan Electric Hook 10X</b>	<b>Michigan Electric Hook 10P</b>
Délka pomůcky	86 mm	83 mm
Hmotnost pomůcky	113 g	142 g
Napájecí napětí	5 / 6 V	5 / 6 V
Síla úchopu	44 N (Černohous, 2002)	44 N (Černohous, 2002)
Šířka rozevření branží	57 mm (Leblanc, 1992)	neuveďeno
Rychlost úchopu	neuveďeno	neuveďeno

Tab. 6 Technické parametry Michigan Electric Hook 10X a 10P

Výrobce uvádí při popisu tohoto pracovního násadce pouze délku, hmotnost a napájecí napětí. Hodnotu maximální síly úchopu uvádí Černohous (2002). Síla úchopu vychází z počtu pryžových pásek umístěných přes báze branží, počet pryžových pásek ale nebyl v žádném zdroji specifikován. Pokud bychom uváděnou hodnotu vztáhli k hodnotám uváděným Leblancem (1992) pro sílu úchopu pracovním násadcem 10X pro tahové protézy, odpovídala by použití tří pryžových pásek. Zda je možné v případě Michigan Electric Hook měnit sílu úchopu snížením či zvýšením počtu pryžových pásek umístěných přes báze branží, není uváděno. Šířka rozevření branží je odvozena od šířky rozevření branží pracovního násadce 10X určeného pro tahové protézy (Leblanc, 1992).



Obr. 7. Michigan Electric Hook

Dostupné na: <http://www.hosmer.com/products/book3/pdfs/4-ExternallyPoweredSystems.pdf>

Možnosti využití: Jak již bylo uvedeno výše, Michigan Electric Hook je polyfunkčním pracovním násadcem, určeným pro použití u pacientů v dětském věku do doby, než je vhodné jejich vybavení pracovním násadcem normální velikosti. Umožňuje provedení pasivního i aktivního úchopu. Pasivní funkce je zastoupena háčkovým úchopem, který je realizovatelný díky hákovitému tvaru branží. Aktivní úchop je možný jak pinzetový mezi vrcholovými částmi branží, tak laterální mezi branžemi.

Použitím vhodných potahů branží (neopren, plastisol) se zlepšují vlastnosti pracovního násadce při úchopu. Povrch branží se může pak mírně tvarově přizpůsobit uchopovanému předmětu, aplikovaná síla se rozloží na větší plochu, zvětší se tření mezi branžemi a uchopovaným předmětem. To snižuje riziko vyklouznutí uchopeného objektu. Krytí branží měkkým materiálem je důležité i kvůli bezpečnosti dítěte, neboť snižuje riziko náhodného poranění dítěte pracovním násadcem. Tvar branží umožňuje dobrou optickou kontrolu během úchopu a manipulace. Použití vhodného typu zápěstí, umožňujícího nastavení pracovního násadce do vhodného stupně preflexe či rotace ve

smyslu pronace - supinace, dále zvětšuje prostor, ve kterém může být pracovní násadec využit.

Řízení pracovního násadce je umožněno spínačem nebo myoelektrickým kontrolním systémem. Vzhledem k digitálnímu myoelektrickému kontrolnímu systému, který řídí otevření pracovního násadce, je míra rozevření branží a rychlost jejich pohybu při rozevření konstantní, tyto parametry není možné pacientem vědomě ovlivnit. Stejně tak pasivní uzavření pracovního násadce zprostředkované pryžovou páskou neumožňuje zvolení přiměřené síly úchopu vzhledem k uchopovanému předmětu. I když se toto uspořádání může zdát nevýhodné, lze jeho pozitiva spatřit v menších nárocích kladených na pacienta při řízení pomůcky ve srovnání s proporcionálním řídicím systémem.

## 8. VÝSLEDKY A DISKUSE

Pracovní násadce jsou terminální pomůcky protéz horních končetin. Svým tvarem se nesnaží na rozdíl od jiných terminálních pomůcek napodobovat lidskou ruku, při jejich konstrukci lze proto věnovat maximální pozornost funkčním parametrům pomůcky bez omezení daných snahou o připodobnění pomůcky zdravé lidské ruce (Heckathorne, 1992). Dle Baumgartnera (1997) je nutno v pracovním násadci spatřovat nástroj, podřízený ve všech ohledech funkčnosti pomůcky, který má vlastní estetiku a nezaslouží si srovnání se vzhledem lidské ruky.

Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin jsou aktivní pomůcky, k jejichž ovládní je využito změny membránových potenciálů vznikajících při svalové kontrakci vhodného svalstva v oblasti reziduální končetiny (Černohous, 2003b). Představují možnou alternativu k použití elektrické ruky u pacientů vybavených myoelektrickou protézou horní končetiny. Vzhledem k pevnější konstrukci a odolnému materiálu použitému při stavbě pomůcky jsou pracovní násadce vhodné pro situace, při kterých existuje riziko poškození mechanismu elektrické ruky či kosmetické rukavice (Heckathorne, 1992). Vzhledem ke specifickému tvaru, postavení a pohybu branží nabízejí pracovní násadce přesnější uchopení a umožňují dobrou optickou kontrolu během manipulace s uchopeným předmětem (Eis, 1986, Hadraba, 1987). Větší síla úchopu, kterou je pracovní násadec ve srovnání s elektrickou rukou schopen vyvinout, je využitelná pro těžší manuální práce.

Heckathorne (1992) a Černohous (2002) uvádějí existenci tří typů pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin určených pro použití v dospělosti - Otto Bock Elektrogreifer, Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor a Steeper Powered Gripper. Studium současné firemní literatury protetických firem ukázalo, že tato informace je platná i v současnosti - na trhu se objevují tři typy pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin pro dospělé pod názvy Otto Bock Elektrogreifer, Hosmer NU-VA Synergetic Prehensor a RSL Steeper MultiControl Powered Gripper. Literatura týkající se této problematiky je poměrně sporadická, ač se řada autorů o existenci pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin zmiňuje, komplexnější informace jsou vzácné. Data v následujících odstavcích vycházejí z informací

Černohouse (2002), firemních materiálů (Externally, [200-?], Full, 2003, Hooks [200-?], Myobock, 2003, Myobock, 2006), Heckathorna (1992) a Nädera (1990).

Všechny tři pracovní násadce myoelektrických protéz pro dospělé lze zařadit mezi polyfunkční, aktivně ovládané pracovní násadce. Jsou určeny pro protetické vybavení pacientů s defektem horní končetiny lokalizovaným od zápěstí proximálně, pouze Elektrogreifer může být použit i u pacientů s transverzálním defektem v oblasti zápěstí.

Pracovní násadce jsou vyrobeny z odolných kovových či plastových materiálů. Pro popis velikosti pracovního násadce se uvádí délka a hmotnost pracovního násadce. Délka pracovního násadce je měřena od nejdálších částí branží po připojení pracovního násadce k zápěstí, největší údaj je uváděn u Synergetic Prehensor (180 mm), následuje Elektrogreifer (171 mm) a Powered Gripper (146 mm). Větší rozdíly jsou patrné v uváděné hmotnosti pracovních násadců - nejvyšší hmotnosti dosahuje Elektrogreifer (540 či 520g dle typu), poté Synergetic Prehensor (375 g) a Powered Gripper (340 g). Vysoká hmotnost pracovního násadce může být nevýhodná, poněvadž manipulace s pomůckou se stává pro pacienta fyzicky náročnější a může vést k předčasné únavě.

Všechny uvedené pracovní násadce pro dospělé nabízejí uživateli provedení aktivního pinzetového, laterálního a válcového úchopu. Synergetic Prehensor a Powered Gripper navíc umožňují díky hákovitému tvaru svých branží též provedení pasivního háčkového úchopu. Ten je v praxi často využíván např. při nošení tašky. Rozměry uchopovaného předmětu jsou omezeny maximálním rozevřením branží pracovního násadce. Výrobci uvádějí maximální hodnotu rozevření branží mezi nejdálšími úchopovými ploškami pracovního násadce. Největší šířku úchopu nabízí v tomto případě Synergetic Prehensor (102 mm), následuje Elektrogreifer (95 mm) a Powered Gripper (75 mm). Dalším faktorem, ovlivňujícím možnost uchopení objektu, je síla úchopu. Síla úchopu je síla sevření branží pracovního násadce měřená mezi nejdálšími úchopovými ploškami branží pracovního násadce. Nejvyšší sílu úchopu je schopen vyvinout Elektrogreifer (až 160 N), poté Synergetic Prehensor (111 N) a Powered Gripper (60, resp. 80N, údaje se u různých autorů liší). Aplikace vhodné síly úchopu je závislá na použitém řídicím systému - použití proporcionálního myoelektrického systému umožňuje pacientovi zvolit na základě zkušenosti vhodnou



sílu úchopu vzhledem k uchopovanému předmětu v rozsahu 0 až maximální hodnota síly úchopu, digitální myoelektrický systém (či spínačové nebo senzorové formy ovládání) toto neumožňuje, vyvinutá síla úchopu odpovídá maximální a je konstantní. Rychlost zachycení předmětu při úchopu je popisována rychlostí úchopu. Rychlost úchopu je měřena mezi distálními úchopovými ploškami branží jako rychlost sevření branží. Nejvyšší rychlost úchopu je uváděna u Synergetic Prehensor (až 291 mm/s), následuje Powered Gripper (až 204 mm/s) a Elektrogreifer (až 180 mm/s). Využití rychlosti úchopu je stejně jako síla úchopu závislé na používaném kontrolním systému. Všechny pracovní násadce nabízejí zlepšení úchopových vlastností pracovního násadce pokrytím úchopových ploch branží materiálem, který zvyšuje tření mezi úchopovou plochou branží a uchopovaným objektem či umožňuje mírné přizpůsobení tvaru branží tvaru uchopovaného objektu, případně obojí. Tímto materiálem bývá pryž či neopren. U Powered Gripper je na jedné branži tento pryžový potah zvrásněn, což ještě zvyšuje tření a ulehčuje uchopování drobných předmětů. U Elektrogreiferu je umožněna výměna distálních standardních úchopových plošek za speciálně tvarované plošky, určené pro specifické pracovní situace, či průhledné hroty, které zajišťují větší míru zrakové kontroly hlavně při manipulaci s drobnějšími předměty.

Optimální využití funkčních vlastností pracovních násadců umožňuje nastavení pracovního násadce do vhodného stupně preflexe a rotace ve smyslu pronace - supinace. Elektrogreifer má jako jediný z uváděných pracovních násadců integrovaný flexní kloub umožňující nastavení násadce do preflexe, u ostatních pracovních násadců může být této funkce dosaženo použitím vhodného zápěstního kloubu. Rotace ve smyslu pronace - supinace může být zajištěna pouze vhodným zápěstním kloubem. Jako výhodné se jeví též použití takového zápěstního kloubu, který umožňuje jednoduchou a rychlou výměnu pracovního násadce za elektrickou ruku.

Všechny tři typy pracovních násadců jsou primárně určeny pro řízení myoelektrickým kontrolním systémem. Synergetic Prehensor je uzpůsoben pouze pro použití proporcionálního myoelektrického kontrolního systému. Elektrogreifer a Powered Gripper umožňují individuální nastavení vhodného kontrolního systému dle stavu konkrétního pacienta (digitální či proporcionální myoelektrický kontrolní systém,

využití spínačů či senzorů a jejich různé kombinace). Nejvíce možností individuálního nastavení umožňuje Elektrogreifer.

Uváděné parametry pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin nám umožňují seznámit se s jednotlivými pomůckami a vzájemně je porovnat, nelze ale na jejich základě rozhodnout o obecně nejvhodnějším typu pomůcky. Nejvýhodnější typ pomůcky musí být zvolen vzhledem ke stavu konkrétního pacienta a jeho nárokům na úchopové funkce během každodenního života. Na tomto místě je třeba poukázat i na nutnost zácviku v používání protetické pomůcky, bez něhož není její optimální využití v praxi možné (Baumgartner, 1997, Bowker, 1992, Hadraba, 2002, Ham, 1991, Leonard, 1998).

Furgerson (1983) a Černohous (2002) se zmiňují pouze o jednom typu pracovního násadce myoelektrických protéz horních končetin určeného pro použití v dětském věku - Michigan Electric Hook. I po prostudování současné firemní literatury protetických firem jsme nedošli k jiným závěrům

Michigan Electric Hook se taktéž řadí mezi polyfunkční, aktivně ovládané pracovní násadce, svým uživatelům nabízí provedení aktivního pinzetového a laterálního úchopu a pasivního háčkového úchopu. Myoelektrický kontrolní systém je využit jen pro otevření pracovního násadce, uzavření branží je zprostředkováno pasivně použitím pryžových pásek umístěných přes báze branží.

Vzhledem k nepřítomnosti jiných pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin určených pro děti nelze Michigan Electric Hook porovnat s pomůckami stejného typu. Je otázkou, proč nejsou myoelektrické pracovní násadce pro děti na trhu výrazněji zastoupeny. Možných důvodů se nabízí vícero. Jednak mezi odborníky stále nepanuje shoda o účelnosti vybavování pacientů v dětském věku myoelektrickými protézami. Zatímco jedna skupina používání myoelektrických protéz v dětském věku podporuje, další poukazuje na to, že pro většinu aktivit dětí je dostačující vybavení konstrukčně jednoduššími, lehčími a v neposlední řadě levnějšími protetickými pomůckami. Vzhledem k dětským herním aktivitám je též náročné zabránit vniknutí pevných částic či vlhkosti do elektronických součástí myoelektrické protézy, což vede k vysoké poruchovosti a nutnosti častých oprav (Baumgartner, 1997).

Důležité je též ekonomické hledisko – vývoj nových protetických pomůcek je finančně náročnou záležitostí a firmy zabývající se touto problematikou se musí rozhodnout, do jaké oblasti je finance účelné investovat. Z tohoto pohledu se může jevit jako významnější vývoj nových technologií pro protetické vybavení pacientů v dospělém věku, kteří jsou jednak schopni lepší funkční vlastnosti protetické pomůcky náležitě využít a představují větší podíl na trhu (Baumgartner, 1997, Leonard, 2004).

Hypotéza nebyla zcela potvrzena - Černošous (2002) uvádí přehled komponentů myoelektrických protéz včetně elektrických rukou a pracovních násadců. Jím zveřejněné údaje jsou ale stručné a neúplné, nezabývá se konstrukcí pomůcek a uvádí jen část technických parametrů. Studium jednotlivých literárních zdrojů nám umožnilo vytvoření obsáhlejšího přehledu pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin spolu s jejich konstrukčními charakteristikami a technickými daty. Pokusili jsme se též poukázat, jaké výhody používání jednotlivých pomůcek svému uživateli nabízí. Vytvořený přehled může napomoci orientaci v těchto pomůckách.

## 9. ZÁVĚR

V diplomové práci byly zpracovány dostupné informace z různých literárních zdrojů souvisejících s tématem pracovních násadců myoelektrických protéz horních končetin a možností jejich využití ve formě utříděné a komentované literární rešerše. Výsledky a diskuze jsou uvedeny v kapitole 8.

Pracovní násadce myoelektrických protéz horních končetin nemají na trhu široké zastoupení. Tomu odpovídá i jim věnovaná literatura, která je poměrně sporadická.

Pracovní násadce se mohou stát cennou pomůckou pro pacienty vybavené myoelektrickou protézou horní končetiny. Pacient ale musí být o povaze pomůcky dobře informován a seznámen jak s výhodami, které její použití přináší, tak i s jejími omezeními. Pokud je pracovním násadcem následně vybaven, je nutné ho během kvalifikovaného zácviku naučit s pomůckou efektivně pracovat. Jen tak lze umožnit optimální využívání této protetické pomůcky a zabránit jejímu předčasnému odložení a dalšímu nevyužívání.

## 10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Orthopaedic appliances atlas, volume 2 : arteficial limbs*. Michigan : Edward Brothers, 1960. 499 p.
2. BAUMGARTNER, René, BOTTA, Pierre. *Amputation und Prothesenversorgung der oberen Extremität*. Stuttgart : Ferdinand Enke Verlag, 1997. 308 s. ISBN 3-432-27281-2.
3. BROZMANOVÁ, Blažena a kol. *Ortopedická protetika*. 1. vydání. Martin : Osveta, 1990. 478 s. ISBN 80-217-0133-1.
4. BRŮHOVÁ, Ludmila. Sledování vývoje úchopu u dětí a možnosti ovlivnění techniky úchopu dítěte. *Ortopedická protetika*. 2002a, roč. 4, č. 1, s. 15-16. ISSN 1212-6705.
5. BRŮHOVÁ, Ludmila. Testování úchopu jako základ pro nácvik úchopových forem. *Rehabilitácia*. 2002b, roč. 35, č. 2, s. 102-104.
6. CHILDRESS, Dudley S. Upper-limb prosthetics : control of limb prostheses. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of limb prosthetics : surgical, prosthetics, and rehabilitation principles*. 2nd edition. St. Louis : Mosby - Year Book, 1992. p. 175-198. ISBN 08016020.
7. ČERNOHOUS, Ivo. Myoelektrické protézy ruky. *Ortopedická protetika*. 2002, roč. 4, č. 1, s. 17-29. ISSN 1212-6705.
8. ČERNOHOUS, Ivo, KNOFLÍČEK, Radek. *Myoelektrická protéza ruky* [online]. 2003a [cit. 2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://robot.vsb.cz/archiv/seminarsr/pdf/cernohous.pdf>> .
9. ČERNOHOUS, Ivo, KNOFLÍČEK, Radek. *Ovládnání a řízení myoelektrických protéz ruky* [online]. 2003b [cit. 2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://robot.vsb.cz/archiv/seminarsr/pdf/cernohous2.pdf>> .

10. DAY, HJB. The ISO/ISPO classification of congenital limb deficiency. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of limb prosthetics : surgical, prosthetics, and rehabilitation principles*. 2nd edition. St. Louis : Mosby - Year Book, 1992. p. 743-748. ISBN 08016020.
11. DE LUCA, Carlo J. *Surface electromyography : detection and recording* [online]. 2002 [cit. 2007-03-26]. Dostupné z WWW: <[http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)> .
12. DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
13. EIS, E., KŘIVÁNEK, F. *Ortopedie a ortopedická protetika*. 3. vydání. Praha : Avicenum, 1986. 288 s. ISBN 08-065-86.
14. *Externally powered systems* [online]. USA : Hosmer Dorrance Corporation, [200-?] [cit. 2007-03-10]. Dostupné z WWW: <<http://www.hosmer.com/products/book3/pdfs/4-ExternallyPoweredSystems.pdf>> .
15. Firemní materiály Otto Bock [online]. [cit. 2007-03-26]. Dostupné z WWW: <<http://www.ottobock.com>> .
16. *Full product catalog* [online]. Holliston : Liberating Technologies, Inc, 2003 [cit. 2007-03-26]. Dostupné z WWW: <[http://www.liberatingtech.com/products/Catalog\\_2003.pdf](http://www.liberatingtech.com/products/Catalog_2003.pdf)>
17. FURGERSON, Shirley. Electric power in upper limb prosthetics : the Michigan experience. *Journal of the Association of Children's Prosthetics Orthotic Clinics* [online]. 1983, vol. 18, no. 4 [cit. 2007-03-26], p. 1. Dostupné z WWW: <[http://www.acpoc.org/library/1983\\_04\\_001.asp](http://www.acpoc.org/library/1983_04_001.asp)> .
18. GÚTH, Anton, a kol. *Výšetrovacie a liečebné metodiky pre fyzioterapeutov*. Bratislava : Liečreh, 1995. 448 s. ISBN 80-967383-0-5.
19. HADRABA, Ivan. *Protetika a ortotika*. 1. vydání. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1987. 100 s.

20. HADRABA, Ivan. Úchop v protetice : 1. část. *Ortopedická protetika* [online]. 2001a, roč. 3, č. 4 [cit. 2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.ortopedickaprotetika.cz/ViewArticle.php?Article=62>> .
21. HADRABA, Ivan. Úchop v protetice : 2. část. *Ortopedická protetika* [online]. 2001b, roč. 3, č. 5 [ cit. 2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.ortopedickaprotetika.cz/ViewArticle.php?Article=80>> .
22. HADRABA, Ivan. Úchop v protetice : 3. část. *Ortopedická protetika*. 2002, roč. 4, č. 1, s. 30-37. ISSN 1212-6705.
23. HADRABA, Ivan. *Ortopedická protetika : these přednášek pro 5. ročník*. 2004.
24. HADRABA, Ivan. *Ortopedická protetika II. část*. 1. vydání. Praha : Karolinum, 2006. 106 s. ISBN 80-246-1296-8.
25. HALADOVÁ, Eva, NECHVÁTALOVÁ, Ludmila. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 1. vydání. Brno : IDVPZ, 1997. 137 s. ISBN 80-7013-237-X.
26. HAM, R., COTTON, L. *Limb amputation : from aethiology to rehabilitation*. 1st edition. London : Chapman & Hall, 1991. 229 s. ISBN 0 412 34610 9.
27. HECKATHORNE, Cray W. Upper-limb prosthetics : components for adult externally powered systems. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of limb prosthetics : surgical, prosthetics, and rehabilitation principles*. 2nd edition. St. Louis : Mosby - Year Book, 1992. p. 151-163. ISBN 08016020.
28. *Hooks, hands, and wrists* [online]. USA : Hosmer Dorrance Corporation, [200-?] [cit. 2007-03-10]. Dostupné z WWW: <<http://www.hosmer.com/products/book3/pdfs/2-HooksHandsWrists.pdf>> .
29. KAMPAS, Philipp. Myoelektroden - optimal enigesetz. *Medizinisch - Orthopädischen Technik*. 2001, Jahrg. 121, N. 1. s. 21-27.
30. LEBLANC, Maurice, et al. Mechanical work efficiencies of body-powered prehensors for young children. *Journal of the Association of Children's Prosthetics Orthotic Clinics* [online]. 1992, vol. 27, no. 3 [cit. 2007-03-26], p. 70. Dostupné z WWW: <[http://www.acpoc.org/library/1992\\_03\\_070.asp](http://www.acpoc.org/library/1992_03_070.asp)> .

31. LEJČKO, Jan. *Fantomová bolest* [online]. 2001 [cit. 2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.cls.cz/dp/2001/r036.rtf>>.
32. LEONARD, James A., MEIER, Robert H. Upper and lower extremity prosthetics. In DeLisa, Joel A. *Rehabilitation medicine : principles and practice*. 3rd edition. Philadelphia : Lippincott - Raven Publishers, 1998. p 669 – 696. ISBN 0-7817-1015-4.
33. MAGEE, David J. *Orthopedic physical assessment*. 4th edition. Philadelphia : Saunders, 2002. 1020 p. ISBN 0-7216-9352-0.
34. MEYER, M., HLUŠTÍK, P. Ruka u hemiparetického pacienta. Neurofyziologie, patofyziologie, rehabilitace. *Rehabilitácia*. 2004, roč. 41, č. 1, s. 9-13.
35. *Myobock arm components*. Duderstadt : Otto Bock, 2003. 120 p.
36. *Myobock - Armprothesen*. Duderstadt : Otto Bock, 2006. 112 s.
37. NÄDER, Max. *Otto Bock Prothesen - Compendium : Prothesen für die oberen Exträmität*. Berlin : Schiele&Schön, 1990. 95 s. ISBN 3-7949-0518-0.
38. PAIGEROVÁ, Michaela. Srovnání jednotlivých typů protéz horních končetin. *Ortopedická protetika* [on line]. 2001, roč. 3, č. 5 [cit.2006-11-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.ortopedickaprotetika.cz/ViewArticle.php?Article=78>>.
39. *Manual of upper extremity prosthetics*. Edited by William R. Santschi. 2nd revised and enlarged edition. Los Angeles : UCLA, 1958. 304 p.
40. SCHUCH, C. Michael, PRITHAM, Charles H. International forum - International Standards Organization terminology: application to prosthetics and orthotics. *Journal of Prosthetics & Orthotics* [online]. 1994, vol. 6, no. 1 [cit. 2006-12-22], p. 29-33. Dostupné z WWW: <[http://www.oandp.org/jpo/library/1994\\_01\\_029.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/1994_01_029.asp)> .
41. SILBERNAGL, Stefan, DESPOPOULOS, Agamemnon. *Atlas fyziologie člověka*. 2. vydání. Praha : Grada Avicenum, 1993. 368 s. ISBN 80-85623-79-X.
42. TICHÝ, Miroslav. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha : [s.n.], 1994. 60 s.



43. TREBES, Gisela, et al. *Die Armschulung : Prothesentraining*. 1. Auflage. Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 1970. 133 s. ISBN 3 13 226301 X.
44. WEIR, Richard F., GRAHN, Edward C., DUFF, Stephen J. A new externally powered, myoelectrically controlled prosthesis for person with partial-hand amputations at the metacarpals. *Journal of Prosthetics & Orthotics* [online]. 2001, vol. 13, no. 2 [cit. 2006-03-23], p. 26-31. Dostupné z WWW: <[http://www.oandp.org/jpo/library/2001\\_02\\_026.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2001_02_026.asp)> .
45. *Zákon č. 48/1997 Sb. ze dne 7. března 1997 o veřejném zdravotním pojištění a o změně a doplnění některých souvisejících zákonů* [online]. 1997 [cit. 2007-03-26]. Dostupné z WWW: <<http://www.zakony.cz/?sekce=zakony&akce=view&zdarma=true&odkaz=048/1997%20Sb.>>.

## **11. SEZNAM ZKRATEK**

ADL - activities of daily living

EMG - elektromyografie, elektromyografický

IP - interfalangeální

ISO - International Organization for Standardization

ISPO - International Society for Prosthetics and Orthotics

Li-Ion - lithium-ionový

MCP - metakarpofalangeální

Ni-Cd - nikl-kadmiový

Ni-MH - nikl-vodíkový