

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2021

Jan Maleš

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy u
jedinců s vrozenou či získanou amputací horní končetiny**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Klára Daďová, Ph.D

Vypracoval:

Bc. Jan Maleš

Praha, červenec 2021

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne:

.....

Podpis autora:

.....

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování:

Chtěl bych poděkovat své vedoucí práce PhDr. Kláře Daďové, Ph.D. za ochotu, pomoc, trpělivost, profesionální vedení a cenné rady při tvorbě této práce. Dále bych chtěl poděkovat všem mým pacientům, kteří na diplomové práci spolupracovali. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat také celému kolektivu firmy Ottobock, bez kterého by práci nebylo možné uskutečnit.

ABSTRAKT

Název práce: Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy, u jedinců s vrozenou či získanou amputací horní končetiny

Cíle práce: Cílem mé diplomové práce je vyhodnotit míru efektivity používání myoelektrické protézy u lidí s amputací horní končetiny. Zjistit, jak efektivně jsou schopni uživatelé zvládat jednotlivé úkony s myoprotézou a základní ADL aktivity.

Metodika práce: Výzkumný soubor tvořilo 6 osob s amputací horní končetiny. V práci byly použity tři metody sběru dat. První metodou, která byla použita, bylo anketní šetření, které sloužilo k získání anamnestických údajů u sledovaného souboru. Druhou metodou sběru dat bylo pozorování probandů v průběhu plnění jednotlivých úkonů. Třetí zvolenou metodou bylo měření pomocí speciálního testu zaměřeného na hodnocení efektivity při použití a zapojení myoprotézy do pohybového řetězce proti zdravé horní končetině.

Výsledky práce: Na základě pozorování a měření bylo zjištěno, že všichni probandi jsou schopni funkčně a efektivně zapojit myoprotézu do pohybového řetězce při plnění jednotlivých úkolů. Dalším pozitivním výsledkem této práce bylo zjištění, že všichni z probandů získali v testu při srovnání myoprotézy se zdravou horní končetinou skóre nad 50 % míry efektivního použití. Dále je výsledkem této práce, že v základních manipulačních úkonech, není zásadní rozdíl mezi základními typy myoprotéz a moderními multiartikulárními systémy.

Klíčová slova: protetika, myoprotéza, ergoterapie, úchop, manipulace, elektroda, myosignál

ABSTRACT

Thesis title: Evaluation of effectiveness of using myoelectric prosthesis by people with congenital or acquired amputation of the upper limb

Aims: The aim of my thesis is to evaluate the effectiveness of myoelectric prosthesis using by people with upper limb amputation. Find out how effectively users are able to manage individual tasks with myoprosthesis and basic ADL activities.

Methodology: The research group consisted of 6 people with upper limb amputation. In this thesis, there were used three methods of data collection. The first method that was applied was a survey, which was used to obtain anamnestic data by the research group. The second method of data collection was the observation of probands during the performance of individual tasks. The third chosen method was measurement by using a special test aimed at evaluation of the effectiveness while using and the involvement of myoprosthesis in the locomotor chain against a healthy upper limb.

Results: Based on observations and measurements, it was performed that all probands are able to functionally and effectively involve the myoprosthesis in the locomotor chain in the performance of individual tasks. Another positive result of this thesis was the finding that all probands obtained in the test over 50% rate of effective use when comparing the myoprosthesis with a healthy upper limb. The last fundamental result of this thesis is that in the basic manipulation operations there is no fundamental difference between the basic types of myoprostheses and modern multi-articular systems.

Key words: prosthetics, myoprosthesis, occupational therapy, grip, manipulation, electrode, myosignal

OBSAH

OBSAH	8
1 ÚVOD	12
2 TEORETICKÁ ČÁST	14
2.1 Historie myoprotetiky	14
2.1.1 První pokusy	14
2.1.2 Poválečné období (1946-1967)	16
2.1.3 Období růstu	20
2.1.4 Období miniaturizace 1977-2004	22
2.1.5 Období nových přístupů (2004-2020)	23
2.1.6 Současnost	23
2.2 Ruka a její funkce	24
2.2.1 Funkce ruky	25
2.2.2 Anatomie loketního kloubu	26
2.2.3 Pohyby loketního kloubu	26
2.2.4 Anatomie ramenního kloubu	27
2.2.5 Pohyby v ramenním kloubu	28
2.3 Technologie výroby lůžka pro transradiální amputaci	29
2.3.1 Hodnocení transradiálního amputačního pahýlu	30
2.3.2 Hodnocení transhumerálního amputačního pahýlu	30
2.3.3 Sádrování a modelace transradiálního amputačního pahýlu	31
2.3.4 Sádrování a modelace transhumerálního amputačního pahýlu	35
2.4 Protetické vybavení a jeho možnosti	39
2.4.1 Myoprotetické dlaně	40
2.4.2 Sportovní protézy horních končetin	62
3 Cíle a úkoly práce, hypotézy	64
3.1 Cíl práce	64
3.2 Úkoly práce	64
3.3 Vědecké otázky	64
4 Metodika práce	65
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	65

4.2	Použité metody	65
4.2.1	Anketní šetření	65
4.2.2	Pozorování.....	65
4.2.3	Měření	66
4.3	Sběr dat	68
4.3.1	Testovací jednotka.....	68
4.4	Zpracování a analýza dat	72
5	Výsledky měření efektivity použití myoelektrické protézy u jednotlivých pacientů	73
5.1	Testování probanda Č. 1	73
5.1.1	Protetická anamnéza probanda Č. 1	73
5.1.2	Měření probanda Č. 1	73
5.2	Testování probanda Č. 2	78
5.2.1	Protetická anamnéza probanda Č. 2	78
5.2.2	Měření probanda Č. 2	78
5.3	Testování probanda Č. 3	83
5.3.1	Protetická anamnéza probanda Č. 3	83
5.3.2	Měření probanda Č. 3	83
5.4	Testování probanda Č. 4	89
5.4.1	Protetická anamnéza probanda Č. 4	89
5.4.2	Měření probanda Č. 4.....	89
5.5	Měření probanda Č. 5	94
5.5.1	Protetická anamnéza probanda Č. 5	94
5.5.2	Měření probanda Č. 5	94
5.6	Testování probanda Č. 6	99
5.6.1	Protetická anamnéza probanda Č. 6	99
5.6.2	Měření probanda Č. 6.....	99
5.7	Celkové zhodnocení.....	104
6	Diskuse.....	105
6.1	Odpovědi na vědecké otázky	111
7	Závěr	113
	Seznam literatury.....	114
	Seznam příloh.....	7

Příloha č.1 : Vyjádření Etické komise	8
Příloha č.1: Informovaný souhlas	10
Příloha č.1: Informovaný souhlas (pro rodiče dětských pacientů)	12
SEZNAM OBRÁZKŮ	14

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

1. Activities of daily living- (ADL)
2. Centrální nervová soustava - (CNS)
3. Dolní končetina - (DK)
4. Elektromyografie- (EMG)
5. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzita Karlova - (UK FTVS)
6. Federace ortopedických protetiků technických oborů (FOPTO)
7. Horní končetina - (HK)
8. Obratle bederní - (L)
9. Obratle hrudní - (Th)
10. Obratle kostrční - (Cx)
11. Obratle krční - (C)
12. Obratle křížové - (S)
13. Targeted muscle reinnervation - (TMR)
14. Transhumerální - (TH)
15. Transradiální - (TR)
16. Trojrozměrný- (3D)
17. Univerzita Karlova- (UK)

1 ÚVOD

Diplomovou práci na téma „*Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy, u jedinců s vrozenou či získanou amputací horní končetiny*“ jsem si zvolil, protože se více jak 7 let věnuji oboru myoprotetika a vybavuji pacienty s vrozenou či získanou amputací horní končetiny, myoprotetickou pomůckou. Na začátku své praxe jsem pacientům myoprotézy pouze vyráběl a přizpůsoboval je biomechanickým podmínkám jejich těla. Postupem času jsem si ale na základě vlastních zkušeností i po absolvovaných školeních v zahraničí začal uvědomovat, že pro úspěšnou rehabilitaci pacienta není výroba myoprotetické pomůcky to zásadní.

Začalo mi docházet, že pokud nebudu pacienta učit pracovat s myoprotézou cíleně, nebude jí používat. To, že pacientovi vyrobíte supermoderní protézu, která pohybuje všemi prsty a umožňuje nespočet úžasných pohybových vzorů, ještě neznamená, že mu pomůže v jeho každodenním životě. Zásadní pro toto poznání bylo uvědomění si rozdílu mezi funkcí a funkčností myoprotézy. Myoprotéza je pouze nástroj, nádoba, do které můžeme funkce „nasypat“. Její uplatnění pacientem však zajistíme pouze tak, že zjistíme jejich využitelnost pacientem a naučíme ho ji správně používat.

K pacientovi je nutné přistupovat s individuálním pohledem. Každý člověk je jiný, ať už z pohledu fyziologického, psychologického či sociálního. Všechny tyto aspekty se plně promítají do výběru i následného použití myoprotetické pomůcky. První slova pacienta po příchodu na protetiku jsou většinou ve smyslu „chci to nejlepší, co trh nabízí“, na penězích nezáleží. První práce protetika je tedy zjistit od pacienta, kým vlastně je, kde pracuje a jakou představu o používání myoprotézy vlastně má. V myoprotetice platí pravidlo, že ne vždy to nejdražší je pro pacienta to nejlepší. Zvláštní skupinu pak tvoří dětští pacienti. U těchto malých uživatelů myoprotetické pomůcky horní končetiny (HK) platí určitá specifika, které je nutné dodržovat pro úspěšnou implementaci protézy do psychomotorických vzorců.

Diplomová práce je rozdělena na dvě základní části. V první teoretické části popisují problematiku myoprotetiky, její historii, současný stav a budoucí technologický směr a celkový vývoj. Druhá část diplomové práce se věnuje

samotnému vybranému souboru pacientů s vrozenou či získanou amputací HK, na kterém chci demonstrovat důležitost a efektivitu používání myoprotetické pomůcky. Zde budu charakterizovat výzkumný soubor, popíšu metody sběru dat a výsledky efektivitu používání.

Myoprotetika udělala v posledních letech díky posunům v moderní technologii obrovské skoky. Světová odborná literatura dnes zastává jednoznačný názor o nezbytnosti používání myoprotézy v každodenním životě. Má vlastní zkušenost tento pohled sdílí. Přesto se najdou i v dnešní době lidé, kteří tento názor rozporují především z ekonomických důvodů. V České republice stále platí názor, že jednostranně amputovaní jedinci nepotřebují myoprotézu, protože všechno, co potřebují, zvládnou udělat zachovalou HK. Tento názor je zastaralý a nesmyslný. Pokud dojde ke ztrátě horní končetiny, například kolem dvacátého roku života, pacient má před sebou minimálně 40 let produktivního života. Není-li vybaven myoprotetickou pomůckou, dochází vlivem přetěžování zachovalé HK k degenerativním změnám na těle. Ty prvotní jsou patrné již první měsíce po amputaci a vedou k závažným celkovým poškozením zdravotního stavu. Díky spolupráci s nadací Konto Bariéry se nám v roce 2019 podařilo změnit tento nesmyslný názor alespoň u vrozených amputací. Zdravotní pojišťovny na základě změny zákona dnes proplácejí myoprotézu u dětí, které se bez HK narodí. Ta zde funguje jako zdravotnický prostředek pro přirozený psychomotorický vývoj, vývoj jemné motoriky, kooperace obou HK a vytvoření synaptických spojení mezi levou a pravou hemisférou.

Touto prací bych chtěl ukázat důležitost efektivitu používání myoprotézy. Ukázat, proč je myoprotéza v pohybovém řetězci člověka po ztrátě horní končetiny tak nezbytnou součástí. V neposlední řadě také vysvětlit, proč je názor, že při získané amputaci je myoprotéza zbytečná, tak nesmyslný.

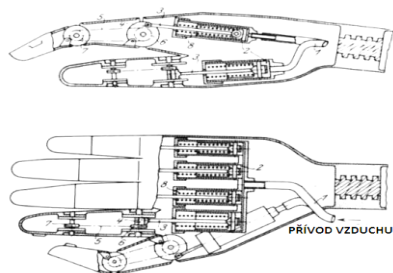
2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Historie myoprotetiky

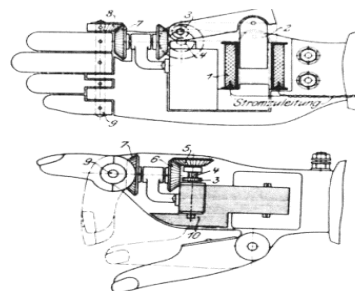
Již Hadraba (1990) uvádí, že základní problematika myoprotetiky v minulosti, přítomnosti, ale i budoucnosti leží mezi funkcí a funkčností protetické pomůcky. Funkce a funkčnost jsou dva rozdílné termíny, které jsou bohužel někdy spojovány v jeden. Funkcemi protetické pomůcky rozumíme úchopové vzory, odolnost, například pro sport, kosmetické krytí atd. Pod funkčností pak najdeme schopnost pacienta jednotlivé funkce protetické pomůcky ovládat a využívat. Mclean (2004) upozorňuje, že moderní trendy v myoprotetice HK jsou bohužel částečně směřovány čistě na reklamu a její účinek na uživatele. Na trhu se tedy objevují myoprotézy, které mají mnoho zajímavých funkcí, ale pacient je nedokáže funkčně ovládat. Protézy pro HK s pohonem existují již 100 let. Od tohoto období se zhruba datuje i historie ručního nářadí s pohonem a dalších motorizovaných technických zařízení, která jsou v moderní společnosti tak široce používána. Vývoj protetických produktů šel vždy ruku v ruce s vývojem moderních technologií.

2.1.1 První pokusy

Dle Dudlee a Childresse (1985) je první známou protézou s pohonem pneumatická ruka patentovaná v Německu v r. 1915. Výkres jedné z prvních protéz ruky s pneumatickým pohonem je znázorněn na obr. 1, na obr. 2 pak výkres první ruky s elektrickým pohonem. Tyto výkresy byly publikovány v r. 1919 v *Ersatzglieder und Arbeitshilfen* (Náhradní údy a pracovní pomůcky). V této německé publikaci jsou obsaženy nápady, které jsou ještě dnes stále a znovu objevovány. Končetinové protézy s pohonem se ale v období mezi světovými válkami nepoužívaly ve velkém rozsahu.

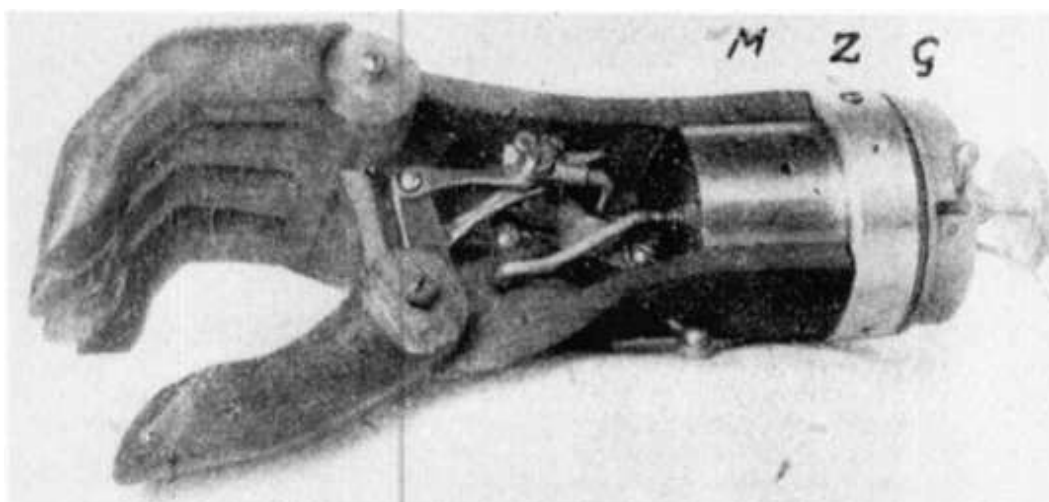


Obrázek 2: Pneumatická ruka



Obrázek 1: Elektrická ruka

Troncossi (2010) uvádí, že první známou myoelektrickou protézu vyvinul na počátku 40. let fyzik Reinhold Reiter ve spolupráci s bavorským Červeným křížem. Tento systém již byl řízen přes jednoduché svalové elektrody, nebyl ale přenosný. Systém byl sám o sobě těžký, velký a neměl napájení z baterie (myšlenka byla založená na tom, že bude sloužit jako speciální protéza na pracovišti). Reiter doufal, že bude další vývoj této ruky zaměřen na dosažení její přenositelnosti. Svou práci zveřejnil v roce 1948, ale nevstoupila do široké známosti, takže myoelektrické ovládání bylo předurčeno ke „znovuobjevení“ v 50. letech v Anglii, v Sovětském svazu a možná ještě jinde, jak uvádějí Dudley a Childress (1985). Hospodářské podmínky v Německu po 2. světové válce neumožňovaly pokračovat ve vývoji myoelektrického ovládání. Níže na obrázku 3 je ukázána první myoelektrická protéza ruky, která byla pravděpodobně používána kolem roku 1943 dle Dudleje a Childresse (1985).



Obrázek 3: První myoelektrické protéza

McLean a Scott (2004) tvrdí, že ačkoli Reiter (obr. 4) koncipoval a rozvinul myšlenku myoelektrického ovládání počátkem čtyřicátých let, další vývojáři přišli s touto ideou později a zdánlivě nezávisle. Zesnulý profesor Norbert Weiner z Massachusetts Institute of Technology tento koncept údajně navrhl kolem roku 1947. Berger & Huppert představili tuto myšlenku v roce 1952. Battye, Nightingale a Whillis vyvinuli v r. 1955 v Guy's Hospital v Londýně myoelektrický řídicí systém pro protézu s pohonem – tato ruka byla po mnoho let považována za první praktickou demonstraci tohoto principu. Skutečnost, že nebyli první, nikterak jejich úspěch nesnižuje. Scott (1967) dále uvádí, že Sovětsí vědci pak byli zřejmě

prvními, pokud jde o použití tranzistorů pro myoelektricky ovládanou protézu. Takzvaná „Ruská ruka“ byla první myoelektrickou protézou prakticky téměř využitelnou pro klinické použití a byla na ni prodána licence na užití do Velké Británie a Kanady (ačkoli tam nenašla širokého uplatnění).



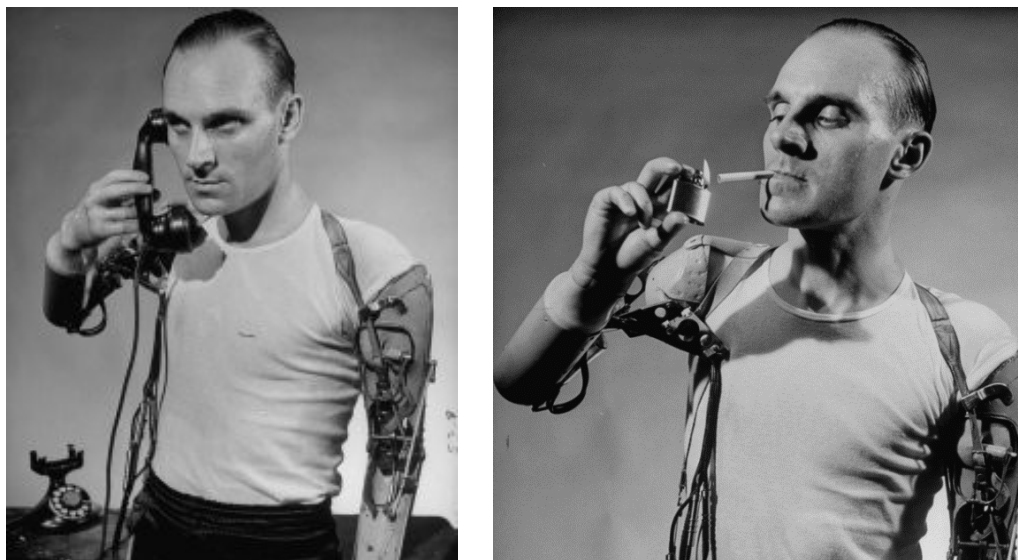
Obrázek 4: Reinhold Reiter

2.1.2 Poválečné období (1946-1967)

Dudley a Childress (1985) uvádějí, že v USA byl rok 1945 pro ortopedickou protetiku zlomovým. V lednu 1945 se v Chicagu (Thorne Hall, Northwestern University) sešli zástupci armády, chirurgové, protetici a inženýři, aby zvážili, co by se mělo v oblasti protetiky končetin udělat. Toto setkání je považováno za počátek amerického vládního výzkumného a vývojového programu v oblasti ortopedické protetiky. Tento program nakonec vyústil v založení Výboru pro výzkum a vývoj protetiky (CPRD, Committee on Prosthetics Research and Development) v rámci Národní rady pro výzkum (National Research Council), který prováděl práce v tomto oboru po více než 25 let. Scott (1992) popisuje, jak poválečná léta zaznamenala obrovský rozmach v oblasti protetiky končetin všeobecně, ačkoli byl vývoj v oblasti protéz s pohonem pomalý. Během období 1946–1952 vyvinul Alderson s podporou IBM a Veterans Administration (Správa veteránů) několik končetinových protéz s elektrickým pohonem. Tyto IBM paže (viz obr. 5) byly na svou dobu impozantním technickým úspěchem, ale jejich

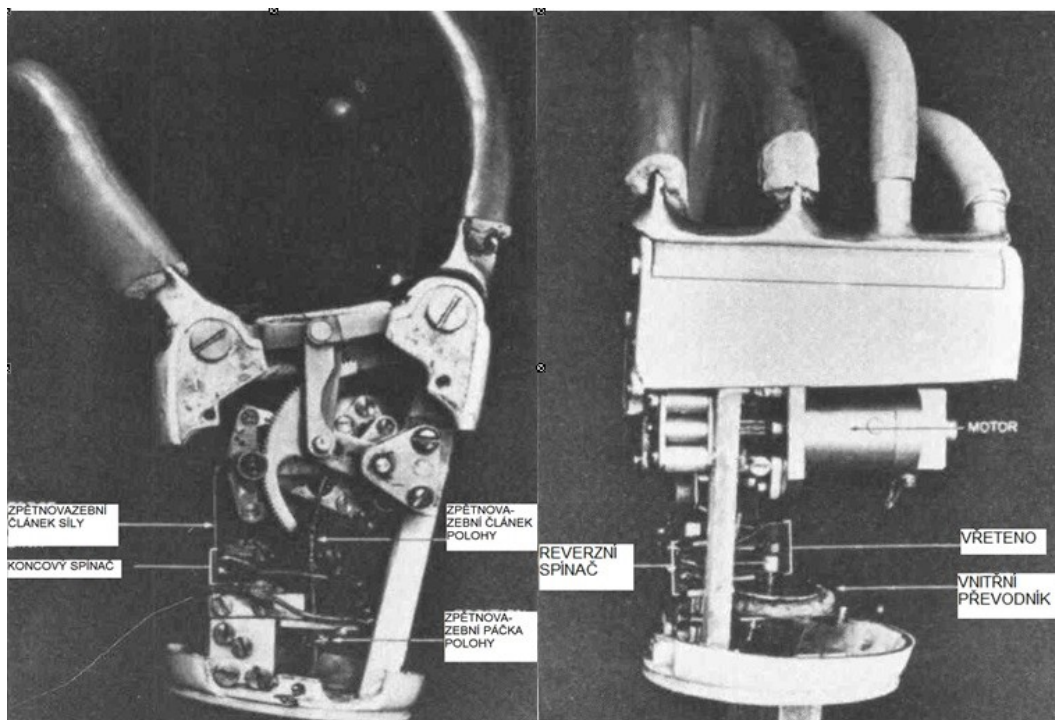
praktické používání amputovanými bylo poněkud obtížné, protože jejich jednotlivé části by bylo složité plošně vyrábět a individuálně přizpůsobovat pacientovi.

Mclean (2004) popisuje Vaduzskou ruku, vyvinutou během počátečního



Obrázek 5: IBM paže

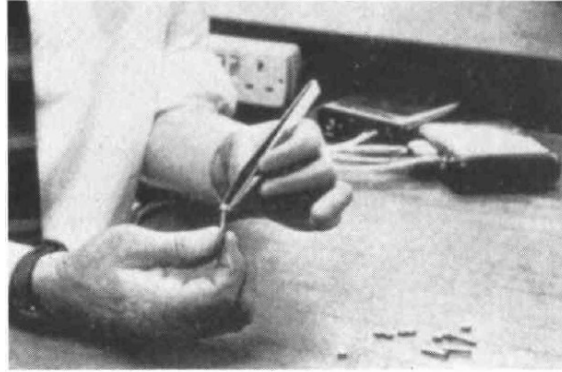
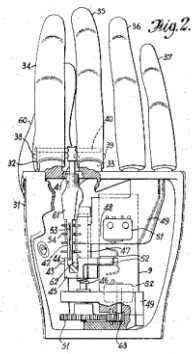
poválečného období. Ta se zdá být nadčasovou a obsahovala vlastnosti předchůdců dnešních elektrických rukou. Německý tým v čele s Dr. Edmundem Wilmsem se po skončení 2. světové války usadil ve Vaduzu v Lichtenštejnsku, aby pokračoval ve vývojových pracích na této ruce. Chtěli vytvořit ruku ovládanou svaly zvládající úchopové funkce, které by byly napájeny přenosným napájecím zdrojem. Jimi vytvořená ruka je znázorněna níže (obr. 6) a popsána Wilmsem. Tato ruka obsahovala mechanismus řazení převodů, který umožňoval získat vysokou úchopovou sílu pomocí elektrického motoru a měl zároveň přiměřenou rychlost v prstech. Jde o princip, který se používá u stávajících rukou Ottobock. Ruka používala unikátní řídicí jednotku – pneumatický vak uvnitř pahýlového lůžka detekoval vyboulení svalu prostřednictvím pneumatického tlaku, ten dále ovládal spínačem aktivovaný polohovací servomechanismus za účelem ovládnutí zavírání elektrické ruky. Tento princip předjímá koncepci rozšířené fyziologické propriocepce.



Obrázek 6: Vaduzská ruka

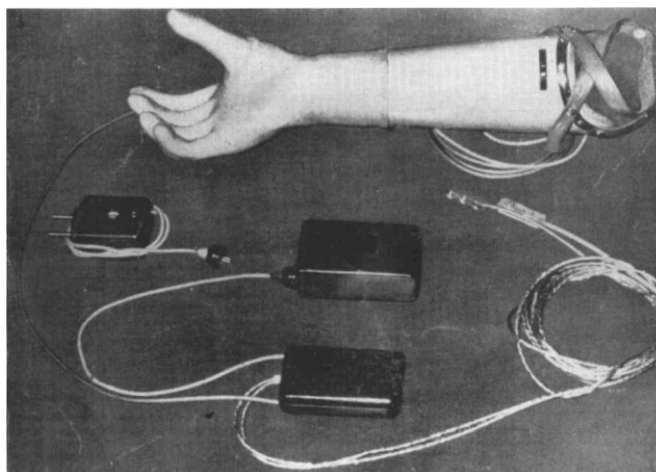
Scott (1967) zmiňuje, že po r. 1953 byla Vaduzská ruka prodávána z Paříže, a proto je někdy nazývána Francouzskou rukou. Bylo zjevně obtížné dodržet optimální mechanické nastavení, ale i tak musí být považována za jednoho z nejdůležitějších předchůdců dnešních elektrických rukou, které obsahují mnoho inovativních a fascinujících konceptů. Byla dodávána v polovině šedesátých let.

Dudley a Childress (1985) uvádějí, že po Ruské a Vaduzské ruce následovala Anglická ruka, vyvinutá kolem r. 1965 Bottomleyem. Jednalo se o první myoelektricky ovládanou ruku s proporčním řízením. Tato protéza také obsahovala několik nových charakteristických vlastností, jako např. interní zpětnou vazbu síly a rychlosti a unikátní princip vyladování myoelektrického signálu. Na obrázku 7 je pohled také na Bottomleyovu ruku, všimněte si dvou externích paketů na stole – baterie vlevo a elektroniky vpravo. Jednalo se o první myoelektricky řízenou ruku, která měla proporční ovládní, jak udává Scott (1992).



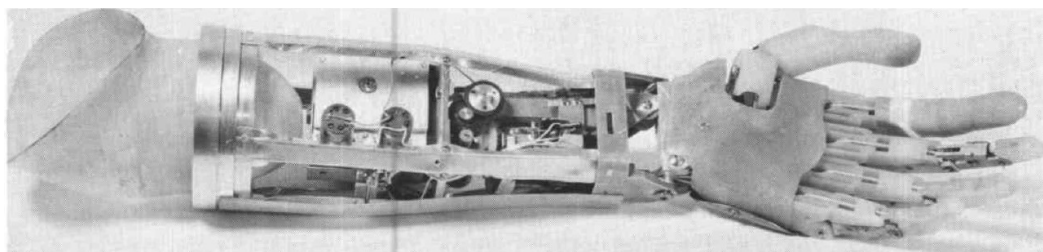
Obrázek 7: Bottomleyova ruka

Na obrázku 8 je zobrazena takzvaná Ruská ruka, která byla první myoelektrickou protézou prakticky téměř využitelnou pro klinické použití. Jak popisují Dudley a Childress (1985). Její licence byla prodána i do Velké Británie a Kanady, ačkoli tam nenašla širokého uplatnění (cca 1959). Uprostřed fotografie je bateriový paket, pod ní paket elektroniky. Nabíječka baterií je vlevo. Všimněte si dlouhých vodičů elektrody a fixačních pásků protézy. Z fotografie je patrné, že baterie jsou příliš velké, než aby se daly zabudovat do těla protetické pomůcky. Dle Hadraby (1986) se musely tedy nosit externě. Externě nošené baterie sice samy o sobě nezatěžovaly tělo samotné protézy, nicméně působily značné problémy při oblékání. Baterie byly umístěny buď ve speciálním pásu zachyceném kolem trupu těla, nebo v batohu na zádech. Což znamenalo, že je pacient musel vždy při svlékání či oblékání připojit nebo odpojit.



Obrázek 8: Ruská ruka

Scott (1992) udává, že v r. 1965 začala skupina švédských výzkumníků pracovat na elektrické ruce, která byla adaptivní a měla více funkcí (dva typy úchopu, flexi-extenzi zápěstí a supinaci-pronaci). Tato ruka je známá pod názvem SVEN-Hand (viz obr. 9). Používala se také extenzivně ve výzkumu a zejména její multifunkční řízení a v ní použité koncepty se dodnes používají při vývoji ve Švédsku.



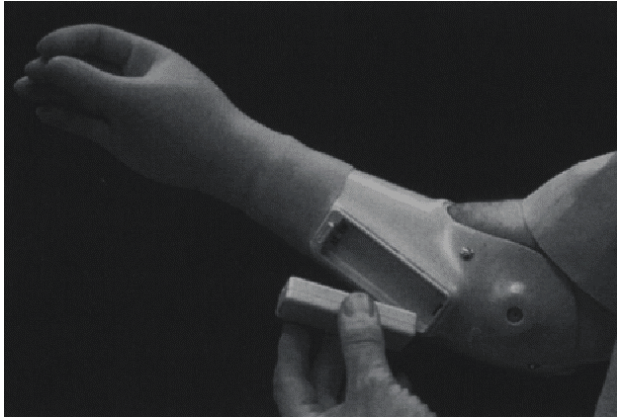
Obrázek 9: SVEN-Hand

2.1.3 Období růstu

McLean (2004) udává, že dekáda 1967-1977 je období "růstu", protože po roce 1967 bylo konečně možné zakoupit protézu s pohonem a protézy HK začaly nabývat skutečný klinický význam (tj. větší počet vybavených klientů).

Dudley a Childress (1985) uvádějí, že Viennatone Hand (obr. 10) byla prvním komerčně dostupným systémem. Tato ruka vznikla jako výsledek spolupráce německé firmy Otto Bock a rakouské firmy Viennatone zabývající se výrobou naslouchadel s expertními zkušenostmi v oblasti elektroniky. Krátce poté Otto Bock vyvinul svůj vlastní myoelektrický systém a nový mechanismus ruky. Mechanismy Viennatone a Otto Bock Hand (oba navržené firmou Otto Bock) v průběhu let doznaly určitých změn, ale jejich základní vzhled a zásady konstrukce zůstaly v podstatě nezměněné.

Jak popisuje Brozmanová (1990), v raném období myoelektrického ovládní (např. 1968) se baterie nebo elektronika musely nosit mimo protézu, obvykle v kapse na hrudi, na klipu v pase nebo na pásku upevněném kolem humeru. Kabely a spoje, které vyžadoval tento druh konfigurace, byly příčinou poruch v důsledku přerušení vodičů. Občas také docházelo k elektrickému rušení. Kromě toho se vnější komponenty protézy obtížně upevňovaly a nosily. Mechanismus Viennatone Hand byl použit ve spojení s myoelektrickou řídicí jednotkou vyvinutou na Northwestern University. Uzavřená konstrukce a ulpívací vlastnosti systému představují standardní provedení dnešních předloketních protéz.



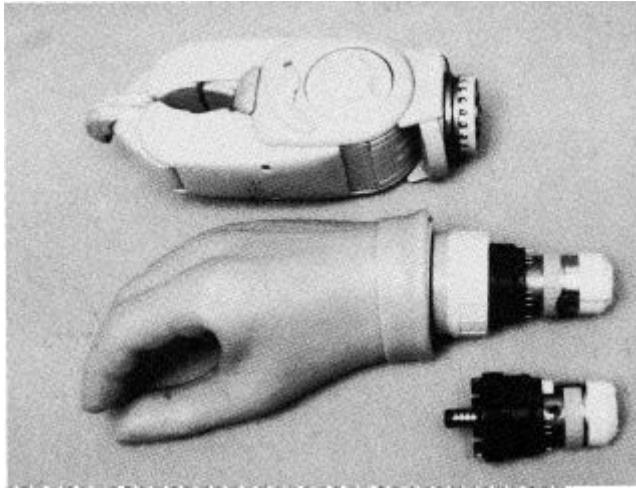
Obrázek 10: Viennatone Hand

McLean (2004) udává, že v armádní laboratoři Army Medical and Biomechanical Research Laboratory v té době vyvinuli zajímavou ruku s elektrickým pohonem. Tato ruka obsahovala v palci "detektor skluzu". Pokud držený předmět začal sklouzávat, ruka automaticky zvýšila sílu úchopu, dokud se skluz nezastavil.

Dudley a Childress (1985) uvádějí, že inženýři z fakultní nemocnice Temple University-Moss Rehabilitation Hospital se jako první pokusili o multifunkční ovládání lokte, humerální rotace a zápěstí pomocí techniky rozeznávání pohybových vzorců podle myoelektrických signálů z několika svalových míst paže a ramene. Podařilo se jim dosáhnout určitých laboratorních úspěchů. Švédští vědci vykonali podobnou práci za účelem ovládání více funkcí ruky (rotace, flexe-extenze a úchop).

Peizer (1970) udává, že protetické háky s elektrickým pohonem byly v oblasti myoprotetiky obecně považovány za žádoucí, zejména v činnostech náročných na zatížení. Myokomponenty byly tehdy i dnes náchylné na poškození při přílišném zatížení. Je to pochopitelné, neboť myoruce jsou určeny pro zvládání jemné motoriky a jsou i tak konstruované. Bylo tedy nutné i pro tyto činnosti vyvinout vhodné díly, které by daný nápor dokázaly vydržet.

Dle Storcka (2016) na konci 70. let vyvinul Otto Bock koncové zařízení Greifer. Jednalo se o nové úchopové zařízení, které bylo možno vyměnit za ruku Otto Bock Hand. Toto zařízení má význam pro osoby provádějící těžké práce. Na obr. 11 je zobrazen greifer, myohand a zápěstní rotátor.



Obrázek 11: Greifer a Myohand

2.1.4 Období miniaturizace 1977-2004

McLean (2004) říká, že zajímavým aspektem tohoto období byl nárůst klinického vybavení pacientů a zvýšení komerčně dostupných myokomponentů. Současně v tomto období došlo k určitému zredukování výzkumných snah v této oblasti, což se může jevit jako špatné. Ale jak ukázal čas, výzkum během tohoto čtvrt století potřeboval nabrat dech k dalšímu významnému pokroku. Toto období je zajímavé především ve zdokonalování a miniaturizaci jednotlivých myokomponentů a jejich plošnému použití. Významného posunu se dočkaly především baterie, jejichž kapacita se několika násobně zvětšila, i když se jejich prostorová velikost zmenšila. K posunu v této oblasti došlo především díky rozvoji mobilních technologií. Reinecke (2016) zmiňuje, že v tomto období se začal také konečně klást velký důraz na nezbytnost ergoterapie, která je pro úspěšnou rehabilitaci s myoprotézou stěžejní. Protetici si uvědomili, že pokud má pacient plně využívat jednotlivé funkce, které myoprotéza nabízí, musí ji správně, a hlavně pohybově zdravě používat bez špatných kompenzačních pohybů. Hadraba (2006) říká, že toto období miniaturizace je v neposlední řadě zajímavé také vytvořením dětských myokomponentů, a tedy možností normálního plošného vybavení dětských pacientů, které bylo do této doby velice obtížné a až na speciální případy téměř nemožné. Na dětské komponenty jsou kladeny vyšší funkční nároky, aby vydržely nápor, který na ně dětský pacient vyvíjí. Na níže uvedené fotografii č. 12 je vyobrazeno jádro dětské myodlaně Electrohand 2000, bez kosmetického krytí.



Obrázek 12: Elektrohand 2000

2.1.5 Období nových přístupů (2004-2020)

Dle Storcka (2016) nové tisíciletí a příchod moderních technologií v čele s 3D tiskem umožnilo myoprotetice překonat další hranice na cestě k protéze ruky, která by se více přiblížila zdravé končetině. Ke změně došlo především v dlaňové části myoprotézy. Tyto moderní myoprotézy (obr. 13) jsou v oblasti jednotlivých funkcí oproti svým starším kolegyním na mnohem vyspělejší úrovni a umožňují více ADL aktivit. Jak popisuje Reinecke (2016), protetici se v tomto období také začali více zaměřovat na anatomické tvarování protézových lůžek, jejich lepší ulpění či fixaci uvnitř pomocí lineru. Správné uložení jednotlivých svalových skupin je důležité pro správnou funkčnost a přepínání mezi jednotlivými pohybovými vzory.



Obrázek 13: Bebionic a Michelangelo

2.1.6 Současnost

Kiene (2018) tvrdí, že pro budoucnost je klíčové intuitivní ovládání. Doposud se k ovládání myoprotézy používají převážně dvě elektrody umístěné na protilehlých

flexorových a extenzorových skupinách. Pacient se tedy učí protézu ovládat pomocí zbylých svalových skupin, které ale primárně k výkonu požadovaného pohybu určené nebyly. Jak zmiňují Schäfer a Muders (2019), klíče k intuitivitě leží ve změně přístupu k ovládání myoprotézy. Nové ovládací systémy neobsahují dvě nebo pět elektrod umístěných na přímo určených svalových skupinách. Elektrod je šestnáct a více, umístěny jsou ve dvou prstencích kolem amputovaného pahýlu. Nesnímají signál z určených svalových skupin, ale pohybový vzorec ze všech jako kompletní obraz. Pacient si tedy představí pohyb, který chce provést, my zaznamenáme vzorec a uložíme do protézy. Pokaždé, když si poté pacient pohyb představí a provede příslušnou svalovou hru, protéza pohyb zopakuje. Reinecke (2019) říká, že tímto dochází ke změně ovládání a pacient se už nemusí složitě učit ovládat protézu, ale protéza se učí od pacienta jeho pohybovým řetězcům. Tento systém vnímáme jako zlomový, protože nám umožňuje intuitivní ovládání, které je klíčové pro kooperaci HK a jemnou motoriku. Přestože je myoprotetika stále komplikovaná, čeká nás její zlatý věk. Konečně budeme schopni nahradit jednotlivé funkce bez složité funkčnosti díky intuitivnímu ovládání.



Obrázek 14: Moderní ovládání

2.2 Ruka a její funkce

Jak popisuje Véle (2006), horní končetiny jsou velice důležitým funkčním orgánem člověka. Každý den je využíváme při své sebeobsluze, zvládnání jednotlivých denních činností a práci. Při jejich ztrátě však člověk nepřichází pouze o funkci manipulační a úchopovou, ale o spoustu ostatních funkcí, které jsou neméně důležité a je potřeba je nahradit. Nemusí to ale vždy nutně být nejmodernějším protézovým systémem. Nejprve musíme znát jednotlivé funkce ruky a to, jak celkový systém funguje. Teprve pak se ho můžeme pokusit nahradit.

2.2.1 Funkce ruky

Véle (2006) dělí funkce ruky následovně:

- Úchopová - schopnost uchopit předměty různého tvaru i váhy, někdy v kooperaci s druhou HK
- Manipulační - schopnost přenést předměty různého tvaru i váhy, někdy v kooperaci s druhou HK
- Komunikační - ruka může vyjadřovat naše myšlenky stejně tak jako jazyk
- Pasivně vyvažovací - při stožení pomáhají HK vyvažovat trup i celý skelet
- Aktivně vyvažovací - při chůzi pomáhají HK stabilizovat pohyb celého aparátu a vybit přebytečnou energii
- Obranná - při pádu nebo jiném nebezpečí může samozřejmě plnit i roli útočnou
- Oporná - v raném dětství, při vertikalizaci nebo při dysfunkci dolních končetin pomocí lokomočních prostředků
- Závěsná - při zajištění stability na labilních plochách
- Poznávací - pomáhá poznat tvar předmětu i teplotu hmatem bez zrakové kontroly

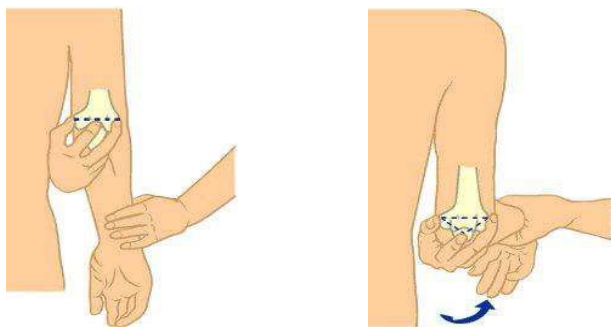
Dylevský (2009) říká, že obě HK tvoří funkční párový orgán, ve většině funkcí pracují obě současně v kooperaci. Dominantní končetina (většinou pravá) má vedoucí úlohu, druhá plní úlohu spíše podpůrnou. Při ztrátě dochází k narušení tohoto uzavřeného funkčního řetězce, jednotlivé funkce jsou omezeny a některé úplně ztraceny. Jak zmiňuje Andres (2017), bohužel ani v dnešní době, kdy moderní technologie velice rychle postupují vpřed, neexistuje protézový systém pro HK, který by výše uvedené funkce všechny plně a bez výjimky nahradil. V každém případě, ať už použijeme kosmetickou nebo nejmodernější myoelektrickou protézu, většina funkcí, které je potřeba nahradit, je v přímé závislosti na protézovém lůžku. Storck (2016) vysvětluje, že lůžko musí být pro pacienta pohodlné v tahu i tlaku a musí pevně držet během chůze i při manipulaci s jednotlivými předměty. Zároveň ho však při pohybu musí omezovat co možná nejméně. Pokud chceme takové lůžko pro pacienta zhotovit, musíme znát anatomii, v tomto případě oblasti loketního kloubu. Dále pečlivě provést vstupní vyšetření pacienta, sádrování i úpravu sádrového pozitivu.

2.2.2 Anatomie loketního kloubu

Jak popisuje Čihák (2001), loketní kloub je kloub složený, neboť se v něm stýkají tři kosti: humerus, ulna a radius. Tyto tři kosti mezi sebou vytvářejí tři kloubní spojení, která nám společně kompletují výsledný obraz pohybu loketního kloubu.

1. **Humeroulnární spojení** - kladečkový kloub umožňující flexi a extenzi
2. **Humeroradiální spojení** - kulovitý kloub umožňující pronaci a supinaci
3. **Radioulnární proximální spojení** - kolový kloub umožňující pronaci a supinaci

Andres (2017) zmiňuje, že z protetického hlediska jsou pro nás velice důležité hmatatelné útvary loketního kloubu: epikondylus medialis, epikondylus lateralis a olecranon. Pro sádrování i následnou modelaci pozitivu je důležitá zejména změna jejich vzájemné polohy během flexe a extenze v loketním kloubu. Při extenzi jsou vrcholy všech útvarů v jedné ose, při flexi pak tvoří rovnoramenný trojúhelník, protože olecranon migruje distálním směrem. Tento pohyb znázorněn na obrázku 15 je nutné respektovat při sádrování i korekci sádrového pozitivu.



Obrázek 15: Pohyb olecranonu během flexe a extenze

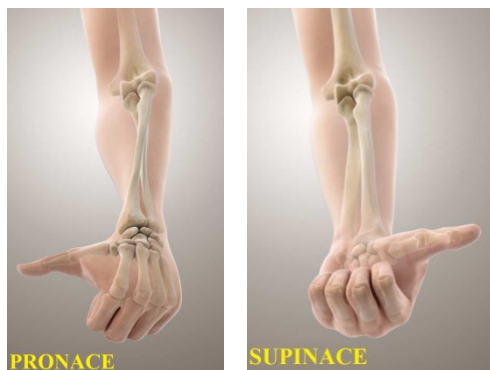
2.2.3 Pohyby loketního kloubu

Čihák (2001) dělí pohyby v loketním kloubu následovně:

1. **Flexe** - hlavní svaly jsou m. biceps brachii a m. brachioradialis. Základní rozdíl mezi těmito dvěma svaly je v jejich aktivaci. Při pomalém flexním pohybu přebírá aktivitu m. biceps brachii, při rychlém impulzivním pohybu je více aktivní m. brachioradialis.
2. **Extenze** - hlavním svalem je m. triceps brachii. Rozsah ve smyslu flexe a extenze je 150°. Extenze je ukončena opřením olecranonu o fossu olecrani. U žen je olecranon obvykle menší, což umožňuje hyperextenzi.
3. **Supinace** - hlavním svalem je m. biceps brachii, pomocným m. supinator. Supinace je základní postavení předloketních kostí rovnoběžně vedle sebe,

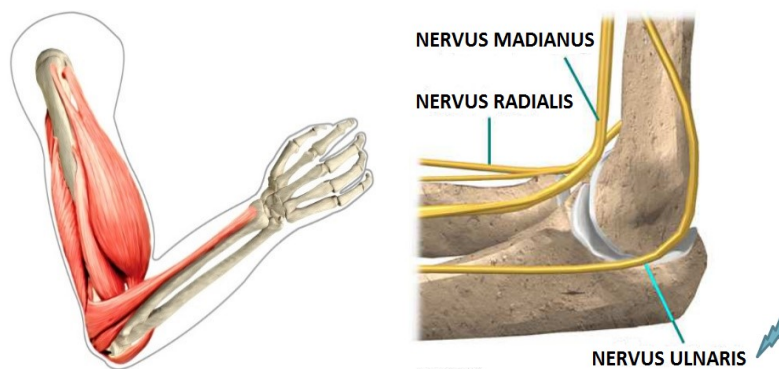
dlaňovou stranou dopředu. Supinační pohyb je tedy takový, při kterém se kosti do této polohy dostávají.

4. **Pronace** - postavení, kdy ulna zůstává na svém místě a radius se kolem ní otočí. Pronace je mnohem slabší než supinace.



Obrázek 16: Pronace a supinace

Reinecke (2016) zdůrazňuje, že je nutné si uvědomit, že v oblasti loketního kloubu, tedy v místě, kde protézové lůžko vytváří tlak pro své uchycení k amputačnímu pahýlu, nejsou jenom svaly, ale také cévy a nervy. Všechny tyto skupiny je nutné respektovat při sádrování i následné modelaci pozitivu, protože přílišným tlakem nebo špatným tvarem protézového lůžka blokujeme nejen volný pohyb, ale i zhoršujeme prokrvení, inervaci a fantomové bolesti.



Obrázek 17: Svaly a nervy loketního kloubu

2.2.4 Anatomie ramenního kloubu

Neumann (2017) udává, že základní anatomickou strukturu ramenního kloubu tvoří klíční kost (clavicula), lopatka (scapula) a pažní kost (humerus). Tyto kosti spolu tvoří 2 klouby: Gleno-humerální (ramenní kloub) a Akromio-klavikulární, umístěný mezi zevním koncem klíční kosti a akromionem (část lopatky tvořící nejvyšší místo ramenního kloubu – nadpažek). Ramenní kloub je z pozice své

geometrie kloub volný – kulovitý. Hlavice je hlava humeru, jamku tvoří mělká cavitas glenoidalis na lopatce, která je rozšířena chrupavčítým lemem. Kloubní pouzdro je zpevněno ligamenty glenohumeralis, coracohumeralis a coracoacromialis. Kloubní lem je tvořen velmi hustým a tuhým vazivem, které je pouze u báze nahrazeno vazivovou chrupavkou. Na zpevnění ramenního kloubu, a především na jeho pohyb, mají dále vliv svaly a šlachy v oblasti



Obrázek 18: Svaly ramenního kloubu

2.2.5 Pohyby v ramenním kloubu

Oatis (2003) říká, že ramenní kloub je ze všech kloubů lidského těla nejpohyblivější, má velkou kloubní vůli a velký rozsah jednotlivých pohybů. Ze základní polohy jsou možné následující pohyby, které jsou popsány dle Véleho (2006):

1. Ventrální flexe

Probíhá ve čtyřech fázích (0° - 60° - 90° - 120° - 180°). V první fázi $0-60^{\circ}$ pracuje především m. deltoideus a m. coracobrachialis. Druhá fáze $60-90^{\circ}$ je přechodem do třetí fáze, kdy se k účasti na pohybu přidávají m. trapezius a m. serratus anterior. Ve čtvrté fázi spolupracují trupové svaly.

2. Dorsální flexe

Rozsah pohybu do extenze je menší. Bez spolupráce s trupovými svaly do 40° .

3. Abdukce

Pohyb se skládá ze 4 fází. V první fázi do 45° je více aktivní m. supraspinatus. Ve druhé fázi do 90° převládá m. deltoideus, který vtláčuje hlavici kloubu do jamky.

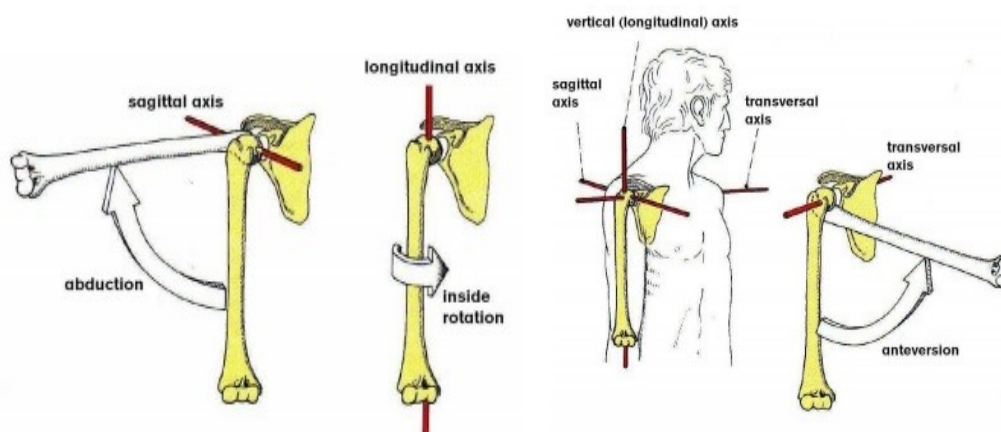
Ve třetí fázi do 150° se účastní především m. trapezius a m. serratus anterior. Ve čtvrté fázi se zapojuje svalstvo trupu.

4. Addukce

Připažení je možné i za současné flexe a extenze. Pohyb do hyperaddukce, tedy méně než je základní poloha, je blokován trupem.

5. Rotace

Vnitřní rotaci zajišťuje m. latissimus dorsi, m. teres major, m. suprascapularis a m. pectoralis major, zevní rotaci m. infraspinatus a m. teres minor. Při rotačních pohybech se pohybuje i lopatka, a proto se na vnitřní rotaci podílí m. serratus anterior a m. pectoralis minor, na zevní rotaci m. trapezius a mm. rhomboidei. Rozsah rotačních pohybů je 40-45°.



Obrázek 19: Pohyby v ramenním kloubu

2.3 Technologie výroby lůžka pro transradiální amputaci

Dle Baumgartnera (1995) je funkční protézové lůžko základním elementem pro úspěšné vybavení pacienta. Pacient může mít sebedokonalejší protetické komponenty, ale pokud mu neseďí lůžko, je protéza nepoužitelná. Dle Olsen (2020) dnešní doba umožňuje již několik technologických možností, jak lze protézové lůžko získat. Je to sádrování, skenování či přímý návrh a modelace lůžka v různých počítačových programech. Základním problémem je dle Andrese (2017), že skenování i 3D modelace snímá a počítá pouze s měkkou tkání, a nikoliv s kostěnými strukturami. Ty ale jsou, jak bylo již výše popsáno zásadní pro rozsah pohybu a funkčnost lůžka. Rozsah pohybu i funkčnost lůžka je řešen přímo na

sádrovém negativu, což odbourává mnoho budoucích problémů. Dále tedy popíši jen sádrovací technologii dle Storecka (2016), která je v současné době celosvětově nejvíce uznávána pro získání kvalitního modelu pro protézová lůžka HK.

2.3.1 **Hodnocení transradiálního amputačního pahýlu**

Agarwal (2013) udává, že funkční hodnota transradiálního amputačního pahýlu je závislá na jeho délce. Neoptimálnější amputační linie je v poli distálně od drsnatiny rádia po 8 cm od processus stiloideus ulnae. Jeho funkční hodnotu dále posuzujeme například podle Chuie (2019):

- Provedení amputace - je v přímé závislosti na její příčině. U transradiálních amputací se jedná z 90 % o traumatický původ, s čímž souvisí horší kvalita provedení (umístění jizvy, zakončení nervů).
- Kostí - jejich průběh a hlavně zakončení. Pokud je konec kosti plochý, vše je v pořádku. Je-li ale špičatý, musíme s tím počítat při modelaci lůžka a náležitě ho odlehčit.
- Tlak - u transradiální amputace testujeme snesitelnost tlaku tak, že se dlaní postupně opřeme o mediální, laterální, anteriorní a posteriorní plochu amputačního pahýlu a požádáme pacienta, aby silou tlačil proti nám. Tak vyzkoušíme, zdali bude mít pacient při pohybu problém s kontaktní plochou v lůžku. Tlak hodnotíme lokálně (bodově prsty). Na pahýlu může být i extrémně citlivé místo, kterému je potřeba věnovat zvýšenou pozornost.
- Kůže - její barva a teplota nám ukazují na prokrvení amputačního pahýlu. Posuzujeme její kondici v otázce flexibility a také zdali je její povrch vlhký či suchý. U myoelektrických protéz nám v případě suché kůže nefunguje přenos myosignálu a je nutné použít impregnant.
- Jizva - hodnotíme její citlivost, průběh, flexibilitu, eventuální fixaci ke kosti a tažnost.
- Celková citlivost - posuzujeme schopnost pacienta vnímat teplo, chlad, škrábnutí a píchnutí na jednotlivých partiích amputačního pahýlu.
- Rozsah pohybu - u transradiálního amputačního pahýlu testujeme především rozsah flexe a extenze, hodnotíme případnou kontrakturu.

2.3.2 **Hodnocení transhumerálního amputačního pahýlu**

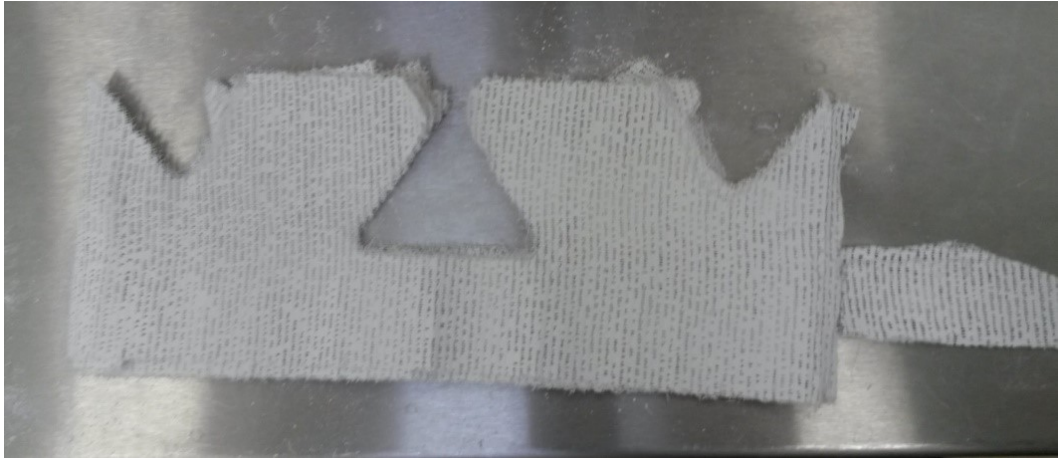
Dle Murdocha (1996) se při funkčním hodnocení transhumerálního amputačního pahýlu zaměřujeme na běžná kritéria. Hodnotíme provedení amputace, umístění jizvy a její posunlivost či fixaci, snesitelnost tlaku i celkovou citlivost a v neposlední řadě rozsah pohybu a případné kontraktury. Pozornost ale věnujeme především délce amputačního pahýlu. U transhumerální amputace nám délka

pahýlu určuje tvar lůžka v proximální oblasti, kde více či méně zasahuje do oblasti trupu:

- Křivánek (1986) tvrdí, že pokud byla amputace provedena v oblasti krčku humeru, je tvar protetického lůžka plně srovnatelný s tvarem při exartikulaci v ramenním kloubu. Toto lůžko pak plně zasahuje do oblasti trupu a neumožňuje flexi, extenzi, abdukci, addukci ani rotaci. Pohyb paže, který je nutný pro vybití energie během chůze, je pak řešen pomocí protézového ramenního kloubu.
- Dle Greitemanna (2016) je při transhumerální amputaci v proximální třetině nutné zabezpečit dostatečnou rotační stabilitu a adhezi pro správné držení lůžka na amputačním pahýlu. Tvar lůžka tedy zasahuje do oblasti trupu a z vrchu obepíná ramenní kloub, čímž brání sklouzávání protézy. Flexe a extenze v ramenním kloubu je částečně omezena derotačními trupovými pelotami. Abdukce není možná pro obejmutí ramenního kloubu.
- Nejvýhodnější protetické řešení je při amputaci humeru ve střední třetině po oblast asi 5 cm proximálně nad mediálním epikondylem. Tato délka amputačního pahýlu nám zajistí jak vhodnou adhezi, tak použití standardních protézových loketních kloubů. Hadraba (1993) tvrdí, že lůžko nemusí v proximální části obepínat ramenní kloub a derotační peloty do trupu zasahují minimálně. Flexe a extenze v ramenním kloubu je možná téměř v plném rozsahu. Díky volnému ramennímu kloubu je možná i abdukce.
- Pokud je amputace provedena na distálním konci v oblasti epikondylů, je protetické řešení stejné jako u exartikulace v loketním kloubu, jak zmiňuje Fiala (1985). Pahýl sice zajišťuje mnohem lepší adhezi a protézové lůžko nemusí zasahovat do oblasti trupu ani axily. Výběr protézových loketních kloubů je ale značně omezen.

2.3.3 Sádrování a modelace transradiálního amputačního pahýlu

Dle Storcka (2016) vytvoříme 6vrstvou sádrovací longetu pro suprakondylární plochu. Longetu (obr. 20) je nutné funkčně přizpůsobit tvaru budoucího transradiálního lůžka. Přední plocha v místě průběhu m. biceps brachii je volná. Na mediální a laterální ploše je nutné, aby longeta přečínala zhruba 3 cm nad epikondyly humeru. Na zadní straně musí sahat zhruba dva prsty proximálně nad olecranon. Dále potřebujeme jedno elastické obinadlo a úzkou (4 cm širokou) 4vrstvou longetu pro vytvarování volární plochy (výstup flexorů loketního kloubu) a kubitálního uzavření.



Obrázek 20: Longeta pro transradiální amputaci

Po separaci pacienta můžeme přistoupit k sádrování. Pozice pro sádrování je 90° flexe v loketním kloubu. To potvrzuje i Sang (2015) ve svém článku o lůžku pro transradiální amputaci. V této poloze nejlépe vytváříme prostor pro olecranon a také kubitální výstup tkání, tedy hranici pro flexi v loketním kloubu. Sádrování má dle Carrolla (2006) tři části:

- Nejprve umístíme suprakondylární longetu. Dbáme na její správné vytvarování, aby olecranon i kondyly humeru byly uvnitř, a věnujeme zvýšenou pozornost přední oblasti, která je stěžejní pro volný ohyb v lokti.
- Když je suprakondylární longeta bezpečně na svém místě, přichází čas pro elastické obinadlo. To táhneme po laterální straně od distálního konce pahýlu k olecranonu a po mediální straně zase zpět k distálnímu konci pahýlu. Následně vedeme obinadlo cirkulárně kolem pahýlu tak, abychom vytvořovali konický tvar. Obinadlo, musíme náležitě pnout, aby byl tlak dostatečný.
- Nakonec použijeme úzkou 4vrstvou longetu a přitáhneme s ní kubitální oblast pahýlu těsně před ohybem lokte. Tato poslední longeta nám zajistí kubitální uzavření tkání.



Obrázek 21: Sádrování transradiální amputace

- Andres (2017) doporučuje sádrovací hmat provést nejlépe ve dvou lidech. První tvaruje zezadu oblast olecranonu a zavírá longetu nad kondyly humeru (mírným tlakem). Druhý rovnoběžně tlačí na mediální a laterální plochu pažýlu, aby vytvořil jeho konický tvar. Pokud sádrování provádíme sami, můžeme laterální plochu opřít a zeď a volnou rukou tvarovat plochu mediální.
- Po vytvrdnutí sádry, negativ z pažýlu sundáme, zastříhneme a pomocí sádrového obinadla upravíme do požadovaného tvaru. Vysypeme talkem a otevřeme v distální oblasti, abychom do něho pacienta mohli vtáhnout. Je nezbytné negativ na pacientovi řádně vyzkoušet. Zkontrolujeme tak volnost pohybu i uzavření nad kondyly humeru a případné drobné chyby máme ještě možnost upravit. Jak zmiňuje Storck (2016), negativ je 90 % zkušebního lůžka.

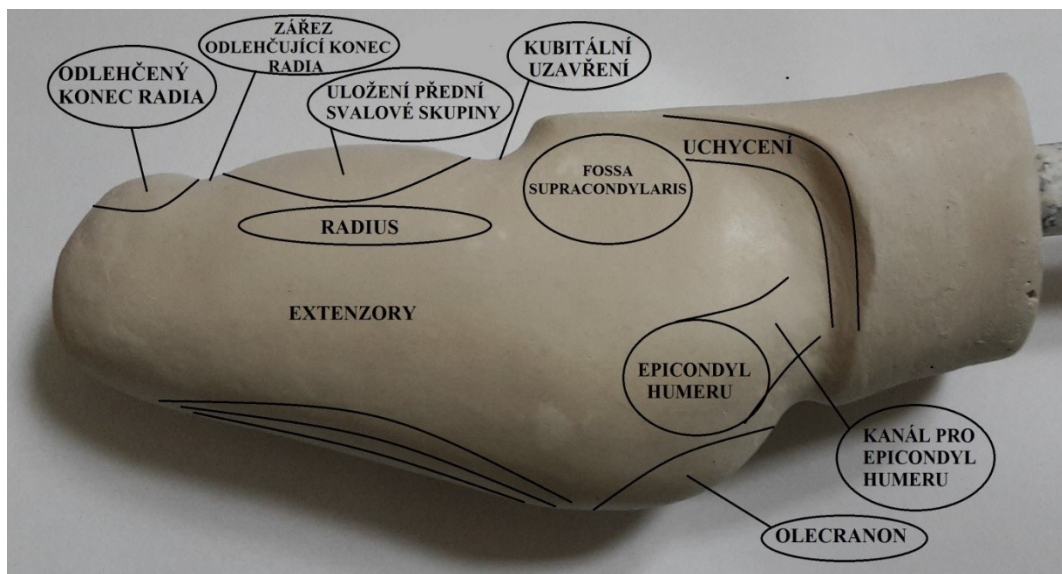
2.3.3.1 Modelace



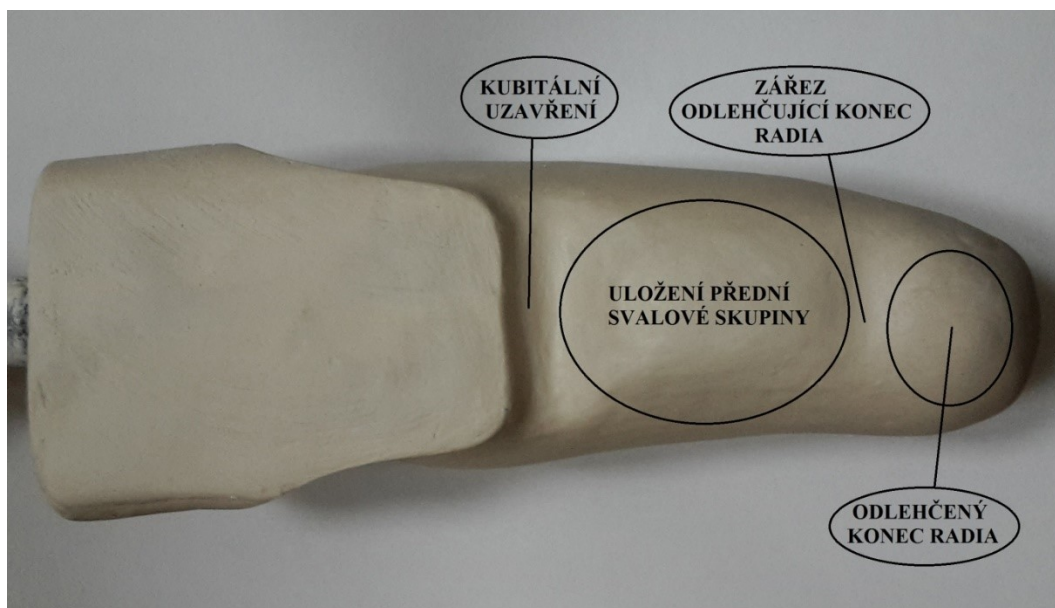
Obrázek 22: Modelace transradiálního pozitivu

Pokud jsme provedli sádrování precizně a následně i zkoušku negativu na pacientovi, máme před sebou už jenom pár důležitých věcí, které musíme provést, abychom z pozitivu získali model, zmiňuje Storck (2016):

- Dle Sanga (2015) musíme zvětšit proximální prostor nad olecranonem a epikondyly humeru. Olecranon jde při extenzi proximálně nahoru, proto je nutné, aby pro tento pohyb měl prostor. Epikondyly během extenze sice svojí pozici nemění, ale zvyšuje se tenze předloketních svalů, které se upínají proximálně nad jejich vrcholy. Pokud by neměly prostor, pacient by při extenzi cítil bolestivý tlak.
- Dále se dle Sanga (2015), věnujeme volární ploše pozitivu. Pro lepší uchycení pahýlu uvnitř lůžka je dobré mírně redukovat kubitální uzavření. Střední část volární plochy naopak trochu zvětšíme, aby se svaly měly kam roztáhnout. Reinecke (2016) doporučuje, zhruba 2 cm před distálním koncem kosti na volární ploše udělat razantní zářez (7 mm). Při flexi pahýlu nesmí nikdy dojít ke kontaktu konce kosti s plochou lůžka. Zářez zajistí, že se proximální část kosti opře do lůžka dřív než její distální konec.
- K ostatním nerovnostem přistupujeme dle Andrese (2017) metodou 50:50. Pozitiv vyhladíme a získáme model pro zkušební lůžko (obr. 23 - 24).



Obrázek 23: Mediální strana transradiálního modelu



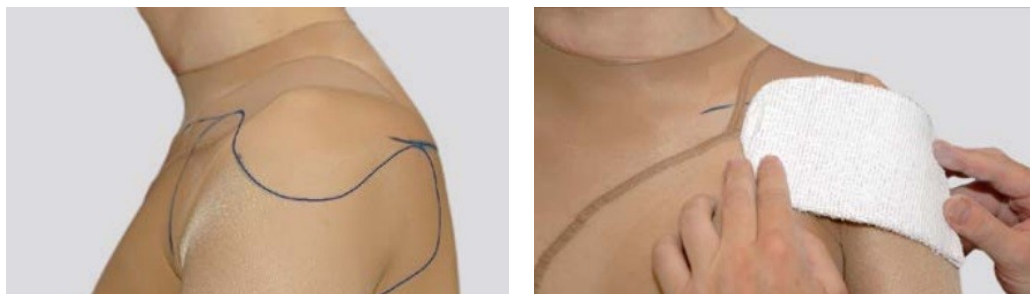
Obrázek 24: Volární strana transradiálního modelu

Storck (2016) zmiňuje, že pokud byly všechny výše uvedené kroky provedeny správně, čekají nás u zkušebního lůžka pouze drobné úpravy. Funkční a komfortní lůžko je jeden ze základních faktorů, který určuje, zda bude pacient protézu používat. Nezáleží přitom na skutečnosti jestli vytváříme lůžko pro kosmetickou, nebo myoelektrickou protézu. Jak už bylo řečeno na začátku, ruka má více funkcí než pouze manipulační a úchopovou.

2.3.4 Sádrování a modelace transhumerálního amputačního pahýlu

Reinecke (2016) zdůrazňuje, že před vlastním sádrováním je nutné pokožku pacienta dostatečně separovat. Ideální separace je možná pomocí obyčejné elastické silonky namazané vazelínou či namočené do vosku. Silonce poté ustříháme jednu nohavici, aby měl krk pacienta dostatek prostoru. Druhou nohavici natáhneme na amputační pahýl. Získáme tak nejen ideální separaci, ale díky elasticitě silonky dosáhneme také vhodné komprese měkkých tkání amputačního pahýlu. Andres (2017) doporučuje věnovat zvláštní pozornost separaci axilární oblasti, kde je větší procento ochlupení. Následně dle popisu Reineckeho (2016) označíme kostěné struktury v oblasti dosahu budoucího lůžka protézy. Především horní hranu klavikuly a lopatky. Pokud předpokládáme, že bude lůžko pacientovi umožňovat abdukci, nesmí tyto linie překročit, jinak by se při pohybu do abdukce opíralo o zmíněné kostní struktury. V ideálním případě si celý tvar budoucího lůžka překreslíme na tělo pacienta. Poté si dle Storcka (2016) naměříme tři sedmivrstvé

sádrové longety – první pro přední oblast klavikuly (obr. 25), druhou pro zadní oblast lopatky a poslední jako podporu zmíněných oblastí. Pro vytvarování vlastního amputačního pahýlu a především axilární oblasti použijeme dvě elastická obinadla.



Obrázek 25: Příprava transhumérální sádrovací longety

2.3.4.1 Sádrování

Dle Schofielda (2017) je ideální pozice pro sádrování vestoje, kdy se amputační pahýl nachází ve své základní poloze a jsou jasně patrné vzniklé kontraktury. Pokud to ale zdravotní stav pacienta neumožňuje, je možné ho odsádrovat vsedě. Musíme ale ohlídat správné postavení trupu a páteře. Sádrování má dle Storcka (2016) dvě části:

1. V první fázi použijeme elastická obinadla. Požádáme pacienta, aby mírně odpažil a třemi otáčkami se přichytíme ve středové oblasti. Následně velice pečlivě cirkulárně omotáme amputační pahýl od distálního konce po horní oblast ramenního kloubu. Elastická obinadla peme po celé délce rovnoměrně, abychom na tkáň působili konstantním tlakem. Výjimkou je oblast podpaždí, kde obinadlo povolíme, aby nedošlo ke zdeformování axilárních ploch. Po umístění elastického obinadla požádáme pacienta, aby s amputačním pahýlem provedl maximální ventrální a dorsální flexi. Tento pohyb (obr. 26) po celou dobu kontrolujeme, je nezbytný pro správné vytvarování axilární plochy (m. pectoralis major, teres major, latissimus dorsi).



Obrázek 27: Provedení ventrální a dorsální flexe

2. V druhé fázi sádrování umístíme připravené sedmivrstvé longety. Ve frontální oblasti dbáme především na oblast klavikuly, kde je důležité aby longeta nepřesahovala její horní okraj. Na dorsální straně umístíme longetu pod horní hranu lopatky. Po umístění frontální a dorsální peloty je obě spojíme přes rameno podpůrnou fixační pelotou, aby nedošlo ke změně A-P rozměru. Horní fixační pelota nesmí procházet přes akromion. Oblast kolem akromionu musí zůstat během sádrování volná. Sádrovací hmat je ideální provést ve dvou lidech, kdy první tvaruje frontální a dorzální oblast, dbá na vytvarování náběhu pro klavikulu a rovnoměrným tlakem zajišťuje správný A-P rozměr. Druhý pak dorsálním tlakem za humerem zajistí jeho stabilizaci v budoucím lůžku. Po ztvrdnutí sádrových obinadel ještě přestříhneme na pacientovi fixační longetu a do maximálního tlaku zatlačíme A-P rozměr (posun označíme). Poté již můžeme sádrový negativ z pacienta sejmut. Před jeho vylitím sádrou můžeme ještě okraje zkrátit na finální tvar a popřípadě zahladit. Dobré je si ještě zvýraznit polohu kostních struktur a citlivých míst, aby se lépe otiskly na pozitiv.



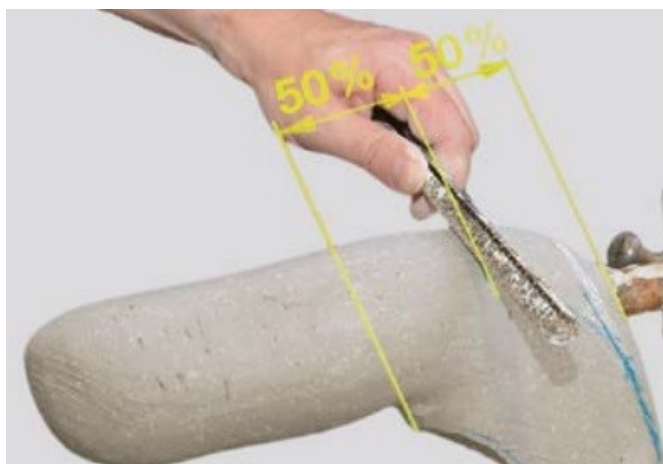
Obrázek 26: Použití transhumerální longety

2.3.4.2 Modelace TH pozitivu

Sádrový negativ získaný dle metody Storcka (2016) nám zaručuje dobrou výchozí pozici pro jeho proměnu v model. Modelaci provádíme systematicky, ideální je si pozitiv rozdělit na část mediální, laterální, frontální a dorsální. Toto rozdělení zmiňuje i Alley a Williams (2011). Zajistí orientaci na pozitivu během modelace a předejde vzniku chybných tvarů:

1. Modelace laterální strany

Nejprve si rozdělíme plochu mezi horním okrajem lůžka a axilární oblastí na polovinu. Poté přesně v polovině provedeme zářez kulatou rašplí do hloubky 1–1,5 cm (obr. 28). Hloubku zářezu určujeme dle tuhosti tkání amputačního pahýlu. Následně plynule srovnáme celou laterální plochu na hloubku zářezu. Tento krok nám zajistí perfektní kontakt lůžka v laterální oblasti a vytvoří zámek pro lepší fixaci lůžka na pahýlu. V oblasti za humerem prohloubíme jeho fixační drážku, aby byla kost během pohybu stabilní a nedocházelo k rotaci lůžka. Celou laterální plochu poté zahladíme a přejdeme na plochu mediální.



Obrázek 28: Modelace laterální strany

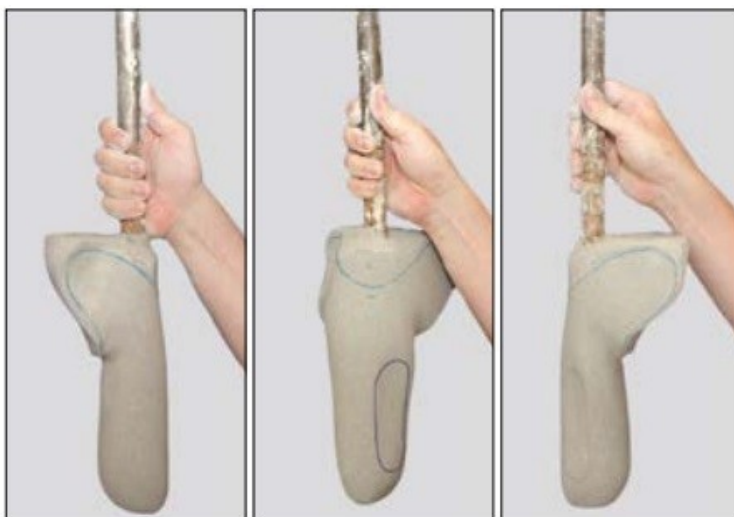
2. Modelace mediální strany

Alley a Williams (2011) upozorňují, že na vnitřní straně se věnujeme především proximální části pozitivu, kde je nutné připravit výpustní kanálky pro m. pectoralis major, teres major, latissimus dorsi. Celou výpustní oblast citlivé axilární plochy je nutné kónicky zaoblit, aby tkáň opouštěly lůžko plynule. Středová oblast nám slouží jako úložiště tkání. Pokud potřebujeme dorovnat objem amputačního pahýlu,

učiníme tak právě v této oblasti. Distální část už jenom zahladíme plynule s celou plochou vnitřní části.

3. Modelace frontální a dorsální strany

Frontální a dorsální strana nám slouží jako uložení pro flexorové a extenzorové svalové skupiny. Svalová bříška nesmí být v přílišné kompresi, aby měla možnost pracovat a nedocházelo k jejich atrofii. Jedná se především o m. triceps brachii a m. biceps brachii. Storck (2016) upozorňuje, že pokud modelujeme lůžko pro myoelektrickou protézu, je frontální a dorsální plocha místem pro umístění elektrod. Po domodelování těchto oblastí provedeme kontrolu objemů a zahladíme všechny strany tak, aby na sebe plynule navazovaly. Tím získáme finální model pro transhumerální lůžko (obr. 29).



Obrázek 29: Finální transhumerální model

2.4 Protetické vybavení a jeho možnosti

Institute For Career Research (2015) zmiňuje, že výrobci moderních multiartikulárních systémů prezentují své komponenty jenom s jejich kladnými vlastnostmi bez upozornění, k čemu a kam se tyto pomůcky absolutně nehodí. Z tohoto důvodu bohužel často dochází k situaci, kdy je pacient vybaven velice drahou protézou, ale nemůže s ní provozovat aktivity svého všedního dne. Správná indikace protetické pomůcky je nejdůležitější počáteční částí vybavování každého pacienta. Jak popsal už kdysi Picek (1953), pro získání klíče k úspěšné indikaci musíme zhodnotit mnoho faktorů. Ty nejzákladnější jsou: věk, škola nebo povolání,

koníčky, délka amputačního pahýlu, prostředí a v neposlední řadě pacient samotný jako osobnost. Následující kapitoly budou věnovány protetickému vybavení jako celku.

2.4.1 Myoprotetické dlaně

Wehrle (2018) udává, že myoprotetické dlaně jsou srdcem každé myoelektrické protézy. Specifikace myodlaně určuje její funkční použití. Jednotlivé myodlaně pak umožňují příslušné úchopové vzory. Výběr myodlaně závisí na věku a aktivitách pacienta. V rámci prvotní protetické anamnézy je nutné zjistit od pacienta, co možná největší množství informací ohledně jeho všedního života. Nejedná se pouze o práci, ale také o volnočasové aktivity. Je nutné pacientovi vysvětlit, že čím více je myodlaň komplikovanější a složitější, tak sice nabízí více funkcí, ale také je zde mnohem větší riziko poškození. Prozkoumáním aktivit všedního dne získává protetik vzhled do pacientova funkčního života a může mu navrhnout jednotlivá protetická řešení.

Andres (2019) zmiňuje, že moderní doba nám opravdu nabízí mnoho variant protetických myodlaní (obr. 30), ale pouze jejich správná indikace vede k uspokojení potřeb pacienta. Naopak pokud je myodlaň špatně zvolena a pacient ji začne používat k aktivitám, pro které se jednoduše z konstrukčního hlediska nehodí, vznikne zde velký problém. Složitě multiartikulární myodlaně nejsou tvořeny pro hrubé aktivity. Jejich použití při těchto těžkých úkonech tedy samozřejmě vede k jejich poškození. Pacient pak ztrácí důvěru nejen v protetickou pomůcku, ale i v protetika samotného, a to je zásadní věc pro celou protetickou rehabilitaci. Proto je nutné správně indikovat a poskytnout veškeré informace i ohledně těch negativních.



Obrázek 30: Typy myodlaní

2.4.1.1 Electric Hand 2000

Dle Academy Wien (2018) je dětská myodlaň Electric Hand 2000 určená pro dětské uživatele. Dítě je specifický pacient ať už svou velikostí či chováním. Od malého pacienta se nikdy naplno nedostane pochopení pro opatrnost při používání myodlaně. Dětský pacient je velmi aktivní a chce vše kolem sebe prozkoumávat. To, že myodlaň není úplně vhodná do vody nebo na písek je prostě jedno a je to tak dobře. Dle Shridera (2015) musíme zvědavost v dítěti podporovat. U dětských pacientů se snažíme mít vždy otevřený přístup. To znamená, že nepřemýšlíme nad tím, co všechno musíme dítěti zakázat, ale nad tím, co vše je možné mu s protézou umožnit. Náš úkol je nalézt takové ochranné prvky, aby se co možná v nejvyšší míře zabránilo poškození protézy. Myodlaň musí být tedy z technického hlediska velice jednoduchá na pochopení a velice odolná na použití. Odolnost je základem, protože nápor hrubých aktivit dětského pacienta je značný. Myodlaň Electric Hand 2000 (obr. 31) je určena pro dětské pacienty od 3 do 13 let života.



Obrázek 31: Komponenty Electric-hand 2000

Jak udává Academy Wien (2018) je tato myodlaň dostupná ve 4 různých velikostech a většinou nám opravdu vydrží až do 12 až 13 roku života dítěte. Vždy je nutné velikostní porovnání se zdravou rukou, a pokud již nevyhovuje, tak přejít na vyšší velikost. Tato myodlaň je velice spolehlivá, funkčně odolná a energeticky nenáročná. Poskytuje jeden úchopový vzor a to špetkový. Pro dětské aktivity je špetkový úchopový vzor nejpřirozenější a dítě s ním zvládne mnoho činností. K ovládání dlaně se používá jedna nebo dvě elektrody, dle síly příslušných

svalových skupin. Reinecke (2016) zmiňuje, že Electric Hand patří již mezi moderní myodlaně a lze ji nastavovat přes speciální software v počítači. Tento software se jmenuje MyolinoSoft a umožňuje certifikovanému protetikovi nastavovat dlaň dle potřeb dětského pacienta. Můžeme zde sledovat myo-aktivitu přímo při ovládání protézy dítětem, což nám pomáhá se správnou konfigurací myodlaně v pohybu. Storck (2016) upozorňuje, že dle věku a míry uvědomění dítěte můžeme nastavit i různou úchopovou sílu. Míra uvědomění je zde zásadní, protože nechceme, aby dítě ublížilo sobě nebo někomu jinému. Dle zvládnutí ovládacích prvků můžeme také nastavit rychlost úchopu. V prvních rocích používání myodlaně dítětem je lepší ponechat rychlost otevírání a zavírání na nižším stupni. Dítě si tak snadněji uvědomí rozdíl při zapojení jednotlivých svalových skupin, v tomto případě flexorů a extenzorů, pro otevření a zavření dlaně. Chui (2019) zmiňuje, že poslední věcí, která je ale mnohdy pro dětského pacienta velmi zásadní a často rozhoduje o přijetí myoprotézy je vzhled a barva kosmetické rukavice (obr. 32).



Obrázek 32: Možnosti barev kosmetických rukavic

U malých dětí barevná rukavice vzbudí zájem o protetickou pomůcku. U těch starších pak jistou prestiž jejich vrstevníků.

2.4.1.2 Řada myodlaní Myo Bock

Näder (2011) zmiňuje, že při přechodu z dětského vybavení na vyšší systém nemůžeme hned zařadit více úchopových vzorů. U dětí se jednotlivé funkce musejí přidávat postupně, nikdy víc jak dvě najednou. Teprve po jejich osvojení, pro tuto dobu není možné stanovit časovou jednotku, můžeme přidat další. Pokud bychom dítěti dali více úchopových vzorů a funkcí myoprotézy najednou, dojde k jeho přehlcení a zhoršení i již zvládnutých dovedností. Drisch (2019) udává, že stejně tak je v mnoha případech jednodušší u starších pacientů, kteří přišli o horní končetinu během svého života, nezařazovat hned v počátku složité systémy. Samozřejmě tento pohled musí být individuální dle pacienta. Pohybová inteligence, se kterou ovládnutí myoprotézy úzce souvisí, je u každého pacienta naprosto odlišná. Někteří pacienti, zvládnou základní ovládnutí, tedy otevřít/zavřít dlaň a pronaci/supinaci zápěstí během jednoho týdne aktivního užívání a ergoterapeutického tréninku. Jiným to ale trvá měsíce. Už Graupe a Cline (1975) zmiňují, že zvládnutím ovládnutí není ale myšleno otevírat či rotovat protézu ve volném prostoru, to je pouze funkční trénink. Zvládnutí ovládnutí znamená, že pacient zařadí protézu do pohybového řetězce a dokáže s ní zvládat jednotlivé úkoly, které souvisí s úchopem a manipulací předmětů v prostoru, bez zbytečných kompenzačních pohybů.



Obrázek 33: MyoHand VariPlus Speed

Shride (2015) udává, že řada rukou myobock basic jsou základní myodlaně, které jsou určené pro dětské pacienty při jejich přechodu na dospělé protézové systémy,

nebo pro pacienty kteří mají získanou amputaci během svého života. Tyto myodlaně nabízejí jeden úchopový vzor a to špetkový. Jejich velký benefit je rychlost a síla úchopu. Sensinger a Lock (2009) zmiňují, že výhodou je také proporcionální řízení v závislosti na síle myosignálu. Storck. (2016) vysvětluje, že myodlaně lze použít jak u velmi krátkých amputačních pahýlů, tak při dlouhých amputačních pahýlech, či exartikulacích v zápěstí. Na obrázku 34 pak můžeme vidět myodlaně se smyčkou ocelových lanek, určenou pro exartikulace v ruce a zápěstí. Wehrle (2018) zmiňuje, že při exartikulacích v zápěstí nemůžeme použít klasické připojovací medium, protože má příliš velkou stavební výšku. Laminační platle s lanky nám umožňuje snížit stavební výšku připojení ruky k protézovému lůžku téměř na minimum. Motor a převodovka ruky je umístěna nad platlí, vedle úchopového mechanismu, což nám ještě více snižuje stavební výšku.



Obrázek 34: Exartikulační myohand

Neumann (2017) upozorňuje, že stejná délka horních končetin není důležitá jen pro aktivní a pasivní stabilizace během stoje a chůze. Je také důležitá pro balanční rovnováhu, správnou manipulaci a úchop. Reinecke (2016) zmiňuje, že u základních řad myoprotéz nemáme většinou dostupnou flexi a extenzi zápěstí, což nám znemožňuje například zkrácení ruky při pohybu k ústům. Kdyby tedy byla ruka příliš dlouhá, pacient by měl velké problémy při jídle nebo osobní hygieně.

Shride (2015) udává, že produktová řada těchto základních myoelektrických dlaní je dostupná v pěti různých velikostech. U dětských pacientů se používá velikost sedm mezi desátým a třináctým rokem života, záleží na růstu dítěte. U dospělých pacientů pak vybíráme dle tvaru a velikosti dle velikosti a pohlaví jedince.

2.4.1.3 Pracovní myodlaň Greifer

Swanson (2016) uvádí, že myodlaně pro dětské pacienty nebo základní myodlaně pro dospělé jedince snesou poměrně těžké aktivity, které na ně jejich uživatelé mohou vyvíjet. Upozorňuje ale na to, že myodlaně jsou primárně určeny pro podporu, rozvoj a udržení jemné motoriky. Činnosti, které provádí a do kterých jsou zapojovány, by neměly tedy být vysloveně hrubé manuální práce nebo sport. Běžné myodlaně, a to včetně těch moderních a složitých, by měly být zapojovány pouze do běžných aktivit všedního dne, jako jsou například oblékání, hygiena či jídlo. Pokud chce pacient vykonávat těžší aktivity nebo jeho práce vyžaduje hrubé manuální činnosti, musíme zvolit dlaň pro tyto úkony určenou.

Reinecke (2016) uvádí, že pracovní nástavec greifer (obr. 35) je koncipován tak, aby vydržel hrubší manuální činnosti. Pod těmito činnostmi se skrývají úkony, které vyžadují vyšší úchopovou sílu, přesnost úchopu nebo práci v prašném prostředí.



Obrázek 35: Greifer

Institute For Career Research (2015) uvádí, že u myoelektrického pracovního nástavce se při vývoji a konstrukci nehledělo na kosmetický vzhled. Tyto nástavce jsou tvořeny a uzpůsobeny tak, aby plnily co možná nejširší funkční využitelnost,

bez ohledu na kosmetické krytí. Díky tomu, nám pracovní nástavce umožňují mnohem větší rozsahy pohybu a šířku úchopu. Zároveň Carroll a Edelstein (2006) však zdůrazňují, že díky pinzetovému zakončení nám umožňují úchopy velice drobných předmětů (obr. 36), což by s myorukou plnicí i kosmetickou funkci ruky možné nebylo.



Obrázek 36: Pinzetový úchop greiferu

Tyto funkce pak využijí především lidé, jejichž práce vyžaduje silný a přesný úchop. Storck (2016) předvádí, že nástavec umožňuje radialní a ulnární dukci. Tato funkce velmi snižuje výskyt zbytečných a nezdravých kompenzačních pohybů. Součástí pracovního nástavce greifer je pak i osvětlení koncového úchopu, které je pro uživatele při práci s drobnými předměty velice příjemné. Pracovní myodlaň greifer je tedy určena pro těžší manuální činnosti, které jsou většinou cíleně spojené s pracovní aktivitou pacienta.

2.4.1.4 Bebionic

Wehrle (2018) zmiňuje, že nové tisíciletí přineslo spoustu změn do života všech lidí. Lidé v minulém století pracovali spíše manuálně. Parametry kladené na protetické pomůcky byly tedy zaměřeny spíše tímto směrem. Dnes ale většina lidí pracuje v kanceláři a jejich hlavním výrobním nástrojem je práce s počítačem. Bylo tedy potřeba myoprotetiku přizpůsobit i těmto činnostem. Riedliger (2018) udává, že myoruka bebionic je výsledkem dlouholeté spolupráce s uživateli protéz horní končetiny. Při jejím vývoji byl kladem zvláštní důraz na jejich každodenní potřeby jak v zaměstnání, tak běžném životě. Bylo vytvořeno několik variací úchopových

vzorů zaměřených i na potřeby moderní doby. Wehrle (2018) upozorňuje, že právě možnost změny úchopových vzorů u jedné myruchy byla klíčová pro vykonávání více činností. Kombinací nejmodernější techniky a inovativního designu se ruka bebionic (obr. 37) stala jednou z nejpřirozeněji vypadajících a nejsnáze ovladatelných multiartikulárních protéz ruky na světě.



Obrázek 37: Dámská a pánská bebionic hand

Ottobock US (2018) udává, že bebionická ruka je k dispozici ve třech různých variantách zápěstí. Je možné tedy použít zkrácenou verzi při exartikulaci v zápěstí. Standardní verzi, která umožňuje rotaci v zápěstí pasivní či aktivní při použití rotační jednotky. Nebo je možné v určitých případech použít verzi, která pacientovi umožňuje kromě rotace taky pasivní flexi a extenzi v zápěstí. Ruka je dostupná ve třech různých velikostech a aplikovat na pacienta se jí doporučuje okolo třináctého až patnáctého roku života. Wehrle (2018) upozorňuje na nezbytnou mentální vyspělost uživatele. Multiartikulární myoelektrický systém, kterým ruka bebionic je, má v sobě zabudovaných pět řídicích motůrků, které ovládají každý její prst zvlášť. Pohyb ruky samotné a její nastavování do příslušných úchopových vzorů tedy úzce souvisí s načasováním pohybu jednotlivých prstů proti sobě.



Obrázek 38: Úchopový vzor pro myš

Toto načasování řídí microprocesor, který předpokládá, že pokud se ruka například zavírá do špetkového úchopového vzoru, tak v určitý moment narazí v prostoru ukazováček s prostředníčkem na palec (obr. 39). Úchopový vzor je pak tímto dokončen a ruka se v požadovaném tlaku přestane dále pohybovat. Právě tady narážíme na jeden z nejzásadnějších problémů multiartikulárních systémů. Čím víc je systém složitější, tím více je náročný na údržbu a náchylný na poškození. Je zde nezbytnost ergoterapie a taky příslušná mentální vyspělost uživatele, která bohužel není dána věkem. Riedliger (2018) zmiňuje, že předtím, než dětského pacienta vybavíme takto složitým systémem, je nejdříve nutné, aby se naučil pracovat se základní myorukou. Předcházíme tím stavu, kdy je pacient nejen zbytečně zahlcený mnoha funkcemi ruky a špatně se adaptuje, ale také zbytečným poškozením. Pacient koncovou část myoprotézy bohužel necítí, propriocepce je zde na nule. Začínající uživatelé si vůbec neuvědomují, v jaké vzdálenosti od těla se protéza při chůzi nachází. Často s ní proto narazí do stolu, pultu či židle. Wehrle (2018) upozorňuje, že všechny tyto nárazy mohou rozhodit nastavení ovládacích motůrků pro jednotlivé prsty a tím celkové nastavení ruky. Pokud se pak tedy poškodí například motůrek pro palec, ruka se sice zavírá do špetkového úchopu, ale v místě, kde očekává palec, není příslušný tlak.



Obrázek 39: Koncový úchop

Mikroprocesor ruky vyhodnotí chybu a systém uzamkne ruku v nouzovém režimu, aby zabránil dalším poškozením. Dalším častým problémem je poškození jednotlivých prstů myodlaně. U multiartikulárních systémů se již pohybuje každý prst zvlášť. Jsou ale činnosti, kde je nutné využít více prstů pro rozložení váhy. Swanson (2018) zmiňuje, že například pokud pacient ponese těžkou tašku s nákupem, rozhodně nemůže použít špetkový úchop, protože by váhu předmětu rozložil do koncové oblasti tří prstů, a to je prostě málo. Musí využít silový úchop, kde váhu nesou všechny čtyři prsty na proximálních člancích a ty jsou k tomu uzpůsobeny.

Riedliger (2018) zmiňuje, že multiartikulární systémy jsou velkým bonusem pro uživatele, ale musejí být indikovány správně a ve vhodný čas vůči mentálnímu věku a schopnostem uživatele.

2.4.1.5 Loketní kloub DynamicArm a TMR

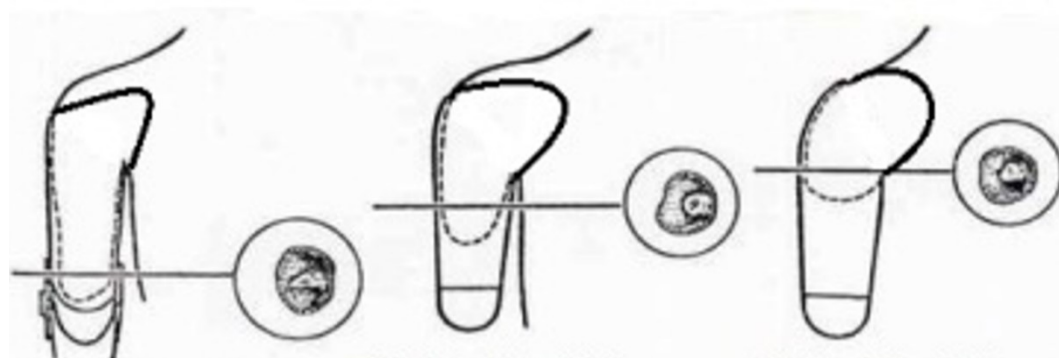


Obrázek 40: DynamicArm

Již Hadraba (1993) zmiňuje, že transhumerální amputace nám přináší velkou výzvu. Musíme kromě funkce ruky a zápěstí nahradit ještě funkci loketního kloubu. To je dost problematické, protože svaly loketního kloubu disponují velkou silou. Dle Veleho (2006) se při flektované paži vyvíjí při extenzi tlačení síla asi 37 kg a při flexi tažením asi 66 kg. Näder (2011) zmiňuje, že takto velké síly nejsme v současné době a se současnou technologií schopni nahradit. Co ale můžeme nahradit, je rozsah pohybu v plné výši, a to je zásadní pro úchop a manipulaci. Kiene (2018) zmiňuje, že loketní kloub DynamicArm (obr. 40) umožňuje prakticky všechny přirozené pohyby díky speciální technologii. DynamicArm je poháněn elektromotorem a řízen svalovými myosignály pažy. Řídící jednotka DynamicArm předává svalové myosignály také do protetické ruky, takže můžete kromě rychlého otevírání a zavírání ruky také otáčet zápěstím. DynamicArm můžete také ohýbat a zase napřimovat. Ve flexi s ním můžeme zvedat předměty do váhy 6 kg. Což s porovnáním se zdravou rukou je sice jedna desetina, ale pokud myoruku vnímáme jako ruku pomocnou, určenou pro fixaci a pomocnou manipulaci je tato síla dostatečná. Troncosi (2010) uvádí, že systém DynamicArm je ovládán skrz dvě elektrody, kdy jedna je umístěna na zbylé části M. biceps brachii a druhá na M. triceps brachii. V základním nastavení první elektroda snímá potenciály pro flexi lokte, pronaci zápěstí a zavření dlaně. Druhá elektroda pak dělá extenzi lokte, supinaci zápěstí a otevření dlaně. Pacient se mezi loktem, zápěstím a myodlaní přepíná pomocí kokontrakce. AMSÜSS a GOEBEL (2010) popisují, jak je možné v programu nastavit po 3 vteřinách EMG klidu, aby systém automaticky

přepnul ovládání do dlaně. Kiene (2018) uvádí, že u verze lokte DynamicArm TMR můžeme systém ovládat až skrze 8 elektrod. Každá elektroda pak má vlastní funkci, jedna otevírá dlaň a další flektuje loketní kloub. Tento systém je pro uživatele více pohodlný. Nemusí přemýšlet, v jaké části ruky se nachází a kam se musí přepnout. Ottobock US (2018b) poukazuje na problém, že je pro tento systém ovládání loketního kloubu nutná reinervace a rozdělení jednotlivých svalů, aby měl pacient odlišné kontrakce a tím dokázal separovat myosignál z jednotlivých elektrod. Pro reinervaci se použijí nervy, které ovládaly předloketní svalstvo. Celý systém pak protetik nastavuje přes bluetooth ze speciálního softwaru Elbowsoft. V systému můžeme třeba zvýšit nebo snížit citlivost jednotlivých elektrod. Zrychlit pohyb loketního kloubu. Zlepšit separaci signálů pomocí nastavení míry aktivační hladiny. Nastavit zvukové signalizace pro začínající uživatele a mnoho dalších prvků a vylepšení.

Kiene (2018) popisuje, že modelace transhumerálního lůžka a funkčnost transhumerální protézy je přímo úměrná délce transhumerálního amputačního pahýlu (obr. 41).



Dlouhý pažní pahýl

Střední pažní pahýl

Krátký pažní pahýl

Obrázek 41: Tvary transhumerálního lůžka

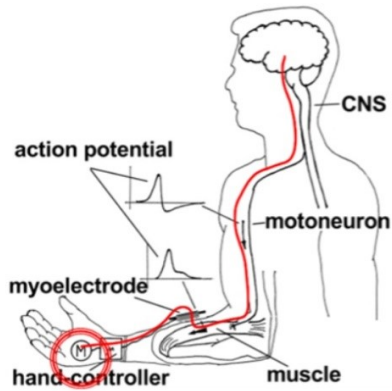
Platí přímá úměra, čím delší amputační pahýl máme, tím jsou delší zachovalé svalové skupiny, a tudíž lepší páka a síla. Samozřejmě záleží na kvalitě provedené amputace a správném uchycení jednotlivých svalových skupin.

Simmel (2019) udává, že pro funkční vybavení loketním kloubem DynamicArm potřebujeme co možná největší svalovou sílu. Ta je důležitá nejen pro kvalitu myosignálu, kterým je ruka ovládaná, ale také pro celkový pohyb. Celé vybavení

váží kolem 2,7 kg, samozřejmě záleží na typu použité myodlaně a zápeštního rotátoru. To sice není moc velká váha, ale pacient se s ní pohybuje celý den a navíc s ní manipuluje s předměty. To nám váhu může i několikrát znásobit.

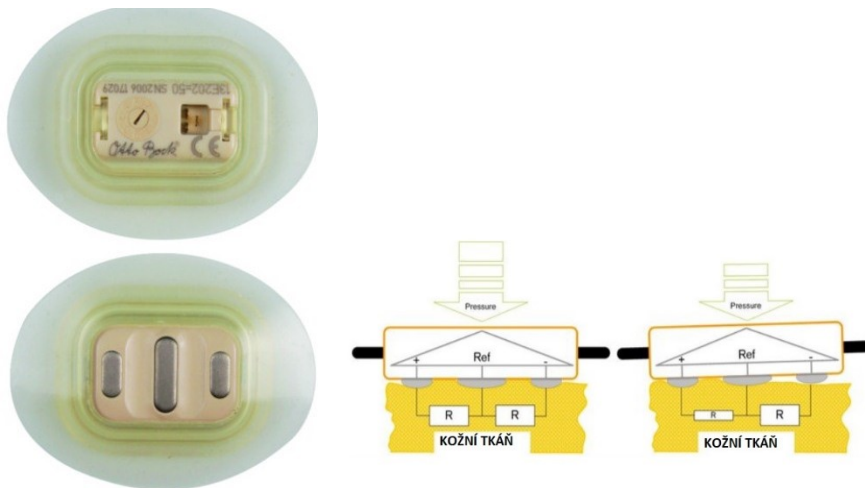
2.4.1.6 Možnosti ovládnání myoprotézy

Jak udávají McLean a Scott (2004), posledních 60 let jsou myoprotézy ovládnány za pomoci elektrod, které jsou umístěny ve vnitřním lůžku protézy. Jak už zmiňují Graupe a Cline (1975), přesný popis svalů lidského těla můžeme nalézt již v knize Stavba lidského těla, v originále *De humani corporis fabrica*, kterou v polovině 16. století vydal Andreas Vesalius, který je často označován za otce moderní anatomie. Své poznatky získal v době, kdy pitvání lidských těl za účelem studie tělesné stavby a orgánů bylo přísně zakázané. Dále uvádějí, že o pohyby svalů se zajímal i Leonardo da Vinci. Ten již přišel s teorií, že jsou svaly ovládnány jakousi energií. Dudley a Childress (1985) uvádějí, že otcem myšlenky, kde svaly vykazují elektrickou aktivitu, pak přišel v 60. letech 17. století Ital Francesco Redi. Ten vycházel z toho, že rána rejnoka elektrického pochází z jeho svalů. Detekce elektrických signálů ze svalu a aplikace elektrického proudu přitáhla pozornost anglického elektrického inženýra Baines. Baines, jako první přirovnal šíření vzruchu nervem k šíření elektrického signálu kabelem. Tato analogie se pak ve století elektřiny velmi rozšířila. Baines (1918) ve své knize publikoval svůj elektrický model nervového systému, ve kterém neurony a svalová vlákna nahradil elektrickými obvody sestavenými z galvanického článku a množství kondenzátorů. Proto se o Bainesovi hovoří jako o prvním biomedicínském inženýrovi. Jak udávají Amsüss a kol. (2014), jako první použili jehlové elektrody Adrian a Bronk v roce 1929. Od té doby nastal rozvoj klinické myografie, díky které bylo možné sledovat aktivity spojené s činností svalových vláken. Za vylepšení metody jehlových elektrod v 50. a 60. letech 20. století pak vděčíme F. Buchthalovi.



Obrázek 42: Princip ovládání myoprotézy

Jak udávají Young a Smith (2013), za pomoci svalových elektrod tedy vlastně snímáme EMG. Snímáme povrchově minimální energetické napětí ve svalu a podle jeho míry a intenzity rozhodujeme, co bude myoprotéza dělat. Celý proces (obr. 42) tedy probíhá zjednodušeně tak, že v motorickém kortexu mozku vznikne představa pohybu, ta se skrze pyramidovou dráhu dostane až k motorické jednotce. Kontrakce probíhá jako synchronní záškub všech svalových vláken motorické jednotky. Průběh a intenzitu akčního potenciálu lze tedy snímat elektromyograficky i povrchově a přesně to dělá elektroda (obr. 43).



Obrázek 43: Myoelektrody

McLean. a Scott (2004) zmiňují, že první protetické myoelektrody byly vyráběny ze zlata pro lepší vodivost. Později se přešlo na titan pro jeho antialergenní vlastnosti. Storck (2016) upozorňuje, že minimální elektrické napětí měříme v mV. Pro dostačující funkci myoprotézy potřebujeme alespoň 20 mV. Důležité pro

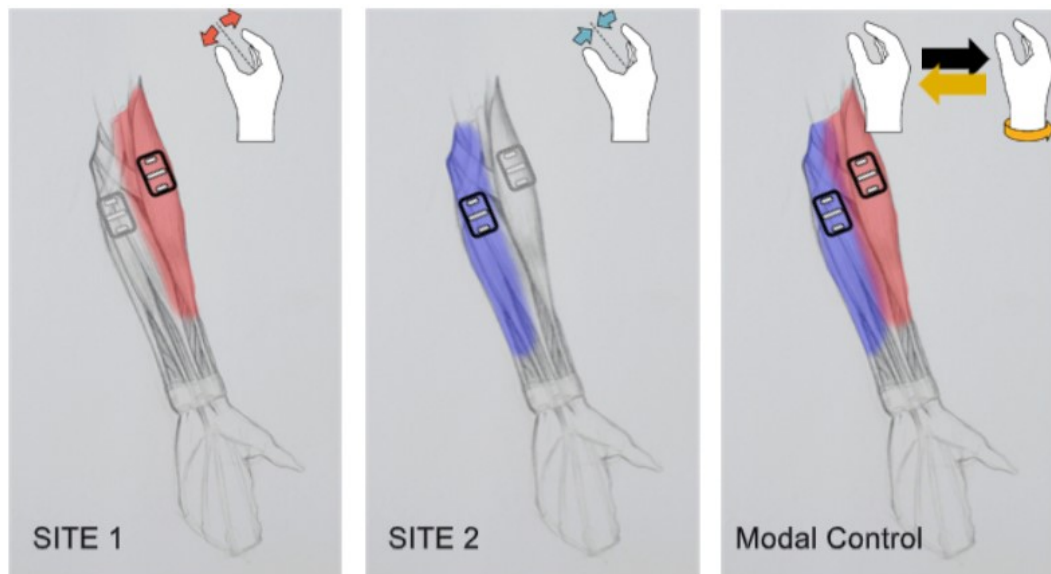
snímání akčního potenciálu elektrodou, je její dobrý kontakt uvnitř lůžka s kožní tkání. V momentě, kdy se elektroda plně nedotýká, je přenos signálu nepřesný. Reinecke (2016) udává, že se tento jev projevuje například tehdy, pokud elektroda špatně nasedá na flexorovou skupinu svalstva, snadným otevřením a těžkým zavřením myoprotézy. Reinecke (2016) také dále upozorňuje, že se musí hlídat vlhkost pokožky. U příliš suché pokožky se akční potenciál snímá velice špatně a elektroda se musí nastavovat na vyšší citlivost. Pokud je naopak pokožka příliš vlhká, dochází k tomu například v létě, kdy se pacient více potí, mohou elektrody vysílat falešné signály. Tito takzvaní duchové jsou způsobeni přílišnou citlivostí elektrody, kterou vlhlost zvyšuje.

Swanson (2016) zmiňuje, že elektrické napětí ve svalu je pořád, elektroda ale musí snímat pouze takové signály, kdy dojde k zapojení více motorických jednotek a kontrakce je tím pádem vědomá. K falešným signálům může také docházet v blízkosti různých elektrických zařízení. Nejčastěji na letištích při procházení kontrolními rámy nebo v blízkosti mikrovlnné trouby. Z tohoto důvodu se vyrábějí dva typy elektrod, jedny jsou 50 Hz, ty se používají v Evropě. Druhé jsou 60 Hz určené například pro USA. Swanson (2016) dále upozorňuje, že pokud bychom použili 50 Hz elektrodu pro Američana, protéza by začala dělat samovolné pohyby blízko jakéhokoli elektrického zařízení, protože vydávají stejné vlny.

Amsüss a Goebel (2014) udávají, že k rušení elektrody může také dojít špatnou skladbou vnější kostry protézového lůžka. Při laminaci všech vnějších skeletů myoelektrických protéz se používá uhlík. Uhlíková vlákna se musejí klást mimo pozice elektrod. Pokud se elektroda dostane nějakou svojí částí do kontaktu s uhlíkovými vlákny, objeví se samovolné pohyby myodlaně.

Andres (2017) zmiňuje, že i dnes je většina myoprotéz ovládána za pomoci dvou elektrod (obr. 44). Tyto dvě elektrody jsou umístěny na protilehlých svalových skupinách, a na základě síly jejich kontrakce dělá protéza příslušné pohyby. Při transradiální amputaci pravé ruky tímto systémem, jsou elektrody umístěny na mediální a laterální straně předloktí. Protézu je pak možné ovládat na základě dvoukanálového řízení se dvěma módy. V prvním módu protéza otevírá protézovou dlaň pomocí extenzorů a zavírá pomocí flexorů. Rychlost otevření a zavření určuje síla kontrakce. Druhý mód se stará o rotaci v zápěstí, pacient se do něho přepne

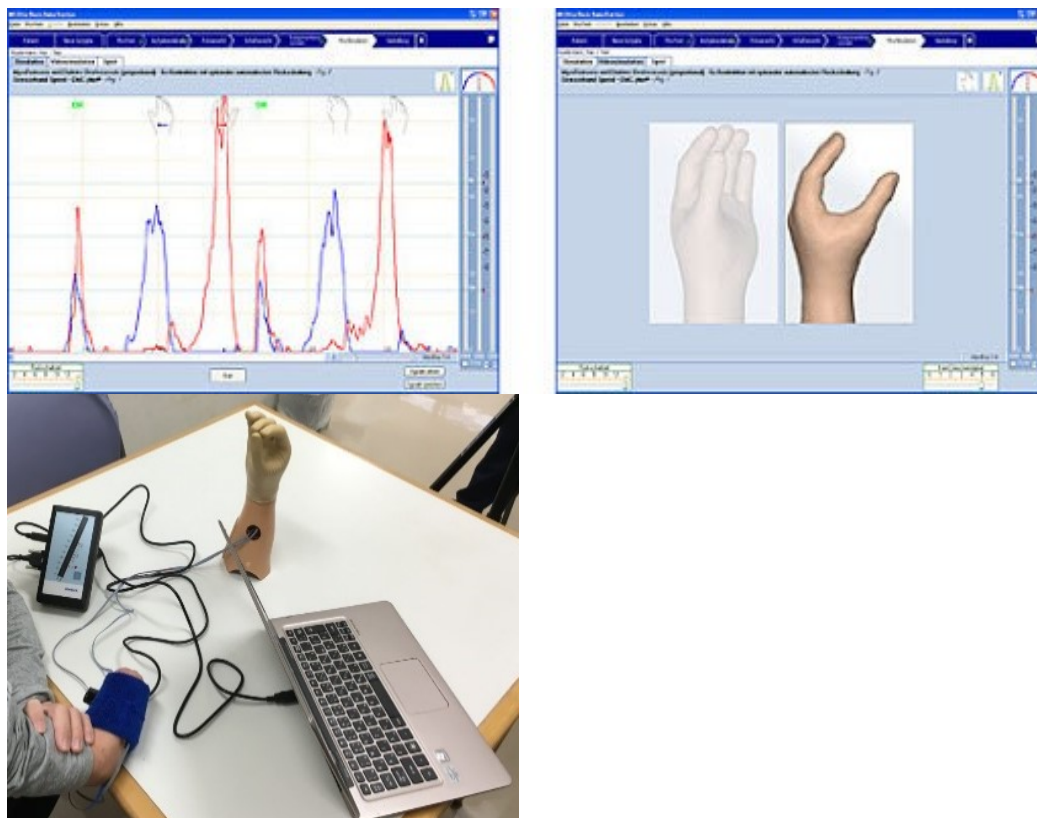
pomocí kokontrakce. Flexorovou skupinou potom pacient pronuje a extenzorovou supinuje. Rychlost rotace je opět přímo úměrná síle kontrakce.



Obrázek 44: Princip dvouelektrodového řízení

Druhá možnost ovládání, je pak dle Andrese (2017) na základě čtyřkanálového řízení. Zde existuje pouze jeden mód, což je pro pacienta příjemné, protože se nemusí přepínat mezi jednotlivými funkcemi. Musí ale mít perfektní separaci obou svalových skupin, protože ta je pro toto řízení klíčová. Pokud pacient provede pomalou řízenou kontrakci, ruku buď otevírá nebo zavírá (flexory-zavřít x extenzory-otevřít). Rychlou a silnou kontrakcí, pak pronuje nebo supinuje myodlaň (flexory-pronace x extenzory x supinace).

Amsüss a Goebel (2014) udávají, že přesnou pozici pro elektrody zjistíme pomocí elektromyografu, nejčastěji se používá přístroj zvaný Myo boy (obr. 45). Tato pozice je většinou v proximální oblasti, kde jsou svalová břívka nejmohutnější. Tento přístroj se dá navíc propojit s počítačovým programem. Můžeme ho tedy použít i při tréninku pacienta, ještě předtím než je vybaven samotnou myoelektrickou protézou. Shride (2016) popisuje, jak v programu zobrazit graficky míru a intenzitu myosygnálu, kterou si můžeme ukládat a tak sledovat pacientův pokrok. Nebo můžeme pacientovi v programu zobrazit myodlaň a on už si může zkusit, jak bude svou budoucí pomůcku ovládat. V programu jsou i různé hry pro děti, kdy silou svého myosygnálu ovládají třeba autíčko, které při zapnutí svalových vláken mění v závislosti na grafu myopotenciálu svůj směr.

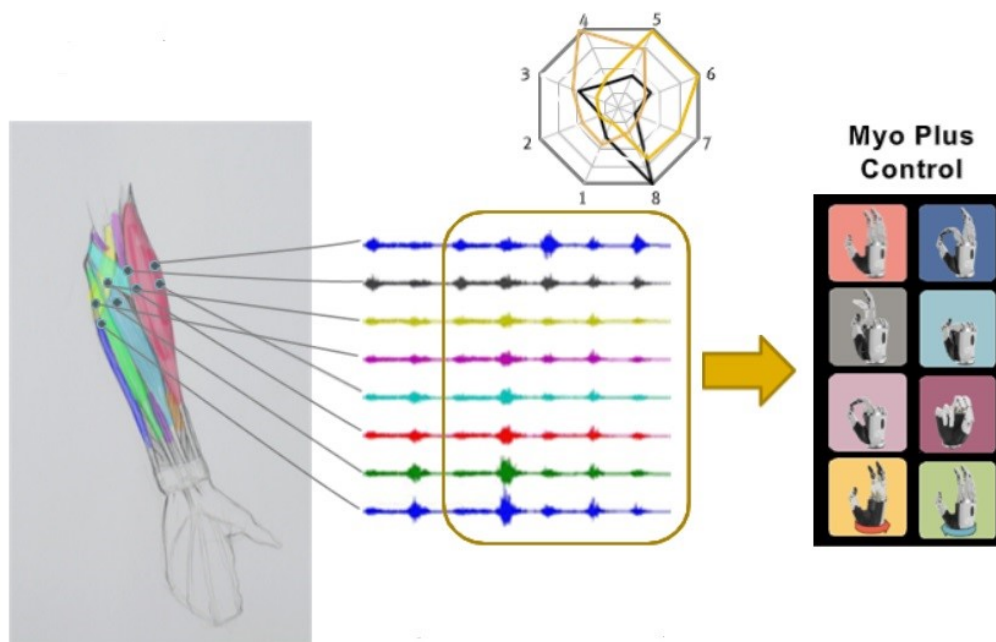


Obrázek 45: Měření myosignálu

Swanson (2018) upozorňuje, že moderní doba a nové multiartikulární protézové systémy však přinesly potřebu změny přístupu v ovládání myoprotéz. V dnešních moderních protézových dlaních můžeme nastavit 16 a více úchopových vzorů. Pacient s dvouelektrodovým ovládáním se pak musí mezi jednotlivými uchopovími vzory přepínat pomocí kokontrakce nebo signálu OPEN-OPEN. Signál OPEN-OPEN znamená, že otevře ruku do plné extenze, vyrelaxuje a následně zase vyšle signál pro otevření. Ruka tak detekuje změnu úchopového módu. Tyto procesy jsou ale velmi zdlouhavé a vyžadují dlouhé učení a soustředění uživatele než je dostane plně pod kontrolu.

Swanson (2019) uvádí, že nový ovládací systém pro horní končetiny se nazývá myoplus. Tento systém je více intuitivní, protože se při jeho tvorbě kladl velký důraz na jednoduchost a přirozenost ovládání. Vujaklija a Farina (2016) vysvětlují, že nové ovládání vychází z předpokladu, že většina svalů, které stojí za pohyby dlaně a prstů jsou dlouhé svaly předloktí. Pacient s transradiální amputací tedy nemá dlaň a prsty, ale pořád má inervované svaly, které je ovládaly. Zároveň má

také uloženo v motorickém kortexu mozku jak jednotlivé pohyby a úchopy provést. Tudiž je dokáže vizualizovat a na této skutečnosti bylo postaveno nové ovládání.

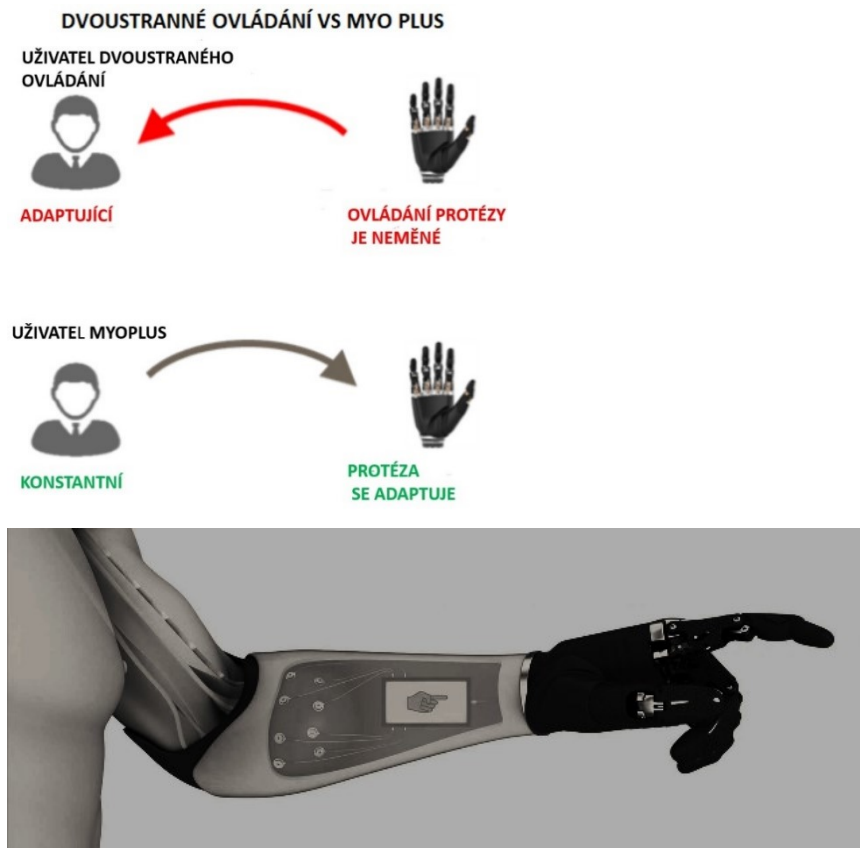


Obrázek 46: Princip ovládání myoplus

Swanson (2019) dále uvádí, že technologie myoplus nepoužívá dvě, ale celkem osm elektrod. Tyto elektrody ale nejsou cíleně uloženy na příslušné svalové skupině, aby snímaly odděleně flexory a extenzory. Tvoří dva prstence kolem celého předloktí a snímají celkovou myoaktivitu. Díky tomu jsme schopní zaznamenat jednotlivé svalové vzorce (obr. 46). V praxi to tedy znamená, že pacient si představí příslušný pohyb a protetik zaznamená díky elektrodám v prstenci svalový vzorec daného pohybu. Tento vzorec uloží do systému a pokaždé, když si pacient představí daný pohyb a vytvoří pro něho příslušnou myoaktivitu, tak ho protéza provede.

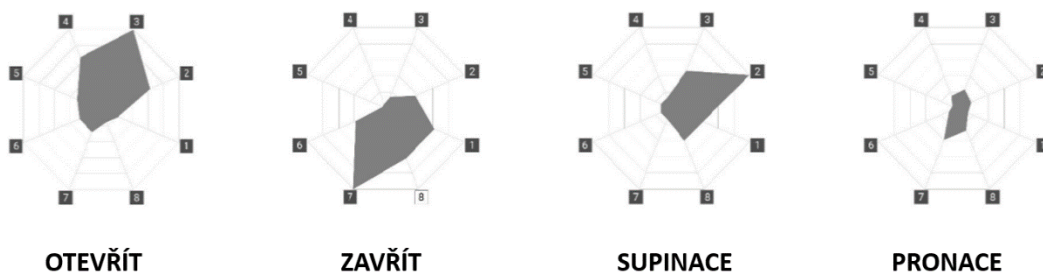
Schäfer (2019) upozorňuje, že se nám otevírá brána k intuitivnímu ovládání, protože otáčíme dosud zaběhlý proces (obr. 47). Doposud se pacient učil jak má protézu ovládat. Musel si pamatovat v jakém úchopovém vzoru se nachází a když ho chtěl vyměnit za jiný, musel se do něho přepínat kokontrakcí nebo signálem OPEN OPEN. Nyní se tato situace ale obrací. Tím, že snímáme pacientovu vizualizaci pohybu, která tvoří svalový vzorec na základě jeho vlastní myoativity a

tento vzorec ukládáme do systému, se protéza vlatstně učí od pacienta jak má pracovat.



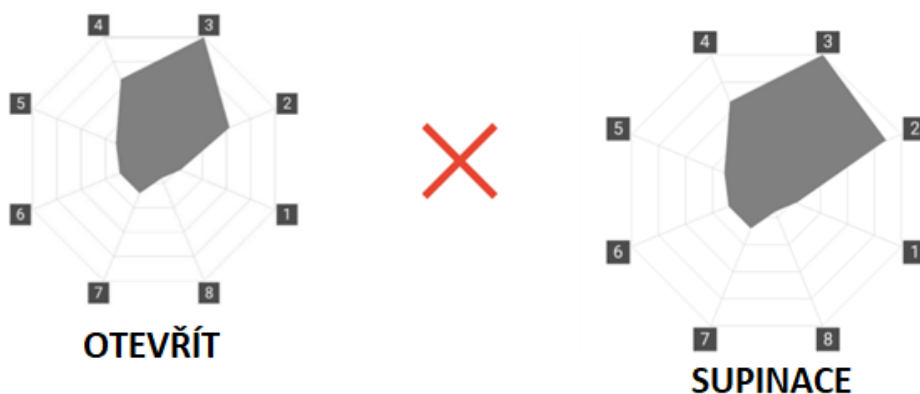
Obrázek 47: Adaptace na myoplus

Brandmayr (2015) zmiňuje, že těchto jednotlivých svalových vzorců, pokud tedy jsou dostatečně odlišné, můžeme vložit najednou několik. Pacient, tedy pokud má požadovanou myoaktivitu a dostatečně odlišné svalové vzorce, může ovládat bez přepínání do jiných módů naprosto fyziologicky více úchopových vzorů, což je pro něho neskutečně pohodlné. Kvalita svalových vzorců závisí na provedení amputace. Pokud byly svaly při amputaci špatně propojeny, tak jednotlivé skupiny nepracují proti sobě, jako je tomu u zdravé ruky. Kvalita svalových vzorců pak značně klesá. Na níže uvedeném obrázku č. 48 vidíte dostatečně odlišné svalové vzorce pro otevření, zavření, supinaci a pronaci.



Obrázek 48: Sejmuté svalové vzorce

Nedostatečně odlišné svalové vzorce



Obrázek 49: Chybné svalové vzorce

Swanson (2020) zmiňuje, že ovládání úchopových vzorů bez přepínání módů velice zrychluje úkony prováděné myoprotézou. Každá elektroda zpracuje za vteřinu 9000 pohybových příkazů. To znamená, že celá řídicí jednotka, pokud máme zapojených všech osm elektrod, zpracuje za vteřinu 72 000 pohybových příkazů. Tím se značně snižuje výskyt nechtěných pohybů ruky, jako je tomu u systému se dvěma elektrodami. Reinecke (2019) upozorňuje, že je důležitá vzájemná poloha při cirkulární aplikaci elektrod kolem předloktí. Musíme dodržovat vzdálenostně stejné odstupy a nikdy neklást elektrodu proti kosti. Oba prstence jsou od sebe vzdáleny 4 cm, tato vzdálenost je ideální pro kvalitní sejmutí akčního potenciálu. Rozestup elektrod v prstenci je dán mohutností předloktí. Musíme si před rozmístěním elektrod označit ulnu a elektrody klást mediálně a laterálně od ní. Pokud bychom elektrody umístili na ulnu, tak by nejen nic nesnímal, ale navíc by pacienta do kosti tlačily. Což by při používání protézy bylo dost nepříjemné.

Reinecke (2019) dále vysvětluje, že velkou výhodou tohoto systému je možnost ovládání přes bluetooth z mobilní aplikace, která nám zobrazuje v digitálním 3D řezu myoaktivitu jednotlivých svalů. Aplikace má dvě uživatelská rozhraní. První je určené pro uživatele protézy. V tomto rozhraní může pacient sám trénovat a zlepšovat jedinečnost svalových vzorců. Druhé rozhraní je klinické, do kterého má přístup pouze protetik s certifikací. Zde přiřazujeme svalové vzorce k úchopovým vzorům. Nastavujeme rychlost a sílu úchopu. Pokud to trénink vyžaduje, můžeme i určité pohybové vzory vypnout. Pacient se pak může lépe soustředit na ty, které chce zdokonalit.

Swanson (2020) vysvětluje, že je myoaktivita závislá na gravitaci. Z tohoto důvodu, musíme jednotlivé úchopové vzory nastavovat ve třech rovinách (obr. 50).



Obrázek 50: Nastavení svalových vzorců proti gravitaci

Nastavujeme v pozici paže v lokti 90° , připažená a předpažená. Systém pak vytvoří svalový vzorec tak, aby odpovídal všem třem rovinám. Pokud bychom provedli sejmutí pouze v jedné rovině, ruka by nám v ostatních pozicích nefungovala. Sílu prováděné svalové kontrakce pro jednotlivé úchopové vzory přidáváme postupně. Začínáme z relaxované polohy a postupně se dostáváme na 80 % celkové svalové síly. Nikdy nejdeme do plné kontrakce, protože pak se zapojují i jiné svalové skupiny, které jsou pro daný úchopový vzor nepříslušné. Svalový vzorec se nám poté zkresluje. Nejdříve nastavujeme pacientovi základní set. Základní vzory pro nastavení jsou relaxovaná poloha, otevření a zavření dlaně v silovém úchopovém vzoru, pronace a supinace (obr. 51). Po zvládnutí základních úchopových vzorů,

teprve přidáváme další. Brandmayr (2015) zmiňuje, že je důležité i zvládnutí relaxované polohy ve všech nastavovacích pozicích, aby systém věděl, kdy má a kdy nemá pracovat. Pro ideální vizualizaci úchopových vzorů můžeme použít například zrcadlovou terapii. V současné době se vývoj zabývá i možností tréninku pacientů ve virtuální realitě. V obou případech prakticky v představě obelžeme mozek a získáme kvalitnější úchopový vzor.



Obrázek 51: Nahrávání úchopových vzorů

Reinecke (2019) zmiňuje, že myoplus je primárně určený pro transradiální získané amputace. Pro transhumerální amputace se systém zatím použít nedá, protože v paži je příliš málo svalů s rozdílnou myoaktivitou. Získané svalové vzory tak nejsou dostatečně odlišné. Transradiální získané amputace mají jasnou představu o tom, jak svaly předloktí ruku ovládaly. Breier (2018) vysvětluje, že tuto technologii lze použít i u transradiálních vrozených amputací. Musíme ale počítat s faktem, že vizualizace úchopových vzorů je úplně jiná než u získaných amputací.

Dále dle Swanson (2020) můžeme technologii využít i u lidí, kteří nedokáží separovat myoaktivitu mezi jednotlivými svalovými skupinami, protože při snímání celkového svalového vzorce není separace potřebná. Technologii nemůžeme použít, pouze pokud je pahýl kratší než 4 cm. Neměli bychom dostatek prostoru pro umístění elektrod. Použití je také nemožné, pokud je tkáň příliš zjizvená. Přes těžce zjizvenou tkáň nelze sejmout myosignál a pokud chce pacient používat myoprotézu, musí se nejdřív provést kožní plastika.

2.4.2 Sportovní protézy horních končetin

Fillauer (2017) uvádí, že sportovní protézy, jsou koncipované přímo na nároky sportu, pro který jsou určeny. Existuje nespočet druhů sportovních nástavců. Pro kolo, pádlo, lyže, střelbu, horolezectví, rybářství, golf a mnoho dalších. Důležité pro protetika je si o tom s pacientem promluvit a vybrat ty vhodné. Některé nástavce potřebují specificky upravit stavbu protézy. S tím musíme dopředu počítat, jinak by nástavec nefungoval správně. V dnešní době není důvod technický ani ekonomický proč pacientům sportovní protézy nedopřát. Pokud je některá z pojišťoven odmítá proplácet, je to jen jejich chybné rozhodnutí, kterým si sami zvyšují náklady na zdravotnickou péči. Cvičením si pacient udržuje kondici, zabraňuje degenerativním změnám na těle.

Fillauer (2017) představuje posilovací nástavec (obr 52). Toto zařízení je určeno pro fitness cvičení v posilovně. Umožňuje mechanické uchopení malých i velkých činek. Díky své robustnosti, zajišťuje jistotu a stabilitu i při zvedání extrémní hmotnosti. Jde ho použít i pro cvičení na široké škále dalších fitness strojů. Je koncipován a testován pro manipulaci s váhou do 750 kg.



Obrázek 52: Nástavec pro fitness

Fillauer (2017) dále představuje funkční nástavce pro jízdu na kole (obr. 53). Tyto nástavce jsou koncipovány tak, aby dokázaly stabilizovat a ovládat řídítka kola během jízdy. V případě nebezpečí pádu nebo při působení větší síly se nástavec z řídítka odjistí, aby se zabránilo případnému úrazu amputované končetiny.



Obrázek 53: Nástavce pro kolo

Fillauer (2017) také například vytvořil protetické nástavce pro hraní golfu (obr. 54). Jsou dostupné dvě varianty pro pravou i levou ruku. Zápěstí je plně flexibilní tak, aby umožňovalo správné úhly pro odpal. Úchop pro držení hole má konický tvar, aby dokázal stabilizovat hůl po celé ploše i v pohybu.



Obrázek 54: Nástavec pro golf

3 Cíle a úkoly práce, hypotézy

3.1 Cíl práce

Hlavním cílem práce je vyhodnotit míru efektivity používání myoprotetické pomůcky u lidí s amputací horní končetiny. Zjistit, jak efektivně jsou schopni zvládat jednotlivé úkony s myoprotézou a tím jí následně zapojovat do svých ADL aktivit.

3.2 Úkoly práce

1. Stanovení si cílů a úkolů diplomové práce
2. Prostudování odborné literatury o minulé i současné myoprotetice. Popsat metody pro získání protézových lůžek. Popsat jednotlivé typy myodlaní používaných v ČR. Objasnit možné způsoby ovládní myoprotézy.
3. Vypracování literární rešerše dané problematiky
4. Podání žádosti o vyjádření Etické komise
5. Vypracování plánu postupu pozorování a měření efektivity použití myoelektrické pomůcky
6. Vytipování a oslovení jednotlivých probandů
7. Sběr dat a provedení vlastního výzkumu
8. Zpracování, analýza dat a vyhodnocení výsledků

3.3 Vědecké otázky

1. Budou všichni probandi schopni funkčně a efektivně zapojit myoprotézu do pohybového řetězce při plnění jednotlivých úkolů?
2. Budou uživatelé moderních multiartikulárních systémů dosahovat v testu efektivity vyššího bodového ohodnocení, než uživatelé základních typů myoprotéz?
3. Zvládnou všichni probandi v hodnocení efektivity při použití myoprotézy dosáhnout alespoň 50 % proti zdravé HK?

4 Metodika práce

Práce je empiricko-teoretického charakteru, jedná se o kvalitativní výzkum. Vzhledem k tomu, že jsem měřil a hodnotil míru efektivity používání myoprotetické pomůcky u pacientů s amputací HK, pro sběr dat byla použita metoda anketního šetření, pozorování a měření.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvoří 6 osob s amputací horní končetiny, z toho jsou 4 muži a 2 ženy. Věk je v rozmezí od 6 do 38 let. Tento soubor vznikl na základě dostupnosti. Všichni jedinci užívají myoprotetickou pomůcky více než 6 měsíců. Všichni probandi mají jednostrannou amputaci HK. Pět probandů má transradiální amputaci a jeden transumerální amputaci. Výzkumný soubor jsem složil tak, aby každý jednotlivý proband používal odlišný myosystém.

Všichni probandi se věnují pravidelně alespoň jednou měsíčně ergoterapii s myoprotézou. Každý z probandů používá myoprotézu aktivně v každodenním životě. Pět probandů je navíc vybaveno ke svým sportovním aktivitám speciální sportovní protézou.

4.2 Použité metody

V diplomové práci byly použity tři základní metody sběru dat.

4.2.1 Anketní šetření

Pro zjištění anamnestických údajů o jednotlivých probandech ve sledovaném souboru jsem použil metodu anketního šetření. Otázky měly za cíl zjistit základní informace o probandovi, tedy věk, příčinu amputace, délku amputačního pahýlu, přidružené diagnózy, dobu využívání myoelektrické pomůcky. Další otázky se zaměřovaly na sociální anamnézu probanda. Zde jsem zjišťoval především kde a jak pacient studuje, pracuje a jaké jsou jeho aktivity.

4.2.2 Pozorování

Druhou použitou metodou pro získání dat bylo pozorování probandů při manipulaci s jednotlivými cvičebními pomůckami a předměty pro ADL aktivity. Tyto předměty jsou vyrobeny tak, aby byl pacient přinucen simulovat úchopové vzory pro každodenní činnosti. Důležité bylo sledovat kvalitu jednotlivých úchopových

vzorů a způsob jejich provedení. Hodnotit, zdali pacient neprovádí příliš kompenzačních pohybů pro splnění úkolu. Dále bylo nutné sledovat, jaký způsob provedení a řešení pacient pro splnění úkolu zvolil.

4.2.3 Měření

Třetí metodou pro získání dat bylo měření efektivity používání myoelektrické protézy. K měření byla použita speciální cvičební jednotka MAZMA dle Maleše a Žitňanského (2018) s bodovým ohodnocením pro určení míry využití a zapojení myoprotézy. Krajbůch a Ivan (2015) uvádí, že hodnocení efektivity myoelektrické protézy u lidí s amputací HK se provádí za účelem zjištění, jak velkým je protéza funkčním pomocníkem v životě pacienta. Dává nám i pacientovi návod, na jaké věci je potřeba se zaměřit, aby došlo ke zlepšení. Cílem hodnocení efektivity je nastavit protetickou rehabilitaci s myoprotézou tak, aby pacient zapojil protetickou pomůcku do co možná nejvíce pohybových řetězců. Swanson (2020) zmiňuje, že tím dochází k odlehčení přetěžovaných částí těla, zamezení vzniku degenerativních změn a u dětí k zdravému psychomotorickému vývoji. Celkový test by se měl provádět alespoň jednou za půl roku a po jeho vyhodnocení se stanoví další protetický rehabilitační program.

Ottobock US (2018b) upozorňuje, že uživatelé myoelektrických protéz mají sklony ke zlozvykům a často si do svých pohybových návyků zařazují nevhodné pohyby. Tyto pohyby vznikají jako kompenzační, které jsou způsobeny tím, že pacient neví, jak má příslušný úkon s myoprotézou provést. Nebo může být problém v protéze samotné, například při změně objemu nebo atrofii svalstva. V tomto případě elektrody správně nedosedají na kožní tkáň a pacient provádí nevhodné pohyby, aby docílil správné funkce myoprotézy.

Krajbůch a Ivan (2015) uvádí, že hodnocení efektivity myoelektrické protézy má tři roviny.

1. Funkční trénink

V první rovině zkoumáme míru toho, jak je pacient schopen myoprotézu funkčně ovládat ve všech rovinách proti gravitaci. Tato část hodnocení se nazývá funkční trénink. Nejedná se tedy o žádné úkoly s úchopem předmětů a následnou manipulací. Cílem tohoto hodnocení je zjištění, zdali má pacient protézu pod volní

kontrolou. Pro příklad pacient dokáže ovládat protézu v upažení volně u těla, ale při předpažení se protéza samovolně otevírá a pacient jí nedokáže udržet zavřenou. Tento problém může vznikat ze dvou důvodů. Prvním je separace myosignálů. Pacient nedokáže v této poloze zrelaxovat svalstvo. Druhým problémem může být špatná pozice elektrod nebo nastavení jejich citlivosti. Musíme správně detekovat problém a pomoci pacientovi s řešením.

2. Automatizační trénink

Další částí hodnocení je tak zvaný automatizační trénink. Zde používáme cvičební pomůcky, rekvizitní nástroje a hry. Používáme balónky, kolíčky, kostičky a další. Cílem je donutit pacienta k úchopu myorukou a kooperaci obou HK. V hodnocení se zaměřujeme, na kolik je pacient schopen oprostít svou mysl od soustředění na pouhé funkční ovládání protézy. Jde nám jednoduše o to, aby pacient používal svoji protézu automaticky, co možná nejvíce intuitivně. K tomuto účelu nám právě slouží jednotlivé úkoly, při kterých záměrně odvedeme pozornost pacienta k jiné činnosti. V ideálním případě se pacient přestane soustředit na funkční řízení protézy samotné a začne se zabývat splněním úkolu. Pacienti, hlavně noví uživatelé, mají také často problémy s výdrží při používání myoprotézy. V momentě, kdy se unaví, začnou opět využívat pro splnění úkolu nevhodné kompenzační pohyby. Tato část hodnocení nám tedy ukazuje, jak moc pacient doma s myoprotézou sám trénuje a zároveň nakolik je schopen osvobodit svoji mysl od neustálých starostí o funkci myoprotézy. Pacient zase dostává návod na posilování pro zlepšení své kondice v ovládání myoprotézy.

3. Trénink základních ADL aktivit

Třetí část hodnocení je zaměřena na aktivity všedního dne, tak zvané ADL aktivity (activities of daily living). Naším cílem je zvýšení nezávislosti uživatele, aby sebevědomě vykonával činnosti každodenního života při používání obou rukou. Uživatel se musí naučit, jak co nejlépe integrovat protézu do těchto činností. Pokud jeho protéza nabízí více úchopových vzorů, musí se naučit jak jednotlivé úchopy i případně součásti protézy využít. Existuje mnoho cest jak každodenní úkony provést. Naší prací je, abychom pomohli pacientovi najít takovou cestu, která pro něho bude nejfunkčnější a energeticky nejméně náročná. Je důležité mu umožnit, aby se do výběru jednotlivých dílčích ADL aktivit zapojil. Pacient má nejlepší

představu, jaké aktivity bude muset zvládat. Předtím než ale začneme dle uživatele skákat na jednotlivé dílčí aktivity, musí zvládnout základ. Základem je myšleno jídlo, pití a oblékání.

4.3 Sběr dat

Pracuji jako ortotik-protetik u společnosti Otto Bock ČR. Posledních 6 let se plně věnuji myoprotetice. Většina lidí, kteří jsou vybaveni myoprotézou v ČR jsou mí pacienti. Na základě toho, že jsem většinu z nich myoprotetickou pomůckou sám vybavoval nebo trénoval, nebyl problém získat dostatek probandů pro tuto diplomovou práci. Probandi podepsali Informované souhlasy Etické komise UK FTVS s anonymním zpracováním a použitím naměřených dat v této diplomové práci a k dalším výzkumným účelům. Následně jsem podepsané formuláře odevzdal Etické komisi. Formuláře najdete jako přílohu diplomové práce.

Vlastní výzkum probíhal v návaznosti na tréninkové jednotky, které běžně ve své práci myoprotetika s pacienty za účelem zlepšení jejich výkonnosti provádím. Vždy jsem si zvolil dva až tři jedince a týden dopředu se domluvil na termínu, kdy se výzkumné šetření uskuteční.

Průběh šetření trval přibližně 50 až 60 minut a u všech probandů byl stejný a probíhal podle následujícího harmonogramu.

Nejprve byl proband seznámen se základními informacemi o průběhu měření, dále jsem zkontroloval, zda má podepsaný Informovaný souhlas. Následně jsem s probandem provedl vyplnění anamnestických údajů nutných pro výzkum, na základě slovních odpovědí probanda. Jako další krok následovalo vysvětlení problematiky týkající jednotlivých testovacích úkonů. Vždy byl každý testovací úkon vysvětlen a následně ukázáno správné provedení. Dalším krokem bylo vlastní měření efektivity používání myoprotézy při jednotlivých úkonech. Mezi každým úkonem byla 5minutová pauza.

4.3.1 Testovací jednotka

Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny se skládá z hodnot naměřených za pomoci speciálního testu s názvem MAZMA dle Maleše a Žitňanského (2018). Tento test je vytvořen za účelem zjištění, jak moc pacient dokáže zapojit myoprotézu do jednotlivých

úkonů a základních ADL aktivit. Skládá se z deseti pohybových úkolů zaměřených na prověření jednotlivých dovedností pacienta. Výsledek nám procentuálně odpoví na to, jak je pacient schopen provádět jednotlivé úkoly s myoprotézou proti zdravé HK. Srovnání míry použití a dovedností pacienta je v porovnání vůči průměrnému zdravému člověku. Test se skládá z následujících částí:

1. Funkční trénink

Celkem lze získat 9 bodů, za každou splněnou polohu jsou 3 body. Počet opakování je v každé poloze 5x pro zjištění, zdali pacient funkci opravdu ovládá.

- Otevření a zavření dlaně (paže upažené, předpažené vzpažené)
- Pronace a supinace zápěstí (paže upažené, předpažené vzpažené)
- Zvednutí a položení lokte (v upažení do plné flexe a zpět do plné extenze)

2. Kooperační test provlékání

Tento úkon je zaměřený především na kooperační schopnost pacienta. Jde ale také o přesnost, rychlost a zrakovou kontrolu. V základní poloze jsou obě ruce položeny na desce stolu. Aktivita může být prováděna v sedu i ve stoje. Aktivitu začíná zdravou HK. Horní časová hranice testu je 25 vteřin pro provlečení 12 zdírek. Každá zdírka je hodnocena 1 bodem. Každá neukončená zdírka znamená bod dolů. Pacient tedy může získat maximálně 12 bodů. Pacient musí zvolit vhodný úchopový vzor, pokud to jeho myoprotéza umožňuje. Důležité je také správné načasování úchopu protahovaného kolíku.

3. Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou

Základní poloha: Pacient zaujímá stoj spatný a ruce jsou podél těla. Ve zdravé HK je umístěn molitanový míček o průměru 8 cm. Zrak pacienta je soustředěn na tečku umístěnou ve výšce jeho očí na zdi. Na povel přendá míček do myoprotézy a zpět do zdravé ruky před tělem v oblasti pánve. Následně za tělem v oblasti pánve. Test poté pokračuje v předpažení, ve vzpažení nad hlavou a poslední část v předklonu. Každá aktivita je provedena dvakrát, pro zjištění, zda pacient dovednost opravdu ovládá. Každá splněná část je hodnocena dvěma body. Pacient tedy může získat maximálně 10 bodů.

4. Block and block test s myorukou

Tento test je zaměřený na kvalitu a rychlost úchopu s myoprotézou. Horní časová hranice testu je 30 vteřin, každá kostička má hodnotu 0,3 bodu. Pacient nesmí kostičky házet, ale kvalitně je uchopit a přenést přes středovou bariéru. Může uchopit a přenést více kostiček najednou v jednom pohybu ale ty se počítají jako jedna.

5. Přemístění kolíčků na žebřině

Test zaměřený na kvalitu úchopu a neuromotoriku pacienta. Na žebřině je umístěno celkem 10 kolíčků v různé výšce. Pacient je musí dostat všechny na nejvyšší pozici. 7 kolíčků je normální velikosti a 3 jsou oproti nim třetinové. Každý kolíček, který je správně umístěný na horní lajnu, je hodnocený jedním bodem. Maximální počet získaných bodů je 10. Maximální čas na provedení jsou dvě minuty.

6. Grafomotorický test s myoprotézou

Test je určený pro hodnocení koordinačních schopností a jemné motoriky pacienta. Provádět se musí jedním tahem. Je hodnocen 10 body. Za každý přetah krajní hranice je 1 bod odečten. Bod je odečten i při přerušení celistvosti psané linie. Test je určen k přesnosti provedení dané činnosti, bez kompenzačních pohybů. Základní poloha je sed s lokty na podložce v pravém úhlu. Touto polohou bráníme, nezdravým kompenzačním pohybům trupu.

7. Koordinačně-kooperační test se šrouby

Na stavebnicovém stojanu je vytvořeno 5 otvorů. Pacient má na straně myoruky umístěno 5 matek. Na straně zdravé končetiny má umístěno 5 šroubů. Základní poloha je sed, lokty opřeny v pravém úhlu o desku stolu. Cílem cvičení je zašroubovat všechny šrouby a matky do vytvořených otvorů. Každé ukončené spojení je hodnoceno 2 body. Pacient si při uchopení matek nesmí pomáhat zdravou končetinou. Časový limit pro splnění úkolu, je 1 min. Složitost tohoto testu spočívá v tom, že pacient musí provádět krouživý pohyb zdravou končetinou. Současně však musí uchopit, nastavit a správně při šroubování stabilizovat matku vůči šroubu, což je dost obtížné. Cílem cvičení je zjištění diference úchopu mezi levou a pravou končetinou. Celkem je tedy možné získat 10 bodů.

8. Základní ADL aktivita - napití

Aktivita s bodovým ohodnocením 8 bodů. Je zaměřena na koordinaci a kooperaci obou HK. Zvláštní důraz je zde kladen na kvalitu provedení z hlediska bezpečnosti. Pacient pracuje s tekutinou, tudíž je protéza v nebezpečí politím. Aktivitu rozdělujeme na 4 části a každou správně provedenou hodnotíme 2 body:

- Pacient musí láhev uchopit ideálním tlakem,
- Otevřít láhev
- Nalít tekutinu do sklenice
- Láhev bezpečně položit a napít se

9. Základní ADL aktivita – použití příboru

Pro tuto aktivitu je zásadní správný úchop pro použití příborů. Při tomto testu používáme vidličku a nůž. Jako potrava je zvolen banán. Cílem je nakrájet banán na pět kousků a dostat alespoň dva do dutiny ústní. Dle typu protézy sledujeme provedení úchopu a koordinaci obou končetin. Bodově hodnotíme následující části provedení. Každou úspěšně splněnou část hodnotíme 2 body.

- Úchop příboru
- Nastavení úhlu pro manipulaci
- Stabilizaci jídla během provedení
- Kontrola myosignálů
- Rychlost provedení

Celkem je možné získat 10 bodů.

10. Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem

U této aktivity je hodnoceno využití myoprotézy během obléknutí mikiny se zipem. Hodnotí se kvalita úchopu jednotlivých částí oblečení. Koordinace pohybů a nastavení protézy do správných úhlů při přidržení a navlékání příslušných částí oblečení. Pacient by například, pokud je vybaven rukou bebionic, měl při protahování ruky rukávem nastavit ruku do silového úchopu, aby nedošlo k poškození jednotlivých prstů. Každou z těchto tří částí, pokud je úspěšně ukončena, hodnotíme 3 body. Celkem je možné získat 9 bodů.

Celkový počet bodů v testu je 100. Tento počet bodů odpovídá 100 % funkce zdravé ruky. Po vyhodnocení, tedy získáváme míru efektivity použití myoprotézy u pacienta s amputací HK ve srovnání se zdravou rukou v daných základních aktivitách. Počet získaných bodů je tedy procentuálním počtem funkční efektivity myoprotézy proti zdravé ruce. Během testování je díky možnosti propojení s myoprotézou sledovat aktivitu pacienta, což nám dává další ukazatele pro zlepšení jeho celkové protetické rehabilitace.

4.4 Zpracování a analýza dat

Veškerá data a údaje získané pomocí anketního šetření jsem zpracoval do měrného listu pacienta. Validita některých získaných dat anketního šetření je závislá na zodpovědném přístupu jednotlivých probandů a nedá se nijak ověřit. Data, která je možné ověřit z dodaných lékařských zpráv, jsem zkontroloval. Data, která je možné prověřit jako např. délka amputačního pahýlu nebo stav kožní tkáně jsem dovyšetřil pro získání aktuálního stavu.

Data získaná v praktické části, kdy probíhalo pozorování měření efektivity používání myoprotetické pomůcky, byla pečlivě zaznamenávána do připraveného archu. Data týkající se myosignálu a celkové myoaktivity byla ukládána do speciálního softwaru Paula a Myo-Plus. Jejich přesný popis najdete v kapitole možnosti ovládání myoprotézy.

5 Výsledky měření efektivity použití myoelektrické protězy u jednotlivých pacientů

V následující kapitole jsou uvedeny a vyhodnoceny výsledky získané v průběhu výzkumného šetření. Také jsou zde zaznamenány doporučení pro další zlepšení testovaného probanda.

5.1 Testování probanda Č. 1

5.1.1 Protetická anamnéza probanda Č. 1

Pohlaví a věk: Muž, 26 let

Příčina a délka amputace: Vrozená, 23 cm od volární řasy

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Kožní tkáň normální, rudimenta klidná

Celková výška a váha: Výška 179 cm, hmotnost 75 kg

Citlivost pahýlu / fantomové bolesti: Citlivost pahýlu je normální, pouze v distální oblasti na mediální straně snižena

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Rozsah pohybu je ve všech kloubech normální, pacient po výhřezu Th7-8 (2017).

Protetické vybavení: Bebionic + bez rotátor, dvě elektrody, čtyřkanálové řízení

Úroveň myosignálu: flexorová skupina 48 mV, extenzorová skupina 39 mV

Práce: protetik – ortotik

Volnočasové aktivity: běh, judo, tenis

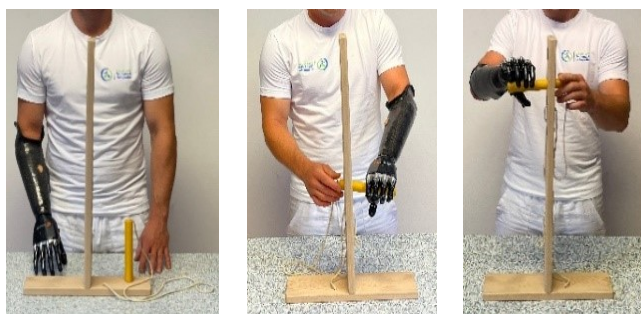
5.1.2 Měření probanda Č. 1

Funkční test: Pacient není vybaven aktivním rotátorem, takže testujeme pouze pohyb otevření a zavření proti gravitaci. Pacient zvládl ve všech polohách bez problémů ovládat protězu. Síla myosignálu i citlivost elektrod je optimální. Získaný počet bodů je 9.



Obrázek 55: Funkční test - proband Č. 1

Kooperační test provlékání: Pacient zvládl za 25 vteřin provléknout 11 zdířek. Pro aktivitu zvolil silový úchop. Předávání kolíku bylo velice koordinované a rychlé. Získaný počet bodů 11.



Obrázek 56: Kooperační test provlékání - proband Č. 1

Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou: Pacient splnil bez problému všechny polohy. Jeho uvědomění o poloze předmětu v prostoru je i s částečnou zrakovou kontrolou na velmi vysoké úrovni. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 57: Kooperační test s míčkem - proband Č. 1

Block and block test s myorukou: Pacient přesunul ve vyměřené časové jednotce 11 kostek. Pro aktivitu použil pinzetový úchop. Největším problémem bylo správné vyhodnocení nastavení úhlu pro úchop kostičky. Pro zlepšení bude nutné pod

zrakovou kontrolou trénovat techniku rychlosti a přesnosti úchopu drobných předmětů. Získaný počet bodů 3,3.



Obrázek 58: Block and block - proband Č. 1

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacient dokázal dostat na horní lajnu všech 7 kolíčků normální velikosti a jeden třetinový. Největším problémem byla přesnost a zvolení správného úchopového vzoru při manipulaci s třetinovými kolíčky. Pacient měl na místo klíčového úchopu, který dobře fungoval u velkých kolíčků, zvolit pinzetový úchop, který by dobře uchopil třetinové kolíčky. Získaný počet bodů je 8.



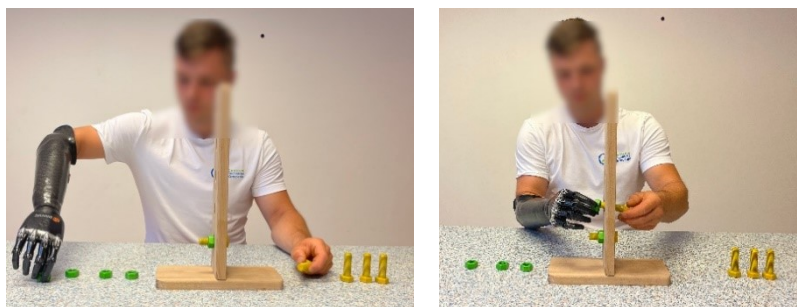
Obrázek 59: Přemístění kolíčků - proband Č. 1

Grafomotorický test s myoprotézou: Pacient taženou linii přerušil pouze jednou a mimo stanovené ohraničení se nedostal. Musel se ale hodně soustředit na přesné vedení pohybu myoruky a držení psací potřeby. Pro zlepšení bude nutné odbourat přílišné soustředění na držení psací potřeby protézou. Zajímavá byla změřená myoaktivita, která vykazovala zvýšené zapojení flexorů. Což znamená, že pacient během provedení aktivoval svalové skupiny pro uzavření dlaně, a tudíž neměl relaxovanou aktivitu. Ta je ale pro provedení vhodnější. Takto zbytečně přetěžuje končetinu a rychleji se unaví. Ovšem z provedení úkolu získal 9 bodů.



Obrázek 60: Grafomotorický test - proband Č. 1

Koordinčně-kooperační test se šrouby: Pacient měl největší problém při úhlovém nastavení matek vůči šroubu. Myoaktivita svalstva byla zvýšená na flexorových skupinách. Při dlouhodobém trvání této aktivity by se pacient rychle unavil. Pro zlepšení se musí více věnovat drobným kooperačním pohybům mezi levou a pravou končetinou. Přesto ve stanovené časové jednotce zvládl ukončit 3 šroubová spojení. Získal 6 bodů.



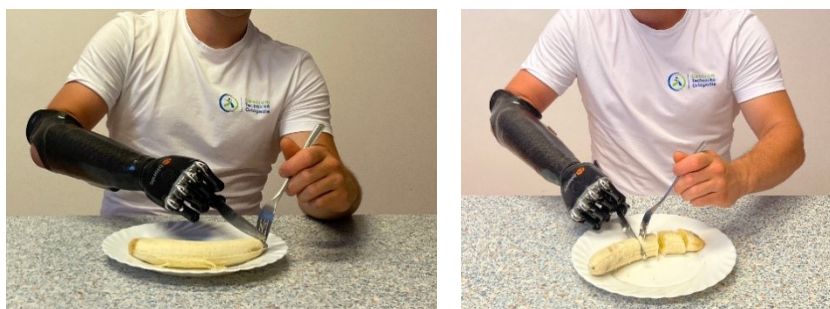
Obrázek 61: Koordinční test se šrouby - proband Č. 1

Základní ADL aktivita – napítí: Pacient kvalitu provedení zvládl perfektně. Skvěle povolil sílu úchopu před nalitím, tak aby nezmáčkl plastovou láhev a tím nepolil protézu. Měřená aktivita v přiměřené rovině. Pacient nemá rotační adaptér, rotace tedy pasivně zajištěna rotací ulny proti rádiu. Získaný počet bodů 8.



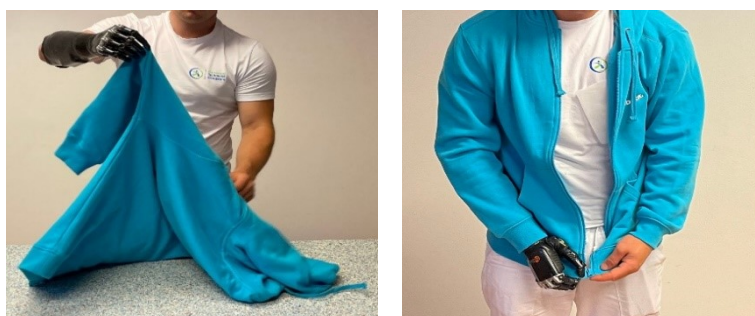
Obrázek 62: ADL napítí - proband Č. 1

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacient je vybaven myodlaní bebionic, takže nůž je na straně myoprotézy a zdravá končetina stabilizuje potravu. Standardně se pro tuto aktivitu používá klíčový úchop. Pacientovi ale spíše vyhovuje silový úchop. Tuto aktivitu zvládá velice dobře, protože již více jak rok nejedl bez protézy. Pokrok je znatelný, aktivita je bezproblémová. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 63: ADL použití příboru - proband Č. 1

Základní ADL aktivita - oblékání mikiny se zipem: Pacient úkon zvládl, ale některé věci, bude nutné zlepšit. Počáteční úchopy oblečení velice dobře provedl, pak ale nezavřel při provlékání rukávem ruku do silového módu, což by mohlo vést k poškození prstů. Při úchopu zipu chce zlepšit nastavení úhlu, ale zip se podařilo zaseknout i zapnout. Pacient musí mít více trpělivosti. Získaný počet bodů 6.



Obrázek 64: ADL oblékání - proband Č. 1

Celkové hodnocení: Pacient dopadl velice dobře a celkově získal 80.3 % funkční efektivity v základních aktivitách v porovnání se zdravou končetinou. Musí se více zaměřit na rychlost úchopu. Musí odbourat přílišné soustředění na provedení aktivity, protože ho to zpomaluje. Také se musí zaměřit na cvičení relaxované polohy. Neustále zapojování flexních svalových skupin ho při delších aktivitách bude vyčerpávat.

5.2 Testování probanda Č. 2

5.2.1 Protetická anamnéza probanda Č. 2

Pohlaví a věk: Muž, 28 let

Příčina a délka amputace: Trauma, 16 cm od volární řasy

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Bolestivost na distálním konci, podezdření na neuron

Celková výška a hmotnost: 179 cm, 59 kg

Citlivost pahýlu / fantomové bolesti: Distální strana pahýlu je citlivější, v lůžku bylo nutné odlehčit, pro lepší manipulaci s těžkými předměty

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Bolestivost v bederní oblasti-řešeno na ortopedii, nesmí zvedat těžké předměty ze země

Protetické vybavení: MyoHand VariPlus Speed + rotátor, dvě elektrody, čtyřkanálové řízení

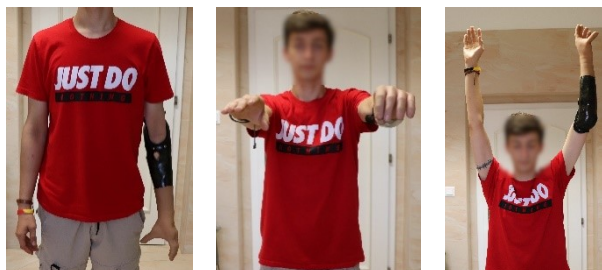
Úroveň myosignálu: Flexorová skupina 36 mV, extenzorová skupina 28 mV

Práce: Svářeč-zámečnick

Volnočasové aktivity: Běh, airsoft, brusle

5.2.2 Měření probanda Č. 2

Funkční trénink: Protože má pacient středně dlouhý amputační pahýl je vybaven aktivní rotací myodlaně. Bylo tedy nutné kromě otevření a zavření myodlaně ve špetkovém úchopu, zkontrolovat i aktivní pronaci a supinaci zápěstí. Pacient zvládl úkol absolutně bez problému. Protéza je v jednotlivých úrovních proti gravitaci plně pod kontrolou. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 65: Funkční test - proband Č. 2

Kooperační test provlékání: Pacient zvládl provléknout za 25 vteřin 7 zdírek. Základní problém byl v nedostatečně silném úchopu a rychlosti předání. Pacient nedokázal dostatečně rychle reagovat a stisknout myodlaní kolík. Zároveň dvakrát protéza namísto stisku začala pronovat. To bylo způsobené přílišnou silou kontrakce na flexorové svalové skupině. Tu pacient provedl, aby stiskl rychle kolík. Myoruka jí ale vyhodnotila jako signál pro rotaci zápěstí. Je tedy nutné u pacienta zlepšit kvalitu jednotlivých myosignálních povelů v rychlosti. Získaný počet bodů je 7.



Obrázek 66: Kooperační test provlékání - proband Č. 2

Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou: Pacient neměl problém v žádné předávací pozici, uvědomění je na velmi vysoké úrovni. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 67: Kooperační test s míčkem - proband Č. 2

Block and block test s myorukou: Pacient zvládl za 30 s přesunout 6kostiček. Problém je obdobný jako u předávání kolíků. Pacient nedokáže v rychlosti správně určit sílu kontrakce a myodlaň místo stisku pronuje. Při otevření a puštění kostičky už problém nebyl. Pacient sám na konci hodnotil tento cvik, jako nejhorší aktivitu. Získaný počet bodů je 2,4.



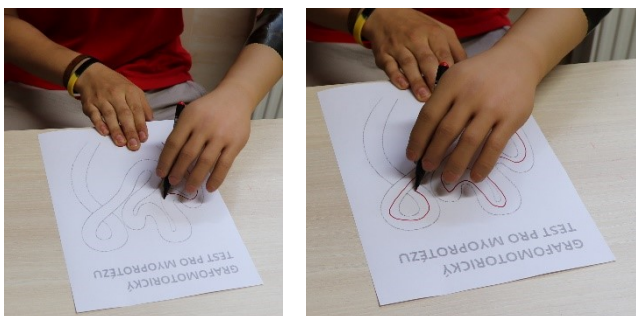
Obrázek 68: Block and block - proband Č. 2

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacient dokázal přesunout všech 10 kolíčků. V časové jednotce 2 minut, kdy nebyl ve stresu z rychlosti provedení úkonu, neměl s úchopem ani manipulací žádný problém. Pod zrakovou kontrolou velice vhodně využil rotátor, pro změnu úhlu při úchopu malých kolíku. Tuto aktivitu zvládnul velice dobře. Získaný počet bodů je 10.



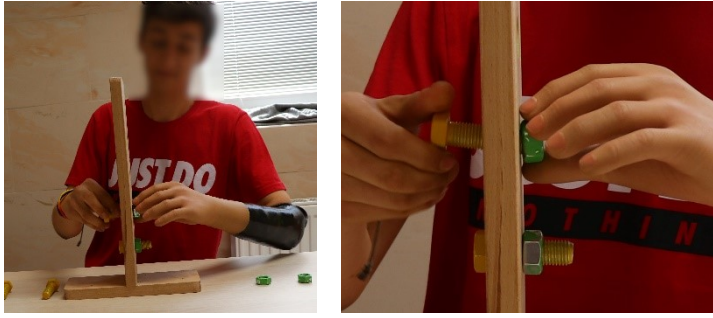
Obrázek 69: Přemístění kolíčků - proband Č. 2

Grafomotorický test s myoprotézou: Pacient zvládl tento úkol velice dobře. Umí výborně zrelaxovat ovládací svalové skupiny během prováděného pohybu. Proto je psaná linie plynulá a bez přerušení. Získaný počet bodů 10.



Obrázek 70: grafomotorický test - proband Č. 2

Koordinčně-kooperační test se šrouby: Pacient dokázal v časové jednotce ukončit 3 plné spojení. Kooperace obou končetin je velice dobrá. Pouze 1krát pacient na místo úchopu matky začal rotovat. Získaný počet bodů je 6.



Obrázek 71: Koordinační test se šrouby - proband Č. 2

Základní ADL aktivita – napítí: Pacient aktivitu zvládl, všechny části aktivity provedl velice soustředěně. To je skvělé, protože vidíme, že plně chápe, na co si musí při provedení dávat pozor. Při nalití vody do sklenice zvládl použít pronaci i supinaci. Jediné, co je nutné ještě trénovat, je rychlost provedení. Získaný počet bodů 8.



Obrázek 72: ADL napítí - proband Č. 2

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacient zvládl aktivitu velmi dobře. Je poznat, že protézu při jídle využívá již 5 měsíců. Myodlaň typu VariPlus Speed umožňuje sice jeden úchopový vzor a to špetkový, ale pro držení příboru je dostačující. Pacient má výborně zvládnutý úchop nože, jak stabilizaci mezi prsty, tak jeho opření na mediální části dlaně. Jediné, co je nutné ještě odbourat, jsou zbytečné kompenzační pohyby ramenního kloubu. Pacient si musí jídlo do správné pozice připravit a stabilizovat vidličkou. Nikdy správnou pozici pro řezání nenastavujeme jenom z ramenního a loketního kloubu. Získaný počet bodů 10.



Obrázek 73: ADL použití příboru - proband Č. 2

Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem: Pacient úkon nakonec zvládl, ale ne v ideálním provedení. Měl problém s přípravou úhlu pro navlečení jezdců. Při zapínání měl potíže i s tažením jezdců, protože si s myorukou nedokázal stabilizovat zip v dobrém úhlu. Bylo mu vysvětleno, že myodlaň si pomocí rotátoru nastaví úchopovou část k tělu. Následně uchopí látku vedle zasouvacího média pro jezdců, tak aby ji ve správném úhlu pro navlečení stabilizoval. Poté zatlačí myodlaní drženou část mikiny k zemi a zdravou rukou zapne zip. Na obrázku níže je vidět správné provedení zapnutí. Získaný počet bodů je 3.



Obrázek 74: ADL oblékání - proband Č. 2

Celkové hodnocení: Největším problémem u probanda Č.2 při měření efektivity používání myoprotézy, bylo nedostatečné uvědomění síly kontrakce v rychlosti prováděných aktivitách. Při rychlých úkonech nedokáže vyvolat správnou intenzitu svalové kontrakce, aby protéza provedla potřebný pohyb. Toto lze odbourat pouze neustálým trénováním problémových aktivit, které jsou závislé na rychlosti provedení. Dále byl problém s jemnou motorikou a kooperativní činností. Pacient se musí více soustředit na kvalitu provedení při zapojení obou končetin. Nesnažit se ulehčit aktivitu kompenzačním pohybem nebo bez zapojení myoprotézy. Pacient dosáhl 76 % efektivity použití myoprotézy proti zdravé ruce.

5.3 Testování probanda Č. 3

5.3.1 Protetická anamnéza probanda Č. 3

Pohlaví a věk: Muž, 6 let

Příčina a délka amputace: Vrozená transradiální amputace na pravé straně, 11 cm od volární řasy

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Rudimenta viditelná, bez bolesti

Celková výška a hmotnost: 117 cm, 20 kg

Citlivost pahýlu / fantomové bolesti: Bez zvýšené citlivosti

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Rozsah pohybu ve všech kloubech je normální, slabé skoliotické držení – řeší rehabilitací

Protetické vybavení: Electrohand 2000 s pasivní rotací, dvě elektrody, vybavení používá od roku od listopadu 2018

Úroveň myosignálu: Flexorová skupina 42 mV, extenzorová skupina 38 mV

Práce: Školka, od září nastupuje do základní školy

Volnočasové aktivity: Jízda na kole, běhání, hasiči

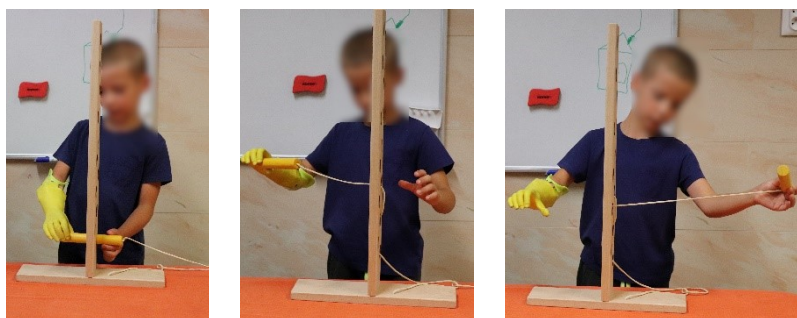
5.3.2 Měření probanda Č. 3

Funkční test: Pacient není vybaven aktivním rotátorem, takže testujeme pouze pohyb otevření a zavření myodlaně proti gravitaci. Pacient zvládl první dvě úrovně bez potíží. Problém se objevil v úrovni nad hlavou s otevřením. Po kontrole zjištěno, že elektrody jsou v této pozici v plném kontaktu. Problém s ovládáním je způsoben nedostatečnou separací signálu při vzpažení nad hlavou. Získaný počet bodů je 6.



Obrázek 75: Funkční test - proband Č. 3

Kooperační test provlékání: Pacient zvládl za 25 vteřin 6 zdírek, problém byl v nedostatečně silném úchopu a v rychlosti předání. Pacient si chtěl v rámci rychlosti zapojit zdravou ruku i na druhé straně provlékání, kde ale musí pracovat myoprotéza. V rámci rychlosti tedy zapomněl kooperovat. U dítěte je tento stav normální. Zde musí zafungovat rodiče, kteří při činnostech musí neustále dítěti připomínat, aby používalo obě ruce a tím kooperovalo. Získaný počet bodů 6.



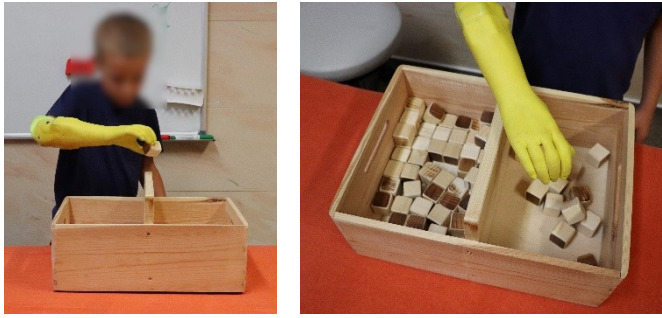
Obrázek 76: Kooperační test provlékání - proband Č. 3

Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou: Pacient neměl problém v pozici před tělem, orientace za tělem mu ale činila značné problémy. Uvědomění si pozice myoruky a předmětu bez úplné zrakové kontroly byl problém. Do budoucna je důležité pro složitější systémy zlepšit koordinaci s částečnou zrakovou kontrolou a vzdáleností uvědomění. Pacient bude aktivitu více trénovat s rodiči. Na obrázku 77 je patrné, jak si pacient chtěl dopomoci ke kontaktu zrakovou kontrolou. Získaný počet bodů 8.



Obrázek 77: Kooperační test s míčkem - proband Č. 3

Block and block test s myorukou: Pacient zvládl za časovou jednotku přesunout 8 kostiček, což je velice dobrý úspěch. Zvládá úchop i manipulaci, ale pro zlepšení bude důležité načasování úchopu. Pacient má slabší signál pro otevření, občas si chtěl dopomoci při pouštění kostičky švihem. Získaný počet bodů 2,4.



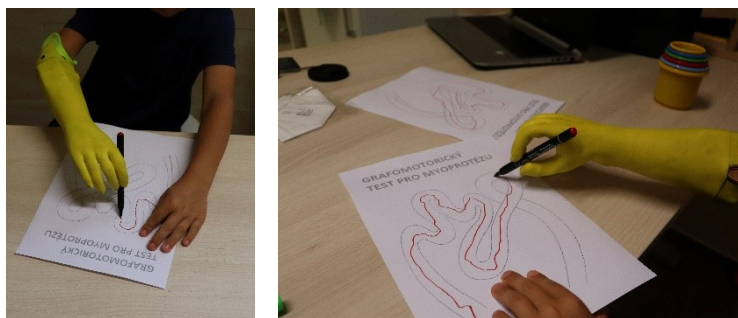
Obrázek 78: Block and block - proband Č. 3

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacient měl při tomto cvičení velký problém s manipulací v prostoru. Zaměřit se na drobný detail a zároveň protézu zavřít je už komplikované a musí být trénováno. Přílišné soustředění na ovládání pomůcky vedlo k velké aktivaci flexorových skupin a pacient se během cviku značně unavil. Pro zlepšení je nutné zvětšit svalovou sílu a naučit se relaxovanou polohu. Tím docílíme, že bude pacient více uvolněný a aktivita bude přesnější. Získaný počet bodů je 5.



Obrázek 79: Přemístění kolíčků - proband Č. 3

Grafomotorický test s myoprotézou: Pacient zvládl tento úkol se ztrátou dvou bodů. Přílišné zapojení flexorového svalstva vedlo ke špatné koordinaci a volnosti pohybu. Z toho důvodu je čára tak klikatá a nerovná. Po naučení relaxované polohy v pohybu, se tento cvik pro jemnou motoriku velmi zlepšil. Získaný počet bodů je 8.



Obrázek 80: Grafomotorický test - proband Č. 3

Koordinčně-kooperační test se šrouby: Pacient měl největší problém při úhlovém nastavení matek proti šroubům. Myoaktivita svalstva byla zvýšená na flexorových skupinách. V rámci rychlosti provedení měl pacient nutkání použít druhou ruku. Tento zlozvyk je nutné co nejdříve odbourat. Kooperace je při tomto cviku horší, ale přiměřená k věku pacienta. Nedokázal udržet sevření matky při šroubování a ruka se otevírala. To je způsobené nedostatečným řízením signálu. Pacientovi se podařilo ukončit 1 šroubové spojení. Získaný počet bodů je 2.



Obrázek 81: Koordinční test se šrouby - proband Č. 3

Základní ADL aktivita – napití: Pacient úkol zvládl ve všech bodech. Kvalita provedení je ale úměrná věku pacienta a je nutné na ní pracovat. Do budoucna se musíme zaměřit na udržení relaxované aktivity po stisknutí předmětu. Během aktivity, při nalití byla zvýšená aktivita na flexorové skupině a tu musí pacient zrelaxovat. Pak bude provedení perfektní. Získaný počet bodů je 8.



Obrázek 82: ADL napití - proband Č. 3

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacient již zvládá držení příboru velmi dobře. Myodlaň electrohand 2000 umožňuje silné držení pro nůž, které se pacient naučil využívat. Díky spolupráci s paní učitelkou, která na něho dohlíží, pacient používá protézu i během obědů ve školce, což je velmi důležité. Kooperace pohybů při této aktivitě je vůči věku normální. Musíme na ní pracovat a přirozeně jí dal rozvíjet. Získaný počet bodů 10.



Obrázek 83: ADL použití příboru - proband Č. 3

Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem: Pacient úkon trénuje již více než rok každé ráno, než jde do školky, takže s ním nemá žádný problém. Kvalita i rychlost provedení je na vysoké úrovni. U tohoto úkonu je přesně vidět, že dětský pacient může zvládat některé aktivity lépe než dospělí. Získaný počet bodů je 9.



Obrázek 84: Oblékání - proband Č. 3

Celkové hodnocení: Největším problémem u probanda Č.3 při měření efektivity používání myoprotézy byla kooperace a koordinace pohybů. To je ale vzhledem k věku normální. Pacient je již na velmi vysoké úrovni používání myoprotézy, přesto je stále nutný dohled nad správným prováděním jednotlivých úkonů. Pacient má někdy sklony pomoci si zdravou rukou místo toho, aby zapojil myoruku. Na kooperaci a koordinaci obou HK musí dávat rodiče obzvláště pozor, protože od září pacient nastupuje do základní školy. Zapojení obou horních končetin ve školní docházce je nutné pro zdravý psychomotorický vývoj. Nutná je spolupráce s třídní učitelkou. Pacient dosáhl v měření funkční efektivity myoprotézy proti zdravé horní končetině 64,4 %.

5.4 Testování probanda Č. 4

5.4.1 Protetická anamnéza probanda Č. 4

Pohlaví a věk: Žena, 15 let

Příčina a délka amputace: Získaná (onkologie 08.2020), 15 cm

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Bolestivost na distálním konci, nutná reamputace pro správné zapojení svalových skupin (03.2021), poté již bez bolesti

Celková výška a hmotnost: 168 cm, 52 kg

Citlivost pahýlu / fantomové bolesti: Na distálním konci při větším tlaku brnění, fantomové bolesti ve večerních hodinách před spaním

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Rozsah pohybu je normální, bez degenerativních změn

Protetické vybavení: Bebionic + myoplus

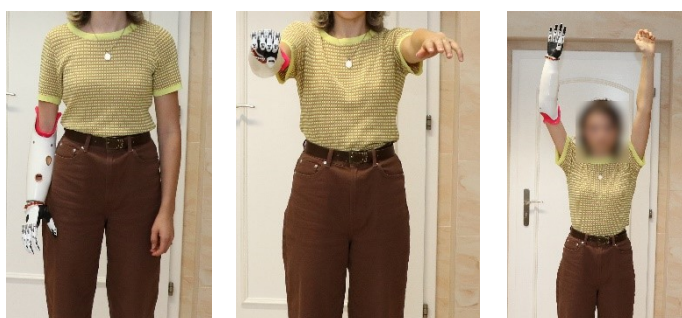
Úroveň myosignálu: 42 mV 43 mV

Práce: Studentka gymnázia

Volnočasové aktivity: Horolezectví, malování, kreslení, kolo

5.4.2 Měření probanda Č. 4

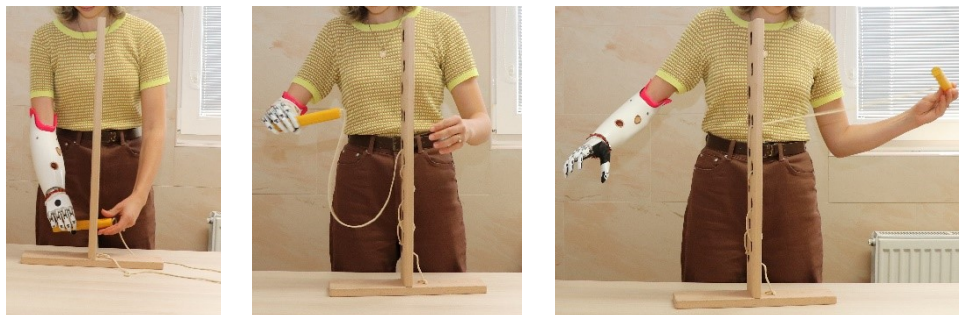
Funkční test: Proběhl bez problémů, protéza je plně pod kontrolou. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 85: Funkční test - proband Č. 4

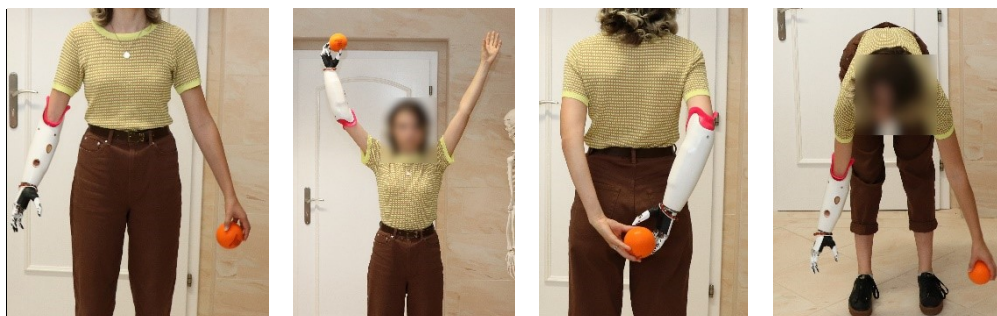
Kooperační test provlékání: Pacientka zvládla za 25 vteřin provléci 8 zdířek. Pro provedení zvolila správně silový úchop. Při provedení úkonu se ruka dvakrát zavřela do špetkového úchopu. Tento omyl byl způsoben vygenerováním špatného svalového vzorce. Zlepšit kvalitu vzorů při rychlých aktivitách, nejde provést jinak

než tréninkem těchto aktivit zaměřených na rychlost úkonu. Získaný počet bodů je 8.



Obrázek 86: Kooperační test provlékání - proband Č. 4

Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou: Pacientka neměla problém v žádné pozici. Pacientka doma tento cvik cvičí třikrát týdně. Uvědomění je na vysoké úrovni. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 87: Kooperační test s míčkem - proband Č. 4

Block and block test s myorukou: Pacientka dokázala za 30 vteřin přesunout 10 kostiček. Zvolila správně špetkový úchop. V rámci rychlosti provedení úkolu ale dvakrát vydala svalový vzorec pro pinzetový úchop, což vedlo ke špatnému zachycení kostičky. Na kvalitě svalových vzorců v rychlosti je nutné ještě pracovat cvičením. Získaný počet bodů je 3.



Obrázek 88: Block and block - proband Č. 4

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacientka dokázala v časové jednotce přemístit pouze tři kolíčky. Základní problém byl, že v přesném úchopu nedokázala vyvolat požadovanou sílu kontrakce, aby protéza dověřela a uvolnila kolíček. Pro zlepšení bude nutné posílit sílu myodlaně. Získaný počet bodů 3.



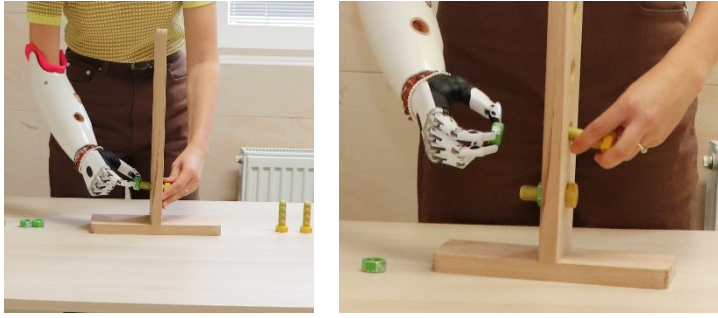
Obrázek 89: Přemístění kolíčků – proband Č. 4

Grafomotorický test s myoprotézou: pacientka zvládla úkon bez sebemenších potíží, grafomotoriku trénuje při kreslení s myoprotézou. Získaný počet bodů 10.



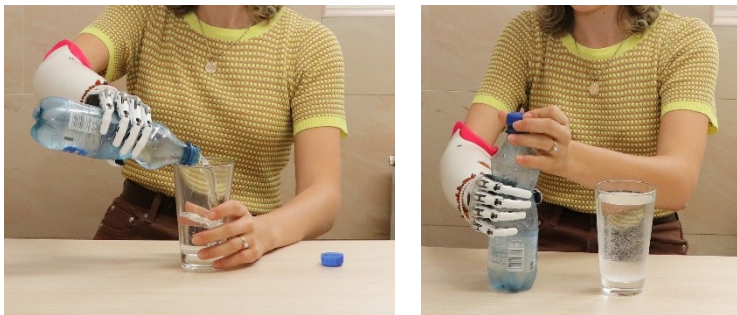
Obrázek 90: Grafomotorický test - proband Č. 4

Koordinačně-kooperační test se šrouby: pacientka dokázala ukončit dvě šroubová spojení. Koordinace a kooperace zatím ještě není na vysoké úrovni. Pacientka měla problém správně nastavit matku proti šroubu. Při dalším trénování pacientky se budeme zaměřovat na drobné kooperační úkony, abychom dosáhli zlepšení. Získaný počet bodů je 4.



Obrázek 91: Koordnační test se šrouby - proband Č. 4

Základní ADL aktivita – napití: Pacientka zvládla kvalitu provedení. Objevil se pouze jeden problém. Při nalévání vody do sklenice pacientka zvýšila stisk lahve, ale dokázala včas povolit, aby nedošlo k rozliti tekutiny. Měřená myoaktivita v přiměřené rovině, zvedla se pouze v inkriminovaný okamžik nalití. Pacientka skvěle využila rotační adaptér. Funkci pronace i supinace má zvládnutou. Získaný počet bodů je 8.



Obrázek 92: ADL napití - proband Č. 4

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacientka je vybavena myodlaní bebionic. Nůž je na straně myoprotézy a zdravá končetina stabilizuje potravu. K úchopu nože používá silový úchopový vzor. Aktivita je bezproblémová. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 93: ADL použití příboru - proband Č. 4

Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem: Pacientka zvládla úkol bez problémů. Ruku zavřela do silového úchopu při provlékání rukávem. Dokáže stabilizovat a nastavit úhlově části oblečení tak, aby navlékla i zapnula jezdcem zip. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 94: ADL oblékání - proband Č. 4

Celkové hodnocení: Pacientka dosáhla v celkovém hodnocení funkční efektivity při použití myoprotézy 74 %, proti zdravé ruce. Pro zlepšení je nutné ještě zapracovat na drobných kooperačně koordinačních pohybech. Při testování úchopu kolíčků jsme zjistili, že je nutné posílit stisk myoruky, aby pacientka mohla pevně stisknout drobné předměty. Celkově je ale na velmi vysoké úrovni užívání. V tuto chvíli dokáže v systému myoplus plně ovládat 5 rozdílných úchopových vzorů.

5.5 Měření probanda Č. 5

5.5.1 Protetická anamnéza probanda Č. 5

Pohlaví a věk: Žena, 38 let

Příčina a délka amputace: Onkologie, transhumerální amputace, 16 cm z axily

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Jizva volná, bez bolesti, citlivost na distálním konci normální

Celková výška a hmotnost: 174 cm, 58 kg

Citlivost pažy / fantomové bolesti: Citlivost na distálním konci normální, fantomové bolesti nejsou pouze pocity

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Rozsah pohybu je normální, bez degenerativních změn

Protetické vybavení: Loketní kloub dynamic arm + MyoHand VariPlus Speed + rotátor, dvě elektrody, přepínání pomocí kokontrakce

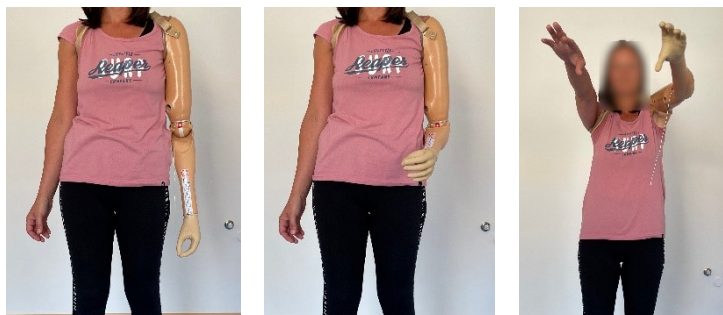
Úroveň myosignálu: Flexorová skupina-36 mV, extenzorová skupina-43 mV

Práce: Kontrolorka kvality

Volnočasové aktivity: Běhání, jízda na kole, turistika

5.5.2 Měření probanda Č. 5

Funkční test: Proběhl bez problému, protéza je plně pod kontrolou. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 95: Funkční test - proband Č. 5

Kooperační test provlékání: Pacientka zvládla za 25 vteřin provléci 5 zdířek. Pro provedení dala protézový loketní kloub Dynamic arm nejprve do úhlu 120° a následně do 92°. Pro tuto úroveň amputace je to velice dobrý výkon. Pro zlepšení

bude nutné lepší zvládnutí intuitivního používání. Pacientka se příliš soustředí na protézu a zapomíná na kooperaci s druhou zdravou končetinou. Získaný počet bodů 5.



Obrázek 96: Kooperační test provlékání - proband Č. 5

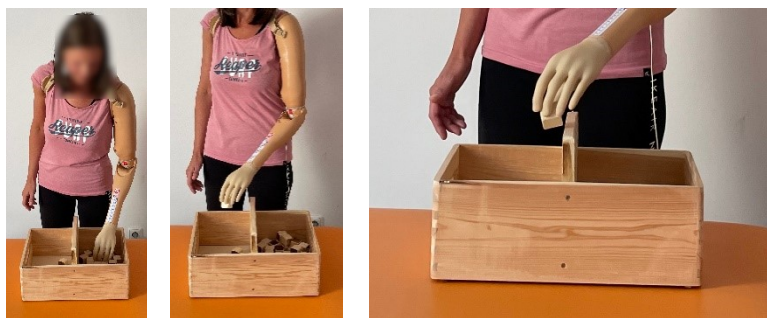
Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou:

Pacientka měla problém v pozici za zády a nad tělem, kde nedokázala balónek bez zrakové kontroly předat. Tento problém byl částečně způsobený i tvarem protézového lůžka, které pacientku v pohybu ruky za tělem a nad tělem limituje. Získaný počet bodů 6.



Obrázek 97: Kooperační test s míčkem - proband Č. 5

Block and block test s myorukou: Pacientka dokázala za 30 vteřin přesunout 4 kostičky. Odhad vzdálenosti a rychlost manipulačního pohybu je pro pacientku problém. V rychlosti provedení na místo otevření či zavření protézové dlaně, dochází k přepínání do zápěstí či lokte. Pro zlepšení je nutné zlepšit relaxovanou polohu, aby nedocházelo ke kokontrakci. Během provedení pacientka také třikrát narazila do dělicí bariéry. To lze odbourat pouze neustálým trénováním, aby se pacient naučil vzdálenosti odhadovat. Získaný počet bodů 1,2 bodů.



Obrázek 98: Block and block - proband Č. 5

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacientka dokázala v časové jednotce přemístit čtyři kolíčky. Pro zlepšení se musí více zaměřit na rychlost přepínání mezi loktem a dlaní. Během úkonu se na místo do dlaně přepnula dvakrát do zápěstí. Dále musí zlepšit vnímání vzdálenosti, což je stěžejní při transhumerální amputaci pro nastavení flexního úhlu lokte. Získaný počet bodů 4.



Obrázek 99: Přemístění kolíčků - proband Č. 5

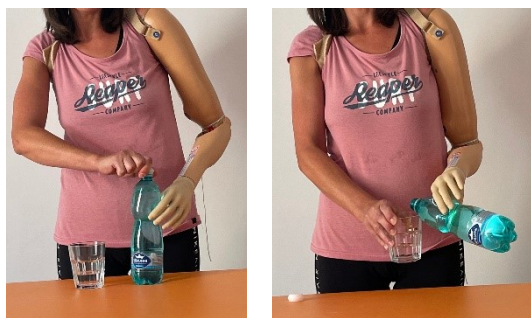
Grafomotorický test s myoprotézou: Pacientka tento úkon zvládla, ale tažnou linii dvakrát přerušila a čtyřikrát přetáhla mimo bariéru. Problém byl i v samotném držení a nastavením úhlu pera v myodlaní. U provedení je znát, že tuto aktivitu vůbec netrénuje. Získaný počet bodů 4.



Obrázek 100: Grafomotorický test - proband Č. 5

Koordinačně-kooperační test se šrouby: Pacientka nezvládla ukončit v časové jednotce ani jedno šroubové spojení. Problém byl, že nedokázala vhodně úhlově nastavit matku proti šroubu. Pacientka se musí více změřit na kooperaci a koordinaci pohybu obou horních končetin. Přílišné soustředění na ovládání myoprotézy ji velmi omezuje. Získaný počet bodů 0.

Základní ADL aktivita – napítí: Pacientka zvládla dobře kvalitu provedení. Vhodně nastavila loket do 90° a uchopila láhev. Využila rotátor pro nalití a zdravou horní končetinou správně nastavila skleničku. Napítí a zavření bez problému. Tuto aktivitu pacientka denně trénuje, proto jí její provedení nedělá žádné problémy. Získaný počet bodů 8.



Obrázek 101: ADL napítí - proband Č. 5

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacientka je vybavena loketním kloubem dynamic arm a myorukou VariPlus Speed. Nůž si pacientka tedy dala správně na stranu zdravé horní končetiny. Vidličku si nastavila na stranu myoprotézy pro stabilizaci jídla. Pomocí rotátoru a flexe loketního kloubu, pak dostala jídlo k ústům. Získaný počet bodů 10.



Obrázek 102: ADL použití příboru - proband Č. 5

Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem: Pacientka zvládla úkol bez problémů. Nejprve správně jako první provlékla myoruku rukávem, jako druhou pak zdravou horní končetinu. Poté myorukou stabilizovala zip mikiny pro nasazení jezdce. Následně pak mikinu zdravou horní končetinou zapnula. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 103: ADL oblékání - proband Č. 5

Celkové hodnocení: Pacientka dosáhla v celkovém hodnocení funkční efektivity při použití myoprotézy 56,2 %, proti zdravé horní končetině. Po 7. měsících používání myoruky je to velice dobrý výsledek. Rozhodně ale máme prostor kam se posouvat. Pacientka se musí více soustředit na kooperaci obou horních končetin. Při provádění jednotlivých úkonů se příliš soustředí na myoprotézu a zapomíná kooperovat. Další prostor pro zlepšení je ve vzdálenostním uvědomění. Pacientka ještě nemá dostatečné uvědomění, kde se koncová část nachází. Toto uvědomění je klíčové pro správné nastavení úhlu loketního kloubu.

5.6 Testování probanda Č. 6

5.6.1 Protetická anamnéza probanda Č. 6

Pohlaví a věk: Muž, 19 let

Příčina a délka amputace: Vrozená, 7 cm od volární řasy

Stav kožní tkáně / jizvy / rudimenta: Kožní tkáň normální, rudimenta klidná

Celková výška a hmotnost: 176 cm, 75 kg

Citlivost pahýlu / fantomové bolesti: Normální citlivost, fantomové bolesti ani pocity nejsou

Rozsah pohybu / degenerativní změny: Rozsahy pohybu jsou ve všech kloubech normální, znatelně větší muskulatura levé horní části těla

Protetické vybavení: Greifer + rotátor, dvě elektrody, čtyřkanálové řízení

Úroveň myosignálu: Flexorová skupina 45 mV, extenzorová skupina 39 mV

Práce: Student ekonomie

Volnočasové aktivity: Plavání

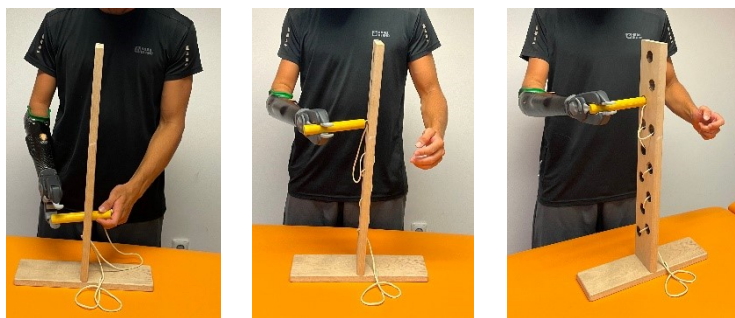
5.6.2 Měření probanda Č. 6

Funkční trénink: Pacient zvládl úkol absolutně bez problému i přesto, že má velmi krátký pahýl. Protéza je v jednotlivých úrovních proti gravitaci plně pod kontrolou. Získaný počet bodů 9.



Obrázek 104: Funkční test - proband Č. 6

Kooperační test provlékání: Pacient zvládl provléknout za 25 vteřin 10 zdírek. Pacient by zvládl provléknout všechny zdířky, ale špatně si rozvrhl délku provlékací nitě, což na konci vedlo k jejímu nedostatku. Kooperace, koordinace a rychlost úchopu jsou na výborné úrovni. Získaný počet je bodů 10.



Obrázek 105: Kooperační test provlékání - proband Č. 6

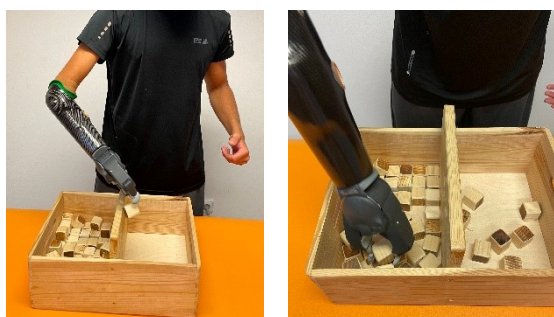
Vzdálenostně-kooperační test s míčkem pod částečnou zrakovou kontrolou:

Pacient neměl problém v žádné předávací pozici, uvědomění je na velmi vysoké úrovni. Získaný počet bodů je 10.



Obrázek 106: Kooperační test s míčkem - proband Č. 6

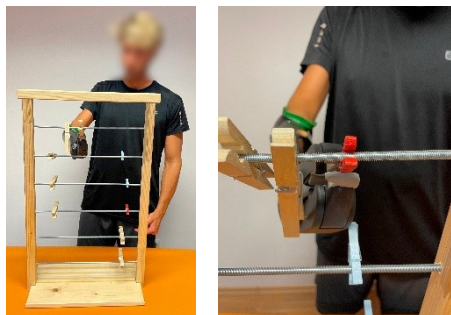
Block and block test s myorukou: Pacient zvládl za 30 vteřin přesunout 11 kostiček. Problém byl, že pacient několikrát v rámci rychlosti provedení sice kostičku dobře chytil, přes středovou bariéru ji pak nepřenesl, ale hodil. Toto provedení je zakázané, a tak nemohly být takto přesunuté kostičky započteny. Získaný počet bodů je 3,3.



Obrázek 107: Block and block - proband Č. 6

Přemístění kolíčků na žebřině: Pacient dokázal přesunout všech 10 kolíčků. Tento test je pro pacienty s pracovním nástavcem greifer jednoduchý, protože je pro jeho správné provedení nutný pevný a přesný úchop. S přesunutím kolíčku neměl

pacient vůbec žádný problém, ani s jeho přesným umístěním a puštěním. Získaný počet bodů 10.



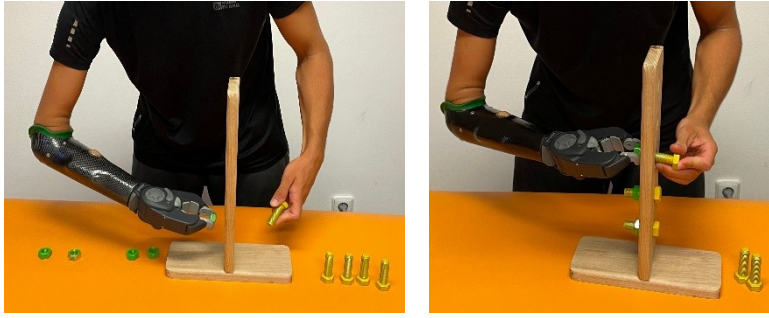
Obrázek 108: Přemístění kolíčků - proband Č. 6

Grafomotorický test s myoprotézou: Pacient tento test nezvládl ideálně, protože pro psaní není pracovní nástavec plně vhodný. Pacient si nemohl horní část pera opřít jako je tomu u myodlaní a tak nebylo v pohybu dostatečně stabilní. Pro nestabilitu je tažená linie nepřesná. Pacient dvakrát linii přerušil a jednou přetáhl vyhraněný prostor. Získaný počet bodů je 7.



Obrázek 109: Grafomotorický test - proband Č. 6

Koordinčně-kooperační test se šrouby: Pacient dokázal v časové jednotce ukončit 3 plné spojení. Kooperace obou končetin je velice dobrá. Tento úkol zvládl pacient s pracovním nástavcem technicky perfektně. Vhodně v přímé linii uchopil pevně matku a pak za pomoci kooperativního rotačního pohybu greifru a zdravé horní končetiny spojení ukončoval. Získaný počet bodů je 6.



Obrázek 110: Koordinační test se šrouby - proband Č. 6

Základní ADL aktivita – napítí: Pacient aktivitu zvládl, pouze při povolání zátky láhev příliš zmáčkl. Tento stisk ale dokázal včas uvolnit, aby nevytekla voda. Toto uvědomění je klíčové pro správné provedení. Při nalití vody do sklenice zvládl použít pronaci i supinaci. Jediné, co je nutné ještě trénovat je rychlost provedení. Získaný počet bodů je 8.



Obrázek 111: ADL napítí - proband Č. 6

Základní ADL aktivita – použití příboru: Pacient zvládl aktivitu velmi dobře. Je znát, že protézu při jídle využívá již 3 roky. Pracovní nástavec greifer sice není kosmeticky vzhledný, ale funkční stabilitu pro držení nože zajišťuje perfektně. Pacient má při řezání díky silnému stisku velkou jistotu. Na níže umístěné fotografii si můžete všimnout správné pozice loketního kloubu na straně myoprotézy. Provedení aktivity je perfektní. Získaný počet bodů 10.



Obrázek 112: ADL použití příboru - proband Č. 6

Základní ADL aktivita – oblékání mikiny se zipem: Pacient úkon zvládl velmi dobře. Při provedení využil možnost radiální dukce greifru, aby si nastavil vhodný úhel pro stabilizaci zipu. Nasunutí jezdcy proběhlo díky tomu bez problému. Poté zatlačil greiferem drženou část mikiny k zemi a zdravou rukou zapnul zip. Získaný počet bodů je 9.



Obrázek 113: ADL oblékání - proband Č. 6

Celkové hodnocení: Při měření probanda Č. 6 se ukázala funkční užitečnost pracovního nástavce greifer. Tato užitečnost je ale daná prováděnými úkony. Nástavec sice není kosmeticky vzhledný, ale úchopová síla a přesný pinzetový úchop mají své výhody. Pacient dokázal skvěle stabilizovat předměty při kooperaci a dokázal je díky funkční variabilitě nastavovat do požadovaných úhlů. Jediným problémem byl grafomotorický test, kde nebylo možné získat třetí bod opory. Projevila se zde také skutečnost, že uživatel myoprotézu aktivně používá již 5 let. Pacient dosáhl v celkovém hodnocení funkční efektivity při použití myoprotézy 82,3 %, proti zdravé horní končetině.

5.7 Celkové zhodnocení

	Proband č.1	Proband č.2	Proband č.3	Proband č.4	Proband č.5	Proband č.6
Pohlaví a věk	Muž 26 let	Muž 28 let	Muž 6 let	Žena 15 let	Žena 28 let	Muž 19 let
Protetické vybavení řízení	Bebionic bez rotátoru dvokanálové	Variplus Speed rotátor čtyřkanálové	Electrohand 2000 bez rotátoru dvoukanálové	Bebionic rotátor Myoplus čtyřkanálové	Variplus Speed rotátor dynamic kokontrakce	Greifer rotátor čtyřkanálové
Příčina a délka amputace	Vrozená transradiální 23 cm	Získaná transradiální 16 cm	Vrozená transradiální 11 cm	Získaná transradiální 15 cm	Získaná transumerální 16 cm	Vrozená transradiální 7 cm
Funkční trénink	9	9	6	9	9	9
Kooperační test provlékání	11	7	6	8	5	10
Kooperační test míček	10	10	8	10	6	10
Block and block	3,3	2,4	2,4	3	1,2	3,3
Přemístění kolíčků	8	10	5	3	4	10
Grafomotorický test	9	10	8	10	4	7
Koordinační test šrouby	6	6	2	4	0	6
ADL-napítí	8	8	8	8	8	8
ADL-jídlo	10	10	10	10	10	10
ADL-oblékání	6	3	9	9	9	9
Celkové hodnocení efektivity proti zdravé HK	80,3 %	75,4 %	64,4 %	74 %	56,2 %	82,3 %

6 Diskuse

V následující kapitole se zaměřím na zodpovězení vědeckých otázek, které jsem si pro tuto práci stanovil a na zhodnocení daného tématu.

V diplomové práci jsem se zaměřil na hodnocení efektivity při používání myoelektrické protézy, u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny. Data získaná z výzkumu by měla přinést bližší pohled na nezbytnost používání myoelektrické pomůcky jako prostředku, který dokáže částečně v běžných aktivitách nahradit zdravou horní končetinu. Pokud myoprotéza dokáže funkčně a hlavně efektivně nahradit alespoň z části zdravou HK v běžných činnostech, zabraňuje tím vzniku degenerativních změn na těle a umožňuje normální psychomotorický vývoj u dětí. V práci jsem chtěl také upozornit na důležitost protetické ergoterapie při používání myoprotézy, protože jedna věc je protézu vyrobit a druhá je naučit s ní pacienta pracovat. Ta druhá část je z mé vlastní zkušenosti vždycky složitější.

Historie myoprotetiky je velmi dlouhá, po prozkoumání jejího celkového vývoje nám zůstává z mého pohledu jeden fakt. Historie nás učí, že funkčnost myoprotézy závisí na jednoduchosti ovládní jednotlivých funkcí uživatelem – na ní je závislá i elegance pohybu. Souhlasím zde se Swanson (2019) která zastává názor, že nikdy nesmíme zaměňovat slova funkce a funkčnost. Moderní protézy mají mnoho funkcí, ale dokáže je pacient funkčně a efektivně ovládat? Časté zklamání u pacientů po amputaci horní končetiny pochází z velkého očekávání. Pacienti si často myslí, že jim dám myoprotézu a oni s ní začnou hned fungovat, jako se svojí zdravou končetinou. Tento chybný předpoklad je okamžitě vyvrácen a pacient poznává realitu. Tím nechci vůbec snižovat funkční hodnotu myoprotézy, je to úžasný nástroj a pomocník. Pro její efektivní používání pacientem je ale nezbytné vybrat správně komponenty, vhodně zvolit konstrukci a absolvovat ergoterapii. U nejmodernějších myoprotetických systémů je z mého pohledu ergoterapie nezbytně důležitou součástí protetické péče. Storck (2016) zmiňuje, že ve 20. století myodlaně umožňovaly pouze jeden úchopový vzor a to především tzv. špetkový úchop, který je dle něho pro všechny ADL aktivity dostačující. V tomto jeho názoru s ním absolutně nesouhlasím. Tento úchop je sice funkčně nejvíce používaný, ale pro některé činnosti je naprosto nevhodný. Moderní myodlaně, které byly vyvíjeny

na začátku nového tisíciletí, umožňují několik úchopových vzorů. Díky tomu může pacient zapojit myoprotézu do více denních činností, jako je psaní na počítači, ovládání myši či odemykání dveří. Musíme si uvědomit, že moderní doba přináší nové aktivity, kde špetkový úchop nestačí. Wehrle (2018) zmiňuje, že pochopitelná nevýhoda moderních myodlaní leží v nižší odolnosti proti nárazům a hrubému zacházení, protože ovládání jednotlivých prstů zvláště vyžaduje více drobných součástí, které jsou náchylné na prudké údery nebo přílišný tlak. Zde s Wehrlem naprosto souhlasím. Z vlastní zkušenosti vím, že u moderních protéz ještě více stoupá důležitost absolvování ergoterapie, protože správné zacházení a užívání je klíčové pro jejich dlouhodobou funkčnost.

Moderní multiartikulární systémy základní typy myoprotéz v mnoha funkcích překonávají, jak zmiňuje Andres (2019). Můj názor ale je, že základní typy myoprotéz nejsou rozhodně přežitě a zastaralé. Jde o pochopení problematiky užívání. Stejně tak, jako není základní typ myoruky vhodný pro práci s počítačem, tak není multiartikulární systém vhodný pro hrubou práci na zahradě. Myoprotéza je velkým pomocníkem, ale musí být správně zvolena. Navíc jak dokazuje testovací jednotka, efektivita používání v základních manipulačních dovednostech není u jednoduchých myoprotéz a moderních multiartikulárních systémů příliš rozdílná. Rozdílnost se projevuje u speciálních manipulačních činností, které potřebují diferenciální pohyb jednotlivých prstů. Například při ovládání počítače. Složitost moderních multiartikulárních systémů poskytuje mnoho nových možností, ale při špatné indikaci a nevhodném používání vede k častým závadám. Z vlastní zkušenosti už dnes například vím, že u oboustranně amputovaného pacienta nemůže být vždy použita ruka bebionic na pravou a levou ruku zároveň. Tuto možnost oboustranného použití multiartikulárního systému zmiňuje Reinecke (2019). Já s ním ale částečně nesouhlasím. Existují situace, kdy toto použití možné není. V srpnu roku 2017 jsem vybavoval čtyřstranně amputovaného pacienta. Amputace byla na základě meningokokové meningitidy. Pacient měl oboustrannou stehenní amputaci a oboustrannou transradiální amputaci. Protože jeho původní povolání bylo kancelářského typu, vybavil jsem ho tedy oboustranně systémem bebionic. V pracovním životě nám systém fungoval perfektně. Pacient se naučil bez problémů ovládat myš i klávesnici. V soukromém životě to ale již bylo horší. Zvládli jsme sice jídlo a oblékání, ale osobní hygiena už byla v tomto případě

problém. Ruka bebionic bohužel neumožní tak silné úchopy, které jsou nutné například při přesunu z vozíku na do vany nebo na postel. Tím, že pacient ruce přetěžoval, docházelo k častým poškozením. Nakonec jsme zvolili ideální kombinaci, která nám velice dobře funguje. Na nedominantní horní končetinu jsme použili základní ruku, která nám zajišťuje hrubší manuální úchopy. Na dominantní končetinu, jsme pak použili ruku bebionic, která nám zajistila obsluhu počítače.

Riedliger (2018) zdůrazňuje, že k úspěšné protetické rehabilitaci vede správná indikace myoprotézy na jejím začátku. Na druhou stranu se může stát, že vhodně indikují myoprotézu a pacient jí odmítne na základě kosmetického důvodu. Jeden z mých pacientů je povoláním zámečnick. Traumaticky přišel o horní končetinu při práci s velkou stojanovou vrtačkou. Získanou středně dlouhou transradiální amputaci, jsem nejprve vybavil základní myodlaní z důvodu naléhání pacienta na kosmetický vzhled ruky. Pacient s ním ale nebyl moc dobře schopen vykonávat své původní povolání, a nakonec šel pracovat do jiné firmy jako kontrolor kvality. Jeho předchozí zaměstnání mu ale natolik chybělo, že jsme zhruba po třech letech a mnoha diskusích přešli na pracovní nástavec greifer už bez ohledu na kosmetický vzhled. Dnes tedy tento pacient pracuje zpět ve svém původním zaměstnání a žije normální profesní život, protože je schopen jednotlivé činnosti vykonávat bez závažnějších obtíží. Zde bych chtěl ještě zdůraznit, že ani tyto pracovní nástavce nejsou rozhodně určeny pro práci se sekyrou, nebo těžkým kladivem. Měl jsem pár pacientů, kteří i přes moje upozornění nadšeně zkusili štípat dříví a pak mi zkroušeně nesli myoruku v papírové krabici na protetiku. Musíme si uvědomit, že i odolná myoruka na hrubé aktivity je pořád myoruka a tedy velice složitá zařízení. Při jeho používání je třeba dbát rozsahu jeho uplatnění a zapojit rozum.

Shride (2015) zmiňuje, že kosmetický vzhled má ale také svůj velký význam. V tomto tvrzení s ním absolutně z vlastní zkušenosti souhlasím. Jeden z mých dětských pacientů se ve školce styděl nosit myoruku, protože se mu jeho vrstevníci pro jeho odlišnost smáli. Na tomto poli není třeba si lhát, malé děti jsou někdy zlé. Jsou zlé, protože si neuvědomují to, jak jejich chování může zasáhnout a ublížit. V tomto případě to ale dopadlo dobře, právě pro tak zanedbatelnou věc, jakou je kosmetická rukavice. V té době byli mezi dětmi populární akční hrdinové Avengers. Můj malý pacient měl oblíbenou postavu komiksového Hulka. Po

domluvě s rodiči jsme na protézu nasadili zelenou kosmetickou rukavici a čekali na reakci. Ta byla pozitivní, náš malý pacient najednou nechtěl protézu sundat a ve školce jí začal používat při všech činnostech. Tímto příběhem chci jenom poukázat na fakt, že i často zdánlivě velice zanedbatelné věci rozhodují o přijetí protetické pomůcky dítětem. My, jako protetičtí odborníci, nesmíme svou pozornost věnovat čistě jenom konstrukci pomůcky a její funkci. Tento omezený pohled by nás mohl odklonit od nejdůležitějšího cíle a tím je přijetí protetické pomůcky. Výše uvedený problém se dotýká samozřejmě i starších pacientů.

Další věc, kterou bych rád v diskusi zmínil, je protézové lůžko. Výroba protézového lůžka a jeho následná funkčnost má na efektivitu používání značný vliv. Ačkoliv jsem velkým zastáncem moderních technologií, přikláním se v získání měrných podkladů pro protézy horních končetin k sádrovací technice. Vyzkoušel jsem jak skenování, tak 3D modelaci přímo v počítači, a ani u jedné z těchto technologií jsem nedosáhl perfektního výsledku. Základním problémem je, že skenování i 3D modelace snímá a počítá pouze s měkkou tkání, a nikoliv s kostěnými strukturami. Ty ale jsou, jak bylo již výše popsáno zásadní pro rozsah pohybu a funkčnost lůžka. V tomto případě se tedy prozatím přikláním pro sádrovací technologii, protože jsou při ní kostěné struktury přímo hmatné. Rozsah pohybu i funkčnost lůžka je řešen přímo na sádrovém negativu, což odbourává mnoho budoucích problémů. Zde se názorově potkávám se Storckem (2016) který zmiňuje, že dobře odzkoušený sádrový negativ je 95 % kvalitního protézového lůžka.

V diskusi bych se ještě rád vyjádřil k ovládacím systémům myoprotéz. Jak již zmiňuje Swanson (2020), v současné době existuje několik možností jak myoprotézu ovládat. Úlohou protetika je vybrat takové ovládání, které bude pro pacienta nejvhodnější. Mé vlastní zkušenosti v uvedené problematice jsou následující. Do roku 2020 jsem nejčastěji používal čtyřkanálové řízení se dvěma elektrodami. Tento systém funkčně zrychluje práci s myoprotézou. Je sice pro pacienta složitější na naučení z pohledu separace a vnímání citlivosti myosignálu. Po jeho zvládnutí se ale pacient nemusí přepínat z módu do módu a ekonomická náročnost pro manuální úkony tím mnohem klesá.

Začátkem roku 2020 se ale konečně uvolnil systém myoplus pro volný prodej a já ho mohl vyzkoušet na svých pacientech. První pacientka, kterou jsem touto

technologii vybavoval začátkem roku 2021, měla špatně propojené svalové skupiny, a navíc na distálním konci amputačního pahýlu promínoval radius, což bylo v kombinaci s nevhodným tahem svalů velmi bolestivé. Byla tedy nutná reamputace, která byla provedena v březnu 2021, abychom mohli systém kvalitně ovládat. Po správně provedené myoplastice a ošetření jednotlivých nervů, nám pahýl začal zesilovat a vzrostla i myoaktivita. Konečně jsme získali dostatečně jedinečné svalové vzorce pro příslušné úchopové vzory. V květnu roku 2021 jsem tedy konečně mohl vyrobit protézu se systémem myoplus. Zhruba po 8 dnech používání protézy, během kterých jsme ještě ladili vizualizaci úchopových vzorů, jsme získali 6 plně odlišných svalových vzorců, což byl úžasný pokrok. Druhý pacient, kterého jsem touto technologií v ČR vybavoval, měl vrozenou dlouhou transradiální amputaci. Vizualizace úchopových vzorů byla postavena na jeho vlastní představě, a ne na prožitku předešlé zkušenosti. Po srovnání generoval naprosto odlišné svalové vzorce než pacientka se získanou amputací. Nicméně ruku ovládal se stejnou rychlostí. V budoucnu se tedy budu pacientů zaměřovat spíše na aplikaci systému myoplus oproti klasickému dvouelektrodovému systému. Z důvodu jeho přirozenějšího ovládnutí a možnosti více úchopových vzorů.

Poslední z věcí, ke kterým bych se rád vyjádřil z teoretické části práce, jsou sportovní protézy. Véle (2006) zmiňuje, že pohybová aktivita a sport je v dnešní době nedílnou součástí každého člověka. S tímto názorem absolutně souhlasím. Sport se nemůže vyřazovat ani z života lidí po amputaci horní nebo dolní končetiny. Obzvláště, když u dětí je součástí psychomotorického vývoje a u dospělých jedinců pak zabraňuje vzniku degenerativních změn. Pacienti vybaveni myoelektrickou protézou ale musejí být opatrní. Některé typy myoprotéz sice zvládnou bez potíží jisté druhy sportu, jakým je například jízda na kole. Pro moderní multiartikulární systémy je ale většina sportů, včetně jízdy na kole, naprostou kontraindikací pro použití. Musíme si uvědomit, že myoprotéza je opravdu velmi složitě elektronické zařízení, které nemá rádo nárazy ani otřesy. Z tohoto důvodu jsem u většiny svých pacientů, kteří mají myoprotetickou pomůcku přistoupil k výrobě speciálních sportovních protéz.



Obrázek 114: Protéza pro fitness

. Na obrázku 114 je zobrazena sportovní protéza určená pro fitness. Její nosný rám je tvořený, ze šesti vrstev karbonových vláken. U myoprotézy určené pro běžné aktivity se používají 3 vrstvy karbonových vláken, z důvodu snížení váhy. U fitness-protézy ale počítáme s větším zatěžováním nosné konstrukce při cvičení a samotná váha protetické pomůcky nás tedy nezajímá. Protézové lůžko je tvarováno obdobně, jako je tomu u běžných protéz. Rozdíl je ale v tom, že díky aplikaci stahovacího zařízení RevoFit, můžeme měnit obvod vnitřního lůžka protézy až o 1,5 cm. Tuto funkci použije pacient v momentě, kdy potřebuje pevnější ulpění například při přitazích na hrazdě. Po ukončení cviku zařízení opět uvolní a vnitřní lůžko se vrátí do své původní podoby. Tím nedochází ke zbytečnému útlaku svalové tkáně. Zapěstí je tvořeno titanovou jednotkou označenou jako 10V8. Umožňuje rychlou výměnu jednotlivých sportovních nástavců pouhým vycvaknutím. Titanové zápěstí umožňuje samozřejmě rotaci kolem své osy a blokáci v 16 různých polohách. Samotný fitness nástavec je pak koncipován na 150 kg v tahu. Což je dostačující pro všechny cviky ve fitness. Některé myodlaně jsou i výrobcem pro cvičení v posilovně doporučovány. Je to ale spíše reklama, propagace a čistý nesmysl. Cyklické namáhání myodlaně při cvičení s činkami povede dříve či později k poškození a zbytečnému opotřebení jednotlivých táhel pro ovládání prstů. Pacient, pro kterého byla vyráběna výše zobrazená sportovní protéza, ji používá od října roku 2017. Za celou dobu jsme nedělali jedinou opravu. Kdyby pro cvičení používal svou myoruku už bychom dávno žádali o novou. Toto je jeden z argumentů, proč by pojišťovny měly proplácet sportovní nástavce i celé protézy. Šetříme tím běžná vybavení a prodlužujeme jejich užitnou dobu. Tím dlouhodobě snižujeme ekonomické náklady na protetické vybavování pacienta.

6.1 Odpovědi na vědecké otázky

Vědecké otázky jsem postavil na základě své praxe v myoprotetice horních končetin. Vyrobit myoprotézu a přizpůsobit jí pacientovi je v celém procesu vybavování ta jednodušší část. Mnohem složitější je naučit s ní pacienta pracovat. Pacient má někdy skreslené představy o svých schopnostech při práci s myoprotézou, ať už pozitivní či negativní. Dovednosti pacienta musí být tedy měřitelné, abychom mu mohli dávat prostor pro zlepšení. Z tohoto důvodu jsem se rozhodl podniknout měření efektivity při používání myoelektrické protézy, z něhož vyvstávají mé vědecké otázky.

Vědecká otázka č. 1: Budou všichni probandi schopni funkčně a efektivně zapojit myoprotézu do pohybového řetězce při plnění jednotlivých úkolů?

Odpověď na tuto otázku zní ano. Všichni zúčastnění probandi, ať už s transradiální, transhumerální, vrozenou či získanou amputací, byli schopni plnit jednotlivé úkoly. Tyto úkoly jsou postaveny tak, aby vůbec pro jejich zahájení bylo nutné využít obě horní končetiny. To znamená, že ať už probandi dosahovali vyšší či nižší efektivity použití myoprotézy, museli ji zapojit do svého pohybového řetězce.

Ověření a potvrzení této skutečnosti považuji za zásadní. Jinak by totiž probandi nebyli schopni využít jednotlivé funkce myoruky. Kooperace, koordinace, motorická docilita a neuromotorika jsou základem funkčního zapojení myoprotézy do pohybového řetězce. Při komunikaci s jednotlivými probandy jsem se dozvěděl, že finální výsledky testu je motivují k dalšímu posunu. Důležité je u každého úkolu zvlášť vysvětlit probandovi kde byla chyba.

Vědecká otázka č. 2: Budou uživatelé moderních multiartikulárních systémů dosahovat v testu efektivity vyššího bodového ohodnocení, než uživatelé základních typů myoprotéz?

Odpověď na tuto otázku je ne. Z testu jasně vyplývá, že při plnění základních manipulačních úkonů, kdy je pacient s úchopovou a manipulační funkcí ruky již seznámen, není mezi základním typem myoruky a moderním multiartikulárním systémem rozdíl. Tento rozdíl se projeví především při cílených úkonech, ke kterým jsou moderní multiartikulární systémy vytvořeny, ovládání počítače, komunikace nebo jiné speciální úchopy. Pro mě jako pro protetiky, je tato věc zásadní z hlediska

správné indikace. Jedním ze základních faktorů ovlivňující výběr protézové myodlaně, je její ekonomická náročnost. Proto je nutné vždy správně zhodnotit, zda pacient jednotlivé úchopové vzory využije a nakolik jsou pro něho přínosem.

Vědecká otázka č. 3: Zvládnou všichni probandi v hodnocení efektivity při použití myoprotézy dosáhnout alespoň 50 % proti zdravé horní končetině?

Odpověď na tuto otázku je ano. Všichni probandi dosáhli v testu hodnocení efektivity nad 50% funkčního použití. Samozřejmě nižšího výsledku dosáhli probandi v dětském věku a s transhumerální amputací. U dítěte je ale předpoklad rychlého zlepšení v rámci jeho psychomotorického vývoje. Transhumerální amputace bude z mého pohledu dosahovat proti transradiální vždy nižšího bodového hodnocení, protože v úkolech závislých na rychlosti provedení mají pacienti s transradiální amputací výhodu vlastního loketního kloubu. Nemusí se tedy přepínat do lokte za účelem nastavení flexe a extenze, ale řeší pouze rotaci zápěstí a otevření a zavření dlaně.

7 Závěr

Ve své diplomové práci jsem se zabýval měřením a hodnocením efektivity při používání myoelektrické protézy. V teoretické části diplomové práce jsem se snažil shrnout veškeré dostupné informace, které jsou pro tuto problematiku nezbytné, včetně historického vývoje. V hlavní části diplomové práce jsem se zaměřil na vlastní měření efektivity při použití myoprotézy ve srovnání se zdravou horní končetinou.

Cílem této práce bylo zjistit, zda jedinci s amputací horní končetiny dokážou funkčně a efektivně zapojit myoprotézu do pohybového řetězce. Dále na základě výsledků měření vyhodnotit, zda budou uživatelé moderních multiartikulárních systémů dosahovat vyšší funkční efektivity. A v neposlední řadě zjistit, zda všichni zúčastnění probandi s myoelektrickou protézou dokážou dosáhnout v měření funkční efektivity použití alespoň 50 % ve srovnání se zdravou horní končetinou.

Pozitivním výsledkem mé práce bylo zjištění, že všichni testovaní probandi dokázali úspěšně překonat hranici 50 % efektivního použití myoprotézy ve srovnání proti zdravé horní končetině. Lze tedy říci, že byli schopni funkčně a efektivně zapojit myoprotézu do svého pohybového řetězce. Z výsledků dále vyplynulo, že ve stanovených úkonech testu MAZMA nedosahují uživatelé moderních multiartikulárních systémů vyšší funkční efektivity.

Závěrem bych chtěl dodat, že hodnocení funkční efektivity je velice důležité pro zjištění aktuálního stavu pacientových dovedností a díky němu máme možnost stanovit vhodný program pro zlepšení a posunutí v celkové rehabilitaci. Výsledky mé diplomové práce by bylo vhodné ověřit v rámci podobné vědecké studie na větším souboru probandů a takto získaná a statisticky potvrzená data dále využít pro vytvoření vhodné metodologické příručky pro výuku protetické rehabilitace s myoprotézou. Já sám bych se rád do budoucna zaměřil na další šíření těchto poznatků ve spolupráci například s Federací ortopedických protetiků. Myslím si, že hlavním cílem všech uživatelů myoelektrických protéz by mělo být funkční a efektivní zapojení myoprotézy do pohybového řetězce.

Seznam literatury

1. BAUMGARTNER, R. *Amputation und Prothesenversorgung der uneren Extremität*. 2. akt. vyd. Stuttgart: Thieme, 1995. 415 s. ISBN 3 432 97502 3.
2. BAUMGARTNER, R. *Amputation und Prothesenversorgung beim Kind*. 1. Vyd. Stuttgart: Enke, 1977. 184 s.
3. BROZMANOVÁ, B. *Ortopedická protetika*. Martin: Osveta, 1990. 480 s. ISBN 80-217-0133-1.
4. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. akt. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
5. DUNGL, P. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
6. KŘIVÁNEK, F. *Ortopedie a ortopedická protetika*. 3.dopl. vyd. 1986. 288 s. ISBN13: 9780781719827
7. FIALA, O. a kol. *Ortopedie a základy ortopedické protetiky*. 3. přeprac. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1985. 281 s. 60-136-84.
8. CAROL A. OATIS. *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. The Point, 2003. 980 s. ISBN-9780781719827
9. HADRABA, I. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1986. 64 s. 17-354-86.
10. HADRABA, I. *Ortopedická protetika II. část*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. 106 s. ISBN 80-246-1296-8.
11. HADRABA, I. *Stavba protetických pomůcek*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 129 s. ISBN 80-7013-138-1.
12. VOKURKA, M a HUGO, J. a kol. *Velký lékařský slovník*. 6. vyd. Praha: Maxdorf, 2006. 1024 s. ISBN 80-7345-105-0.
13. MURDOCH, G. a kol. *Amputation: surgical practice and patient management*. 1.vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1996. 391 s. ISBN 0-7506-0843-9.
14. GREITEMANN B, BRÜCKNER L, SCHÄFER M, BAUMGARTNER R. *Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung – operative Technik* – 4.vydání., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2016.
15. VUJAKLIJA I, FARINA D, ASZMANN OC, *New developments in prosthetic arm systems*. *Orthopedic Research and Reviews*, 2016: č.8, 31–39s.
16. GRAUPE D, CLINE WK. *Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control purposes*. *IEEE Transactions on Systems*, 1975; SMC 5 (2): 252–259s.
17. GRAUPE D, MAGNUSSEN J, BEECH A. *A microprocessor system for multifunctional control of upper limb prostheses via myoelectric signal identification*. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 1978; 23 (4): 538–544s.
18. YOUNG AJ, SMITH LH, ROUSE EJ, HARGROVE LJ. *Classification of simultaneous movements using surface EMG pattern recognition*. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013; 60 (5): 1250–1258s.

19. SENSINGER JW, LOCK BA, KUIKEN TA. *Adaptive Pattern recognition of myoelectric signals: exploration of conceptual Framework and practical algorithms*. IEEE Trans Biomed Eng, 2009; 17 (3): 270–278s.
20. AMSÜSS S, GOEBEL PM, JIANG N, GRAIMANN B, PAREDES L, FARINA D. *Self correcting pattern recognition system of surface EMG signals for upper limb prosthesis control*. IEEE Trans Biomed Eng, 2014; 61 (4): 1167–1176s.
21. HERBERTS, P., ALMSTRÖM, C , KADEFORS, R., AND LAWRENCE, P. *Hand Prosthesis Control Via Myoelectric Patterns*, Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 44. 389-409s , 1973
22. DUDLEY S. CHILDRESS, Ph.D. *Historical Aspects of Powered Limb Prostheses* [online]. c 1985. [cit. 2021-15-05]. Dostupné z: http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf
23. MCLEAN L. SCOTT R. N, *The Early History of Myoelectric Control of Prosthetic Limbs*. Berlin: Springer 2004. 208s. ISBN978-3-642-18812-1
24. SCOTT R. N, *Myoelectric Control of Prostheses a Brief History*. [online]. c 1992. [cit. 2021-02-07]. Dostupné z: <https://dukespace.lib.duke.edu/dspace/bitstream/handle/10161/4817/1992%20Myoelectric%20control%20of%20prostheses%20A%20brief%20history.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
25. SCOTT R. N, *Myoelectric Control of Prostheses and Ortheses* [online]. c 1967. [cit. 2021-04-07]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/67/4/1/93.pdf>
26. PEIZER Edward, Ph. D. *Perspectives on the Use of External Power in Upper-Extremity Prosthesis* [online]. c 1970. [cit. 2021-03-06]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/70/7/1/25.pdf>
27. STORCK Dieter. CPO. *MyoBock Above Elbow Expert*. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 11-25.02.2016
28. REINECKE DRICUS. CPO. *MyoBock Below Elbow Expert*. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 01-10.02.2016
29. KIENE Stephan. CPO. *TMR Training*. (certifikační školení). OttoBock. Vídeň. 23-24.08.2018
30. REINECKE Dricus. CPO. *Myo Plus Expert*. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 21-22.04.2019
31. ANDRES Erik. CPO. *Upper Limb Training*. (certifikační školení). OttoBock. Lipsko. 12-14.07.2017
32. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
33. DYLEVSKÝ, I. *Funkční Anatomie*. Praha: Grada, 2009, 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4
34. BRANDMAYR, G. *Zuverlässigkeitsanalyse intuitiver Prothesensteuerungen der oberen Extremität*. Orthopädie Technik. 2015, roč. 4, č. 2, s. 20-24. ISSN 0340-5591
35. KRUIJEN, F. *Elektrische Phantom stimulation bei einer Patientin mit linksseitiger Armamputation*. Orthopädie Technik. 2020, roč. 6, č. 4, s. 58-62. ISSN 0340-5591

36. SIMMEL, S. BAUMGÄRTLER, P. *Evaluation des Gebrauchsvorteils neuer Exoprothesen der oberen Extremität*. Orthopädie Technik. 2019, roč. 11, č. 8, s. 58-62. ISSN 0340-5591
37. SCHÄFER, M. MUDERS, F. KUNZ, S. LAASSIDI, K. *Erfahrungen mit dem Einsatz eines neuartigen Systems zur Griffmustererkennung in der Unterarmprothetik*. Orthopädie Technik. 2019, roč. 7, č. 5, s. 18-22. ISSN 0340-5591
38. DRISCH, S. *Myoelectrick Prosthesis for a Traumatick Hand Amputation in Childhood*. Orthopädie Technik. 2019.roč. 7, č. 5, s. 24-27. ISSN 0340-5591
39. BREIER, S. *Congenital Deformities of the Upper Limb*. Orthopädie Technik. 2018, roč. 1, č. 1, s. 26-31. ISSN 0340-5591
40. OLSEN Jennifer, DAY Sarah. *3D-Printing and upper-limb prosthetic sockets; promises and pitfalls* [online]. c 2020. [cit. 2021-04-02]. Dostupné z: <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2020.09.21.306050v1.full>
41. SANG Yuanjun, XIANG Li, YUN Luo. *Biomechanical design considerationsfor transradial prosthetic interface:Areview* [online]. c 2015. [cit. 2021-03-02]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/290432836_Biomechanical_design_considerations_for_transradial_prosthetic_interface_A_review
42. SCHOFIELD, J. SCHOEPP, R. *Characterization of interfacial socket pressure in transhumeral prostheses* [online]. c 2017. [cit. 2021-05-01]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/317575204_Characterization_of_interfacial_socket_pressure_in_transhumeral_prostheses_A_case_series
43. RANDALL, D. ALLEY, T. WALLEY WILLIAMS III. *Prosthetic sockets stabilized by alternating areas of tissue compression and release* [online]. c 2011. [cit. 2021-06-02]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/11/486/pdf/page679.pdf>
44. NEUMANN. A. Donald. *Kinesiology of the Musculoskeletal systém*. 2017. 737s. ISBN 978-0-323-28753-1
45. TRONCOSSI MARCO. *Myoelectric upper limb prostheses for high-level amputations*. Lambert 2010. 112 s. ISBN 978-3838343037
46. MUZUMDAR Ashok. *Powered Upper Limb Prostheses*. Berlin: Springer 2004. 208s. ISBN 978-3-642-18812-1
47. AGARWAL AK. *Essentials of Prosthetics and Orthotics*. Jaypee Brothers Publishers 2013. 233s. ISBN 9350904373
48. CHUI, Kevin. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Elsevier Books, 2019. 832s. ISBN 9780323676915
49. CARROLL Kevin, EDELSTEIN Joan. *Prosthetics and Patient Management*, Slack Incorporated 2006, 284s. ISBN: 9781556426711
50. INSTITUTE FOR CAREER RESEARCH. *CAREERS IN ORTHOTICS-PROSTHETICS*. 2015. 32s. ISBN: 978-1512159226
51. PICEK, F. a kol. *Péče o amputované*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1953. 160 s.

52. WEHRLE Martin. *Bebionic*. (certifikační školení). OttoBock. Vídeň. 14-17.08.2018
53. ANDRES Erik. *Michelangelo prosthetic hand*. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 7-10.02.2019
54. MALEŠ Jan, ŽITŇANSKÝ Pavol. *Myoelektrické protézy*. (certifikační školení) OttoBock. Bratislava. 12-14.06.2017
55. NÄDER, H. G. *Otto Bock Prothesen Kompendium - Prothesen für die obere Extremität*. 2. vyd. Duderstadt : Otto Bock HealthCare GmbH, 2011. s. 259. ISBN 978-3-935971-58-4.
56. KELLY, B. M. *Upper Limb Prosthetics*. [Online] 2009. [Datum: 13. 07 2021.] Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/317234-overview>
57. ACADEMY WIEN. *Children systém*. Otto Bock HealthCare. [Online] 11.07.2018 [Datum: 13. 07 2021.] Dostupné z: https://shop.ottobock.us/media/pdf/Myolino_Online_Course.pdf
58. SHRIDE Tim. *MyoBock online training course*. [Online]. 23.06.2015. [Datum: 13. 07 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/myo/presentation_html5.html
59. SWANSON Erica. *Myoplus online training*. [Online]. 17.04.2019. [Datum: 13. 07 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/MyoPlus/presentation_html5.html
60. RIEDLIGER Tim. *Bebionic online training*. [Online]. 06.03.2018. [Datum: 02. 07 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/bebionic/presentation_html5.html
61. SHIP Julia. *DynamicArm Qualification Online Training*. [Online]. 04.02.2016. [Datum: 23. 06 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/dynamicarm/presentation_html5.html
62. SWANSON Erica. *Myoelectric Occupational Therapy Training*. [Online]. 05.03.2016. [Datum: 12. 07 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/myo/ot_training/presentation_html5.html
63. OTTOBOCK US. *Technické informace. Bebionic*. [Online]. 06.07.2018a. [Datum: 12. 07 2021.] Dostupné z: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/bebionic/c/2888>
64. SWANSON Erica. *Bebionic Hand Occupational Therapy Online Training*. [Online]. 08.07.2018. [Datum: 14. 07 2021.] Dostupné z: https://academy.ottobockus.com/presentations/bebionic_OT/presentation_html5.html
65. OTTOBOCK US. *DynamicArm: Occupational Therapy Training*. [Online]. 05.06.2018b. [Datum: 14. 07 2021.] Dostupné z: https://shop.ottobock.us/media/pdf/DynamicArm_Online_OT_Training.pdf
66. SWANSON Erica. *Myoplus Occupational Therapy Online Training*. [Online]. 02.05.2020. [Datum: 15. 07 2021.] Dostupné z:

- https://academy.ottobockus.com/presentations/MyoPlusOT/presentation_html5.html
67. BAINES, Arthur E. *Studies in electro-physiology*. 344s. [Online]. 1918. [Datum: 14. 07 2021.] Dostupné z:
<https://archive.org/details/studiesinelectro00bain/page/n5/mode/2up>
68. SHRIDE Tim. *PAULA Online Training*. [Online]. 2016. [Datum: 14. 07 2021.] Dostupné z:
https://academy.ottobockus.com/presentations/PAULA/presentation_html5.html
69. FILLAUER. *Functional Devices*. [Online]. 2017. [Datum: 14. 07 2021.] Dostupné z:
<http://fillauer.eu/prosthetics-upper/activity-and-recreation-hands>
70. KRAJBÜCH M, Ivan J. *Myoelectric Occupational Therapy Training*. [Online]. 03.06.2015. [Datum: 15. 07 2021.] Dostupné z:
https://academy.ottobockus.com/presentations/myo/ot_training/presentation_html5.html

Seznam příloh

1. Příloha č. 1: Formulář Etické komise UK FTVS
2. Příloha č. 2: Informovaný souhlas
3. Příloha č. 3: Informovaný souhlas pro rodiče nezletilých účastníků

Příloha č.1 : Vyjádření Etické komise

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: červenec 2021 - srpen 2021

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Jan., Maleš, Bc., UK FTVS katedra zdravotní TV a tělovýchovného lékařství

Hlavní řešitel: Jan, Maleš, Bc., UK FTVS katedra zdravotní TV a tělovýchovného lékařství

Místo výzkumu (pracoviště): Ottobock ČR s.r.o. (Protetická 460, 33008 Zruč-Senec, Zruč

Vedoucí práce (v případě studentské práce): PhDr. Klára Daďová, Ph.D

Popis projektu: Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy u lidí po vrozené či získané amputaci. Cílem projektu je vyhodnotit, jak efektivně jsou schopny osoby s jednostrannou či oboustrannou amputací horní končetiny zvládat jednotlivé ADL aktivity. Metodou sběru dat bude pozorování probandů při provádění jednotlivých ADL aktivit a zaznamenání jejich subjektivních pocitů. Pozorování a hodnocení bude probíhat v rámci běžných hodin protetické ergoterapie (návčik a přizpůsobení myoprotézy).

Charakteristika účastníků výzkumu: Soubor probandů bude složen z dětí, mužů i žen s vrozenou či získanou amputací horní končetiny. Předpokládaný počet účastníků je 5-15, ve věku od 3 měsíců do 88 let. Všichni probandi budou minimálně půl roku po aplikaci protetické pomůcky. Výzkumu se nezúčastní osoby s akutním (zejména infekčním) onemocněním.

Zajištění bezpečnosti: Rizika výzkumného projektu nepřesahují běžná rizika očekávaná u této aktivity. Účastníci jsou předem seznámeni s bezpečností při práci s myoprotézou. Data jsou získána z běžných pravidelných tréninků a vyšetření, které nijak neohrožují zdraví pacienta. Metoda sběru dat bude neinvazivní metoda, pozorování. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Posledních 7 let pracuji jako myoprotetik. Věnuji se pacientům po amputaci HK jak po stránce protetické, tak z hlediska ergoterapie. Příslušnou skupinu jsem si zvolil, protože u ní chci zmapovat specifika a efektivitu při provádění jednotlivých ADL aktivit. U dětských i dospělých pacientů je protetická rehabilitace nezbytná, jak pro psychomotorický vývoj, tak pro zamezení degenerativních procesů na jejich těle. Výsledky bych chtěl použít pro další zkvalitnění protetické péče a ergoterapie s myoprotetickou pomůckou.

Potenciální střet zájmů: V rámci výzkumu neexistují žádné skutečnosti, které by mohly ovlivnit mou důvěryhodnost a integritu. Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsm v pracovním právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu ani k výše uvedené organizaci. Já ani organizace, kde bude výzkum prováděn, nemáme žádný soukromý zájem ani prospěch z výsledku výzkumu. Výzkum je prováděn za účelem zkvalitnění protetické rehabilitace pro pacienta, nikoliv k získání jakéhokoliv profitu pro mne či organizaci, kde bude výzkum prováděn.

Ochrana osobních dat: Získaná data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, věk, údaje protetické anamnézy, které budou bezpečně uchovány v heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim budu mít pouze já. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Možné fotografie budou zpracovány v anonymní podobě. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmažáním obličeje či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmažáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze já a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešslavín

Požíování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 27.06.2021

Podpis předkladatele:



Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 203/2021

dne: 28.6.2021

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

- 20 -


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č.2: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,
v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem „Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny“, prováděné Ottobock ČR s.r.o. (Protetická 460, 33008 Zruč-Senec, Zruč.

Období realizace: červenec 2021- srpen 2021

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Cílem projektu je zjistit a vyhodnotit, jak myoprotéza u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny ovlivňuje jejich fungování v běžných ADL aktivitách.

Jako podklady pro výzkum budou použita běžná data, získaná při Vašich vyšetřeních a při běžných hodinách protetické ergoterapie. K získání podkladů nebude nijak překročen rámec běžné protetické péče. Důležité pro výzkum, bude také Vaše subjektivní hodnocení protetické pomůcky.

Standardní protetická vyšetření probíhají skupinově i individuálně maximálně 1-2 hodiny u dospělých jedinců. U dětských pacientů pak maximálně 30 min. Tento rámec nebude nijak překročen pro získání podkladů. Rizika výzkumného projektu nepřesahují běžná rizika očekávaná u této aktivity. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

Od výzkumného projektu očekávám zjištění zda osoby s amputací horní končetiny, kteří využívají myoprotézu zvládají lépe běžné ADL aktivity (jídlo, hygiena, oblékání). Výzkumu se nezúčastní osoby s akutním (zejména infekční) onemocněním.

Výsledky budou k dispozici přímo u autora výzkumu, v případě zájmu budou data zpřístupněna na e-mailu:malesjan@seznam.cz

Ochrana osobních dat: Získaná data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, věk, údaje protetické anamnézy, které budou bezpečně uchovány v heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim budu mít pouze já. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Možné fotografie budou zpracovány v anonymní podobě. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Fotografie: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze já a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků:

Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele: Bc. Jan Maleš

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Jan Maleš

Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím se svojí účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se mé účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka

Podpis:

Příloha č.3: Informovaný souhlas (pro rodiče dětských pacientů)

INFORMOVANÝ SOUHLAS (pro rodiče dětských pacientů)

Vážený pane, vážená paní,
v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s účastí Vašeho dítěte ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem „Hodnocení efektivity používání myoelektrické protézy, u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny“, prováděné Ottobock ČR s.r.o. (Protetická 460, 33008 Zruč-Senec, Zruč.

Období realizace: červenec 2021 – srpen 2021

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Cílem projektu je zjistit a vyhodnotit, jak myoprotéza u lidí s vrozenou či získanou amputací horní končetiny ovlivňuje jejich fungování v běžných ADL aktivitách.

Jako podklady pro výzkum budou použita běžná data, získaná při Vašich vyšetřeních a při běžných hodinách protetické ergoterapie. K získání podkladů nebude nijak překročen rámec běžné protetické péče. Důležité pro výzkum, bude také Vaše subjektivní hodnocení protetické pomůcky.

Standartní protetická vyšetření probíhají skupinově i individuálně maximálně 1-2 hodin. U dětských pacientů maximálně 30 min. Tento rámec nebude nijak překročen pro získání podkladů. Rizika výzkumného projektu nepřesahují běžná rizika očekávaná u této aktivity. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Výzkumu se nezúčastní osoby s akutním (zejména infekční) onemocněním

Od výzkumného projektu očekávám zjištění, zda osoby s amputací horní končetiny, kteří využívají myoprotézu zvládají lépe běžné ADL aktivity (jídlo, hygiena, oblékání).

Účast Vašeho dítěte v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

Výsledky budou k dispozici přímo u autora výzkumu, v případě zájmu budou data zpřístupněna na e-mailu:malesjan@seznam.cz

Ochrana osobních dat: Získaná data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, věk, údaje protetické anamnézy, které budou bezpečně uchovány v heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim budu mít pouze já. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných

časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Možné fotografie budou zpracovány v anonymní podobě. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Fotografie: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze já a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků:

Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele: Bc. Jan Maleš

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Jan Maleš

Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím jako zákonný zástupce s účastí svého dítěte ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající účasti mého dítěte ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka

Podpis:

Jméno a příjmení zákonného zástupce

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi

Podpis:

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Elektrická ruka, dostupné z:

http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf

Obrázek 2: Pneumatická ruka, dostupné z:

http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf

Obrázek 3: První myoelektrické protéza, dostupné z:

https://www.researchgate.net/figure/Photograph-of-the-first-electric-powered-myoelectric-prosthetic-hand-used-by-the-inventor_fig1_348877729

Obrázek 4: Reinhold Reiter, dostupné z:

<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs004840050122>

Obrázek 5: IBM paže, dostupné z: <https://boingboing.net/2014/10/10/1950s-bionic-arm.html>

Obrázek 6: Vaduzská ruka, dostupné z:

http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf

Obrázek 7: Bottomleyova ruka, dostupné z:

http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf

Obrázek 8: Ruská ruka, dostupné z: <https://docplayer.net/65575266-Historical-aspects-of-powered-limb-prostheses.html>

Obrázek 9: SVEN-Hand, dostupné z:

<https://www.semanticscholar.org/paper/Improving-Upper-Extremity-Myoelectric-Prosthesis-of-Beaulieu/49f3486c9709a4102719be62efbb8b86325857cf>

Obrázek 10: Viennatone Hand, dostupné z:

<https://www.scribd.com/document/92161222/History-of-the-Myoelectric-Arm-Redo>

Obrázek 11: Greifer a Myohand, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 12: Elektrohand 2000, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 13: Bebionic a Michelangelo, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 14: Moderní ovládání, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 15: Pohyb olecranonu během flexe a extenze, STORCK DIETER. CPO. MyoBock Above Elbow Expert. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 11-25.02.2016

Obrázek 16: Pronace a supinace, STORCK DIETER. CPO. MyoBock Above Elbow Expert. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 11-25.02.2016

Obrázek 17: Svaly a nervy loketního kloubu, dostupné z:

<https://www.bostonorthoandspine.com/common-elbow-conditions/>

Obrázek 18: Svaly ramenního kloubu, dostupné z:

<https://www.medicalstockimages.net/products/skeletal-and-muscular-anatomy-of-the-shoulder>

Obrázek 19: Pohyby v ramenním kloubu, dostupné z:

http://bestperformancegroup.com/?page_id=966

Obrázek 20: Longeta pro transradiální amputaci, vlastní zdroj

Obrázek 21: Sádrování transradiální amputace, vlastní zdroj

Obrázek 22: Modelace transradiálního pozitivu, vlastní zdroj

Obrázek 23: Mediální strana transradiálního modelu, vlastní zdroj

Obrázek 24: Volární strana transradiálního modelu, vlastní zdroj

Obrázek 25: Příprava transhumerální sádrovací longety, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 26: Provedení ventrální a dorsální flexe, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 27: Použití transhumerální longety, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 28: Modelace laterální strany, vlastní zdroj

Obrázek 29: Finální transhumerální model. vlastní zdroj

Obrázek 30: Typy myodlaní, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 31: Komponenty Electric-hand 2000, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 32: Možnosti barev kosmetických rukavic, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 33: MyoHand VariPlus Speed, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 34: Exartikulační myohand, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 35: Greifer, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 36: Pinzetový úchop greiferu, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 37: Dámská a pánská bebionic hand, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 38: Úchopový vzor pro myš, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 39: Koncový úchop, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 40: DynamicArm, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 41: Tvary transhumerálního lůžka, REINECKE DRICUS. CPO.

MyoBock Below Elbow Expert. (certifikační školení). OttoBock. Duderstadt. 01-10.02.2016

Obrázek 42: Princip ovládání myoprotézy, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 43: Myoelektrody, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 44: Princip dvoelektrodového řízení, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 45: Měření myosignálu, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 46: Princip ovládání myoplus, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 47: Adaptační myoplus, SWANSON ERICA. Myoplus

Occupational Therapy Online Training. [Online]. 02.05.2020. [Datum: 15. 07 2021.] Dostupné z:

https://academy.ottobockus.com/presentations/MyoPlusOT/presentation_html5.html

Obrázek 48: Sejmuté valové vzorce, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 49: Chybné svalové vzorce, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 50: Nastavení svalových vzorců proti gravitaci, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 51: Nahrávání úchopových vzorů, dostupné z:

<http://contentserv.corp.ottobock.int/admin/?login=now&>

Obrázek 52: Nástavec pro fitness, dostupné z: <http://fillauer.eu/prosthetics-upper/activity-and-recreation-hands/training>

Obrázek 53: Nástavce pro kolo, dostupné z: <http://fillauer.eu/prosthetics-upper/activity-and-recreation-hands/bicycle>

Obrázek 54: Nástavec pro golf, dostupné z: <http://fillauer.eu/prosthetics-upper/activity-and-recreation-hands/golf>

Obrázek 55: Funkční test - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 56: Kooperační test provlékání - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 57: Kooperační test s míčkem - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 58: Block and block - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 59: Přemístění kolíčků - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 60: Grafomotorický test - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 61: Koordinační test se šrouby - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 62: ADL napití - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 63: ADL použití příboru - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 64: ADL oblékání - proband Č. 1, vlastní zdroj

Obrázek 65: Funkční test - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 66: Kooperační test provlíkání - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 67: Kooperační test s míčkem - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 68: Block and block - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 69: Přemístění kolíčků - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 70: grafomotorický test - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 71: Koordinační test se šrouby - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 72: ADL napití - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 73: ADL použití příboru - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 74: ADL oblékání - proband Č. 2, vlastní zdroj

Obrázek 75: Funkční test - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 76: Kooperační test provlékání - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 77: Kooperační test s míčkem - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 78: Block and block - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 79: Přemístění kolíčků - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 80: Grafomotorický test - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 81: Koordinační test se šrouby - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 82: ADL napití - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 83: ADL použití příboru - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 84: Oblékání - proband Č. 3, vlastní zdroj

Obrázek 85: Funkční test - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 86: Kooperační test provlékání - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 87: Kooperační test s míčkem - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 88: Block and block - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 89: Přemístění kolíčků - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 90: Grafomotorický test - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 91: Koordinační test se šrouby - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 92: ADL napití - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 93: ADL použití příboru - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 94: ADL oblékání - proband Č. 4, vlastní zdroj

Obrázek 95: Funkční test - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 96: Kooperační test provlékání - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 97: Kooperační test s míčkem - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 98: Block and block - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 99: Přemístění kolíčků - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 100: Grafomotorický test - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 101: ADL napití - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 102: ADL použití příboru - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 103: ADL oblékání - proband Č. 5, vlastní zdroj

Obrázek 104: Funkční test - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 105: Kooperační test provlékání - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 106: Kooperační test s míčkem - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 107: Block and block - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 108: Přemístění kolíčků - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 109: Grafomotorický test - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 110: Koordinační test se šrouby - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 111: ADL napití - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 112: ADL použití příboru - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 113: ADL oblékání - proband Č. 6, vlastní zdroj

Obrázek 115: Protéza pro fitness, vlastní zdroj