

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

Fakulta t lesné kultury

SVALOVÁ AKTIVITA V CYKLISTICE U OSOB S TRANSTIBIÁLNÍ AMPUTACÍ

Bakalá ská práce

Autor: Viktor Klos, u itelství pro st ední –kloly,

t lesná výchova ó zem pis

Vedoucí práce: Mgr. Svoboda Zden k, Ph.D.

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Viktor Klos

Název bakalářské práce: Svalová aktivita v cyklistice u osob s transtibiální amputací

Pracoviště : Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí: Mgr. Svoboda Zdeněk, Ph.D.

Rok obhajoby bakalářské práce: 2015

Abstrakt:

Svalová aktivita zdravé a protetické končetiny je u osob s transtibiální amputací při cyklistice odlišná. Cílem této práce bylo posoudit vliv délky ramene kliky na svalovou aktivitu protetické končetiny a srovnat ji se svalovou aktivitou zdravé končetiny při pozici v sedle a ze sedla. K hodnocení svalové aktivity jsme použili metodu elektromyografie. Měření ukázalo, že svalová aktivita na protetické končetině byla vyšší než u zdravé končetiny. Při pozici v sedle zkracování kliky vyvolalo u svalů na zadní straně stehna zvýšení a na přední straně snížení svalové aktivity. Při jízdě ze sedla vyvolala změna délky kliky menší odchylky svalové aktivity u zdravé končetiny.

Klíčová slova:

cyklistika, transtibiální amputace, svalová aktivita, elektromyografie, délka kliky

Souhlasím s publikováním práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Viktor Klos

Title of bachelor thesis: Muscle activity during cycling in transtibial amputees

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Svoboda Zdeněk, Ph.D.

The year of presentation: 2015

Abstract:

Muscle activity of healthy and amputated limb is different for transtibial amputees. Aim of our measurements was to evaluate influence crank arm length to muscle activity and compare it with muscle activity of healthy limb during seated and uphill position. We used electromyography method to evaluate muscle activity. Measurements showed that muscle activity of amputated limb was higher than muscle activity of healthy limb. Shortening length of the cranks caused higher muscle activity of muscles back of the thigh and lower muscle activity of muscles front of the thigh during seated position. Change of the crank length caused smaller differences of muscle activity healthy limb during uphill position.

Keywords:

cycling, transtibial amputation, muscle activity, electromyography, length crank

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval sám pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržel zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2012

í í í í í í í í í í

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování bakalářské práce.

Obsah

1	Úvod.....	8
1	Syntéza poznatk	9
1.1	Svalový subsystém.....	9
1.1.1	Typy vláken	10
1.1.2	Svaly nohy vyuffívané p i cyklistické fázi.....	10
1.2	Nervový systém.....	12
1.2.1	Klidový membránový potenciál.....	13
1.2.2	P enos vzruchu na nervosvalové ploténce.....	13
1.2.3	Motorická jednotka	14
1.3	Protetika.....	14
1.3.1	Historie	14
1.3.2	Psychologický dopad amputace.....	15
1.3.3	Úrovn transtibiální amputace	16
1.3.4	Typy protéz podle trvání poopera ního stavu.....	16
1.3.5	Stavba transtibiální protézy	17
1.4	Cyklistika handicapovaných.....	20
1.4.1	Závodní kola handicapovaných	22
1.5	Faktory ovliv ující cyklistický výkon.....	24
1.5.1	Biomechanika –lapání.....	24
1.5.2	Eliminace mrtvého bodu.....	25
1.5.3	Natavení posedu na kole.....	26
1.5.4	Aerodynamika v cyklistice	27
1.6	EMG	28
1.6.1	Typy elektrod.....	29
1.6.2	Faktory ovliv ující signál.....	29
1.7	Metody výzkumu vyuffívané v cyklistice	30

1.7.1	3D kinematická analýza	30
1.7.2	Měření výkonu	31
2	Cíle a hypotézy	32
3	Metody	33
3.1	EMG měření.....	33
4	Výsledky a diskuse	34
5	Závěry	39
6	Souhrn	40
7	Summary	41
8	Referenční seznam.....	42
9	Přílohy	49

1 Úvod

Jízda na kole je jednou z nejoblíbenějších pohybových aktivit. Cyklistika umožňuje aktivní trávení volného času, vykonává funkci dopravního prostředku a své uplatnění našla také při redukci váhy, nebo rehabilitacích.

Lokomoce prováděná při jízdě na kole však není vždy stejná. Prováděný pohyb závisí na vnějších faktorech, které si lze v nejjednodušší formě představit jako správnou volbu velikosti rámu kola, nebo seřízení výšky sedla. Pokrokové úpravy jsou prováděny při vyšetření výkonostních požadavcích, nebo při uflívání kola pro rehabilitační účely.

Cyklistika se také ukázala jako vhodná pohybová aktivita pro osoby s transtibiální amputací. K výrazné vdecké i finanční podpoře vývoje protéz došlo po druhé světové válce. V tomto období docházelo k začlevení osob postižených amputací do běžného aktivního života. K jízdě na kole byla zpočátku využívána klasická chodecká protéza a ať postupem času došlo k vývoji protéz určených výhradně pro cyklistiku. Později roku 1988 se cyklistika stala součástí paralympijských her.

Při uflívání protéz často dochází k asymetrické lokomoci. Při využití cyklistické transtibiální protézy mohou být tyto odchylky způsobovány absencí flexibilního prvku, který nahrazuje pohyb v hlezenním kloubu. Jako výsledek tohoto asymetrického zatížení vznikají svalové dysbalance, které se mohou projevat například bolestí zad.

Biomechanické poznatky jsou v cyklistice handicapovaných aplikovány jak při vývoji protézy, tak při nastavování kola. Abychom dosáhli ideálního posedu, můžeme využít cyklistickou kliku s nastavitelným ramenem, která umožňuje nastavit délku kliky.

Problematikou délky cyklistické kliky a jejím vlivem na svalovou aktivitu osob s transtibiální amputací se zabývá tato práce.

1 Syntéza poznatk

1.1 Svalový subsystém

Rozeznáváme 3 typy svaloviny. Hladká svalovina je součástí zejména vnitřních orgánů, ale vyskytuje se také ve stěněch cév a v kůži. Inervace je umocněna vegetativními nervy a proto ji nelze ovládat vůlí.

Pruhovaná svalovina odstupuje a upíná se na kosti a umocňuje generaci pohybů. Inervace je zprostředkována motoneurony alfa (Přidalová & Riegrová, 2009), které jsou umístěny v předních rožích míšních.

Ložisko má přes 600 pruhovaných svalů, které tvoří 45-55% jeho hmotnosti. Většina těchto svalů slouží ke generaci pohybů, nebo zastávají synergickou funkci (Bernaciková, Kalichová & Beránková, 2015).

Pruhovaný sval se skládá ze svalových snopců, které jsou tvořeny svalovými vlákny (Šihák, 2011). Svalové vlákno kosterní svaloviny obsahuje velké množství myofibrilů, ve kterých jsou patrné světlé izotropní a tmavé anizotropní úseky. Izotropními úseky protupuje Z-linie. Úsek, který je ohraničený dvěma Z-liniami, se nazývá sarkomera (Dostálová, 2013). Dynamika sarkomery je umocněna posunem myofilamentů aktinu a myozinu (Přidalová & Riegrová, 2008).

Těmto typem je srdeční svalovina, která nese znaky jak hladké tak pruhované svaloviny. Buňky myokardu lze rozdělit na ty, které primárně zastávají funkci kontrakce a na buňky excitomotorického systému, které tvoří vzruchy. Srdeční frekvence je regulována vegetativními nervy (Přidalová & Riegrová, 2008).

Svalová buňka díky své délce 1-40 cm je pravděpodobně jedinou buňkou, kterou lze vidět okem (Vojtěchovský, 2013). Mezi vlastnosti svalové tkáně patří excitabilita, schopnost svalové tkáně přijímat podněty a reagovat na ně, extenzibilita, schopnost svalové tkáně být šprotaflena, elasticita, schopnost svalové tkáně švrátit se do plovodního stavu, ve kterém se nacházela před smrtným nebo protaflením, kontraktibilita, schopnost zkrácením generovat sílu (Dostálová, 2013).

1.1.1 Typy vláken

Pidalová a Riegrová (2008) dle podle morfologických, histochemických a funkčních vlastností vláken na následující typy.

Pomalá červená vlákna ó slow oxidative (SO) ó typ I

Obsahují v ní množství myoglobinu a enzymaticky jsou určena k pomalejší kontrakci, jsou tenká a mají menší myofibrily. Jejich funkce je ekonomická, jsou málo unavitelná a umožňují pomalé pohyby a polohové funkce. Někdy se také nazývají tonická vlákna.

Rychlá bílá vlákna ó fast oxidative and glykolytic (FOG) ó typ II A

Obsahují více myofibrilů a méně mitochondrií. Enzymaticky jsou určena k rychlým kontrakcím velkou silou. Tyto je však možno provádět pouze po krátký čas. Nejsou tak ekonomická jako SO vlákna, ale také jsou odolná proti únavě. Jsou součástí svalů provádějících rychlý pohyb velkou silou. Jsou nazývána fázická vlákna.

Rychlá červená vlákna ó fast glycolytic (FG) ó typ II B

Mají nízký obsah myoglobinu a oxidativních enzymů. Díky silně vyvinutému sarkoplazmatickému retikulu a vysoké aktivitě hořících a vápenatých iontů jsou tyto vlákna určena k rychlému stahu maximální silou, avšak po velmi krátkou dobu.

Pechodná vlákna ó fast intermediale (FI) ó typ III

Jedná se o vývojově nediferenciovanou skupinu, která pravděpodobně tvoří potenciální zdroj pro pechodní typy vláken.

1.1.2 Svaly nohy vyvíjené při cyklistické fázi

Cyklistika není z pohledu rozvoje svalů ideálním sportem. Při cyklistice nikdy nedochází k úplné flexi a extenzi, čímž svaly ztrácejí svou elasticitu. Častá a zejména dlouhodobá jízda na kole může způsobovat bolesti v oblasti zad, ramen, paží a krku (Friel, 2013).

Bernaciková et al. (2010) rozděluje svaly nohy vyvíjené při cyklistice na dvě skupiny. První skupina svalů vyvíjí tlak na pedály. Patří zde svaly, které vykonávají pohyb v kyčelním kloubu: m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Pohyb v kolenním kloubu zajišťuje m. quadriceps femoris, pohyb v hlezenním kloubu je umožněn svaly m. gastrocnemius a m. soleus.

Druhou skupinu tvoří svaly, které zajišťují zdvih pedálu. Pohyb v kyčelním kloubu obstarávají m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. pectineus, v kolenním kloubu m. biceps

femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a pohyb v hlezání kloubu je umožněn svalem m. tibialis anterior.

Musculus gluteus maximus

Odstupuje od os sacrum, os coccygeus, ligamentum sacrotuberale a zadní části lopaty kyelní kosti a upíná se na tuberositas glutea. Jedná se o pážický sval, ale u výkonnostních cyklistů nebývá ochablý, jelikož se jedná o hlavní extenzor v kyelním kloubu. Mezi další funkce patří abdukce, addukce a zevní rotace v kyelním kloubu. Inervaci zajišťuje n. gluteus inferior z plexus sacralis (Netter, 2011).

Musculus biceps femoris

Tento sval tvoří dvě hlavy. Caput longum odstupuje od tuber ischiadicum a caput breve od dolní poloviny femuru. Společně se obě hlavy upínají na caput fibulae. Dlouhá hlava umožňuje extenzi v kyelním kloubu, společně potom flexi v kolenním kloubu a zevní rotaci při ohnutém kolenní. Inervace je z plexus sacralis a n. ischiadicus (Přidalová & Riegrová, 2008).

Musculus semitendinosus

Začíná na tuber ischiadicum a upíná se pod epicondylus medialis tibiae. Funkce tohoto svalu je flexe v kolenním kloubu, extenze v kyelním kloubu a vnitřní rotace bérce při ohnutém kolenní. Inervován je z plexus sacralis a n. ischiadicus (Šihák, 2011).

Musculus semimembranosus

Zátek svalu je na tuber ischiadicum a přechází se upíná na tuberositas tibiae a condylus medialis tibiae. Funkcí tohoto svalu je flexe a vnitřní rotace v kolenním kloubu, extenze a vnitřní rotace v kyelním kloubu. Inervace plexus sacralis a n. ischiadicus (Feneis, 1996).

Svaly zadní strany stehen m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus jsou společně označovány jako hamstringy. Zkrácení těchto svalů snižuje výkon tím, že jejich působení omezuje extenzi v kolenním kloubu (Friel, 2013).

m. quadriceps femoris

Zahrnuje m. vastus lateralis, který začíná na zevním okraji linea aspera, m. vastus medialis začínající na vnitřním okraji linea aspera, m. vastus intermedius, který odstupuje od celého obvodu stehenní kosti s výjimkou linea aspera a m. rectus femoris začínající na spina iliaca anterior inferior a nad acetabulem. Všechny hlavy jsou extenzory v kolenním kloubu. M. rectus femoris je jako jediný z těchto svalů dvoukloubový a vykonává také flexi v kloubu kyelním. Inervace je z plexus lumbalis a n. femoralis (Netter, 2011).

Nevyvážená a příliš silná práce extenzor v kolením kloubu může vyvolat femoropatelní syndrom, který se projevuje bolestivostí v přední části kolenního kloubu (Stacho, 2011).

m. triceps surae

Zahrnuje dva svaly m. soleus a m. gastrocnemius, které mají společný úpon na tuber calcanei. M. soleus začíná na caput fibulae, horní třetina fibuly a zadní ploše tibie. M. gastrocnemius se dělí na caput mediale odstupující od epicondylus medialis femoris a caput laterale, která začíná na epicondylus lateralis femoris. Inervace plexus sacralis 6 a n. tibialis (n. ischiadicus) (Šihák, 2011).

m. iliopsoas

Má dvě svalové části m. psoas major začínající od Th₁₂, L₁ a L₄ a m. iliacus odstupující od vnitřní plochy ala ossis ilii. Obě části se dohromady upínají na trochanter minor femoris. Vykonává funkci hlavního flexoru v kyčelním kloubu, uklání páteř a udržuje rovnováhu, m. psoas major se podílí na addukci. Inervace je z plexus lumbalis 6 a n. femoralis (Přidalová & Riegrová, 2008). Jedná se o posturální sval a jeho zkrácení může způsobit hyperlordózu (Snábel, 2014).

m. pectineus

Začíná na pecten ossis pubis a upíná se na linea pectinea. Jeho funkce je addukce a flexe v kyčelním kloubu. Inervace je z plexus lumbalis 6 a n. femoralis (Feneis, 1996).

m. tibialis anterior

Odstupuje od condylus tibiae a membrána interossea a upíná se na plantu. Funkcí tohoto svalu je dorzální flexe, supinace nohy a udržení podélné nožní klenby. Inervace z plexus sacralis 6 a n. peroneus profundus (Netter, 2011).

1.2 Nervový systém

Nervová tkáň umožňuje komunikaci organismu s vnějším prostředím a jedním ze tří úrovních systému organismu. Zastává zejména senzorní, asociativní a motorické funkce (Dylevský, 2009).

Základní funkcí jednotkou nervové soustavy je neuron. Mezi zásadní rozdíly od jiných buněk patří vysoká dráždivost a vodivost, čímž je umožněn vznik a přenos vzruchu (Dylevský, 2009).

Komunikace mezi neurony je umožněna díky dvěma typům výběžků, axonu a dendritu. Axon je zpravidla dlouhý a vede signály odstředivě, zatímco dendrity jsou kratší rozvětvené výběžky, které vedou vzruchy dostředivě (Dostálová, 2013). Povrch axonu

periferních nerv je pokryt myelinovou a vnější Schwanovou pochvou. Myelinová pochva funguje jako izolace, ale nepokrývá výběžek po celé jeho délce (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach & Kobza, 2004). V průběhu jsou Ranvierovy zářezy, které urychlují přenos vzruchů (Dylevský, 2009).

1.2.1 Klidový membránový potenciál

Klidový membránový potenciál je udržován těmi zpusobu. Mezi ně patří snaha o vyrovnání koncentrace iontů na obou stranách membrány. V intracelulární tekutině je velké množství draselných iontů a v extracelulární tekutině je velké množství sodíkových iontů. To znamená, že draselné ionty mají tendenci vyrovnávat tento koncentrační gradient a přestupovat do extracelulárního prostoru.

Přestup do extracelulárního prostoru je umožněn vlastnostmi buněčné membrány. V membráně jsou iontové kanály, které jsou otevřené, nebo jsou řízeny například chemicky, fyzikálními impulzy, nebo například i chemicky zároveň. Některé z nich umožňují přenos draselných iontů z intracelulárního do extracelulárního prostoru. Přenos draselných iontů však vytváří elektrický gradient, který tento proces zpomaluje. Přenos draselných iontů je ukončen, když elektrický gradient dosáhne hodnoty $-30\text{--}90\text{ mV}$ (v závislosti na typu buňky) a tím nastává klidový membránový potenciál. (Rokyta, 2000)

Aktivní transport iontů je zajištěn sodíkoódraslíkovou pumpou, které ve snaze udržet klidový membránový potenciál transportuje z intracelulární do extracelulární tekutiny 3 Na^+ a přitom importuje 2 K^+ (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach & Kobza, 2004).

1.2.2 Přenos vzruchu na nervosvalové ploténce

Přenos vzruchu probíhá pomocí mediátorů, které jsou umístěny na koncích axonů. Mezi ně patří například noradrenalin, acetylcholin, kyselina glutamová, nebo kyselina gamaaminomáselná.

Mediátor je uvolněn poté, co akční potenciál zvýší propustnost membrány pro Ca^{2+} . Uvolněný mediátor se naváže na receptor, který je lokalizován na postsynaptické membráně. Z funkčního hlediska rozlišíme synapse excitací a inhibicí. Excitací neboli vzrušivé synapse vyvolávají depolarizaci membrány. Tato depolarizace je vyvolána poté co je na receptor postsynaptické membrány navázán mediátor, který zvýší propustnost postsynaptické membrány pro Na^+ .

V případě, že mediátor způsobí propustnost pro Cl^- a K^+ je vyvolána hyperpolarizace a vzniká inhibiční postsynaptický akční potenciál.

Stejné mediátory nemusí mít vždy stejnou funkci. Například acetylcholin působí v nervosvalovém spojení na kosterním svaly vyvolá excitaci postsynaptický potenciál, zatímco ten samý mediátor působí inhibičně na srdeční sval (Dylevský, 2009).

1.2.3 Motorická jednotka

Motorická jednotka je skupina svalových vláken, která jsou inervována stejným alfa motoneuronem. Jedná se o nejmenší část svaly, kterou je možno ovládat. Počet svalových vláken v motorické jednotce je závislý na funkci svaly (Přidalová & Riegrová, 2008). Motorické jednotky svaly, které mají na starost přesné pohyby, obsahují málo svalových vláken, například okohybné svaly mají méně než 10 svalových vláken. Naproti tomu svaly, které vykonávají jednoduché, hrubé pohyby mají až 2 000 svalových vláken (Janura, 2007).

1.3 Protetika

1.3.1 Historie

První primitivní náhrady částí těla, které lidem ulehčovaly život, doprovázely lidstvo od svých počátků. Jedny z prvních známek o náhradě amputované končetiny pochází z roku 484 před naším letopočtem, kdy perský voják Hegesistratus unikl ze zajetí svých nepřátel s dřevěnou náhradou své dolní končetiny (Wilson, 2002).

Ve 15. století byly používány náhrady horních končetin pro rytíře, které však nebyly vyrobeny z dřeva, ale ze železa (Wilson, 2002).

V 16. století velký pokrok v lékařství, ale také v konstrukci protéz přinesl francouzský chirurg Ambrois Paré. Při amputaci končetiny se dříve používalo rozřezané železo. Paré použil ligaturu, což byla metoda, při které došlo k podvázání tepen (Pavlová, 2012). Protéza, kterou navrhnul, ukázala směr, kterým se protetika dále vyvíjela. Jeho protéza byla určena pro pacienty s tranzfemorální amputací a mimo jiné disponovala uzamykatelným kolenním kloubem (Norton, 2007).

V roce 1969 nizozemský chirurg Verduin vyrobil transtibiální protézu s dřevěným chodidlem, která disponovala cooperovým línkem. Toto línko se hojně využívalo až do 2. poloviny 20. století, kdy bylo nahrazeno PTB línkem (Blatchford, 1990).

K vývoji protéz přispěly válečné konflikty. Tento pokrok však nebyl dostatečně uznán a navíc se ukázalo, že je tomuto odvětví věnováno málo vědeckého úsilí, proto roku 1945 bylo na konferenci National Academy of Sciences (NAS) schválena v této věci finanční

podpora, která byla nejdříve financována Office of Scientific Research and Development (OSRD) a po ukončení 2. světové války financování převzala Veterans Administration.

V poválečné době se k výrobě protéz používalo zejména dřevo a kůže. Tyto materiály však nebyly zcela ideální. Dřevo vyfadovalo během následného zpracování a kůže se ukázala jako nedokonalý materiál z pohledu hygieny a údržby (Wilson, 2002).

V roce 1945 US Veterans Administration podpořila vývoj quadrilaterálního a PTB lůžka a stejná organizace v roce 1970 vynalezla endoskeletální protézu (Seymour, 2002).

V roce 1993 představila společnost Chas. A. Blatchford & Sons první inteligentní protézu, která byla řízena mikroprocesorem. Pohyb byl umožněn pomocí hydraulických a pneumatických systémů, které umožňovaly stabilní a energeticky efektivní chůzi. Bylo jasné, že bude potřeba tyto protézy dále zdokonalovat a proto již v roce 1995 představil inovovaný model Intelligent Prosthesis Plus (Pike, 1999).

1.3.2 Psychologický dopad amputace

Ztráta končetiny sebou nese psychologický dopad, se kterým se pacient po operaci snaží vyrovnat. Smutek ze ztráty končetiny stupňuje následky amputace. Pacient se musí vyrovnat se ztrátou funkce končetiny, která zhoršuje jeho mobilitu. Amputace může být také důvodem ztráty zaměstnání a s tím související ztrátou příjmu. Psychologická podpora, ze strany rodiny a přátel usnadňuje psychologické přizpůsobení. Proto pacienti, kteří jsou nezadaní, nebo z jiných důvodů trpí nedostatečným sociálním kontaktem, se vyrovnávají s psychologickými následky obtížněji.

Stupeň psychologického dopadu ovlivňuje to, zda má pacient čas přizpůsobit se na ztrátu končetiny, nebo zda je amputace provedena jako následek náhlého zranění, při kterém nemá pacient možnost předoperační adaptace (Seymour, 2002).

Forducey, Ruwe a Kaur (2006) rozdělují reakci na amputaci do osmi stupňů:

- šok je prvotní reakce na ztrátu končetiny,
- úzkost je kombinace emocí, které se mohou projevit hyperaktivitou, zrychleným dýcháním a zvýšenou tepovou frekvencí,
- odmítnutí je obranný mechanismus, kdy si pacient nepřipouští následky zranění,
- deprese nastává po iniciační fázi, její projevy mohou ovlivnit průběh uzdravování a následnou nezávislost,
- zlost se projevuje pocitem viny, výsledkem tohoto chování může být sebepokřivení, nebo sebevraždy,

- nepříjemnost v životě pacienta, rodiny, nebo zdravotníka, stupně se s rostoucí délkou od doby operace,
- pro získání si handicapu,
- pro zlepšení soběstačnosti pacienta.

1.3.3 Úroveň transtibiální amputace

Při transtibiální amputaci dochází k přeřezání dvou kostí. Distální konec fibuly však musí být ukončen přibližně o 2 cm výše než v případě tibie. Ukončení na stejné úrovni by způsobovalo u pacienta bolest v distální oblasti fibuly. V případě, kdy by byla fibula zkrácena příliš, pahýl by měl kufelovitý tvar, pro který by bylo obtížné navrhnout správné protetické řešení (Pepe & Lusardi, 2007; Seymor, 2002).

Amputace pod kolenem může být rozdělena podle délky pahýlu, na velmi krátkou, standardní a dlouhou transtibiální amputaci.

Při velmi krátké amputaci je zachováno méně než 20 % tibie. Důvodem volby této vzdálenosti jsou nejčastěji traumatické příčiny. Za standardní velikost pahýlu je považována délka, při které je zachováno 20–50 % délky tibie. Dlouhá amputace představuje 50 % délky přirozené délky tibie. Tato varianta není doporučována z důvodu nedostatečné distribuce krve do distální části (Seymor, 2002). V ideálním případě se délka amputované tibie pohybuje mezi 12–17 cm (Clifford, 2012).

1.3.4 Typy protéz podle trvání pooperačního stavu

Rozeznáváme pooperační, dočasné a definitivní protézy, které jsou používány v závislosti na tom, jak dlouhá doba uplynula od operace a v jakém rehabilitačním stádiu se pacient nachází (Michelle & Caroline, 2007). Je však nutné dodat, že ne každý pacient má možnost využívat všechny tyto typy.

Pooperační protéza urychluje rekonvalescenci pacientu a redukuje otok a bolest po operaci (Rheinstein, 2001). Je možné použít dva základní typy této protézy. Jedná se o ručně montovanou a tvarovanou protézu, jejíž základ je tvořen tuhým obvazem přiléhajícím k pahýlu. Pylon s chodidlem je poté připevněn k obvazu. Nevýhoda této protézy spočívá v nutnosti odstranit celou protézu v případě kontroly pahýlu. Další možností je použití ručně montované protézy, která může být vybavena protetickým řešením. Díky své variabilitě je snadno snímatelná a následně velikostně upravovatelná v závislosti na změnách velikosti pahýlu (Rheinstein, 2001).

Do asná protéza je poufívána 366 m síc po amputaci. Tento typ umofl uje variabilní nastavování v závislosti na individuálních pot ebách pacienta. Protézu je mofné nastavovat délkov a chodidlo lze p izp sobovat anteriorn , posteriorn , mediáln a lateráln (Seymour, 2002).

Posledním typem je definitivní protéza, ta je zkonstruována na základ parametr , které jsou získány individuálním nastavováním do asné protézy. Doba p echodu z do asné na definitivní protézu je ur ená ustálením objemových zm n pahýlu, ke kterým dochází v t-inou 369 m síc po operaci. fiivotnost definitivní protézy je 365 let (Seymour, 2002).

1.3.5 Stavba transtibiální protézy

Protézy lze podle vn j-ího vzhledu a funk ních parametr rozd lit na exoskeletální a endoskeletální. Exoskeletální protézy jsou svým vzhledem podobné zdravé kon etin a na jejich výrobu se v t-inou vyuffívá laminát. Endoskeletální protézy vyuffívají pylonu, který spojuje protetické l fko s chodidlem. Pylon je vyráb n na základ pot eb pacienta z karbonu, hliníku, titanu, nebo korozivzdorné oceli. Poslední dva materiály jsou vyuffívány zejména u pacient s nadváhou, nebo obezitou (Bean, 1998; Berke, 2007).

Protetické l fko

Protetické l fko je místo, kde dochází ke kontaktu pahýlu a protézy. Toto místo je náro né na individuální úpravy, které m flou být zp sobené atrofíí, zvý-ením, nebo snížením t lesné hmotnosti. Nejvíce jsou vyuffívány PTB a TSB protetická l fka (Seymour, 2002).

TSB l fko

Rozlofení tlaku TSB l fka je relativn rovnom rné. Ú el tohoto l fka je vyvíjet co nejmen-í tlak na jednotlivá místa pahýlu (Kahle, 1999).

PTB l fko

Tlak, kterým p sobí protéza na pahýl, není u PTB l fka rozlofen tak rovnom rn jako u TSB l fka. Na pahýlu jsou ur ena místa, která jsou odolná v í tlaku. V t chto místech je koncentrováno nejvy-í rozlofení tlaku a naopak místa, kde se nachází nervová zakon ení, nebo cévy jsou šodleh ovánaõ (Goh, Lee & Chong, 2004).

Tlak je koncentrován zejména do zón na mediální stran tibie v oblasti pes anserinus, patelární oblasti, v laterální oblasti kr ku fibuly a na posteriorní stran proximální ásti tibie (Convery & Buis, 1998).

Liner

Liner je návlek vyráběný ze silikonu, polyuretanu, nebo kopolymeru, který se navléká na pahýl. Jeho úkolem je vytvářet pohodlný kontakt mezi pahýlem a lůfkem (Anonymous, 2015).

Zavěšení protézy

Zavěšení protézy umožňuje uchycení lůfka k pahýlu a proto je klíčové pro bezproblémovou funkci protézy. Berke (2007) rozlišuje 7 nejpoužívanějších typů zavěšení. Jednotlivé typy využívají kožených pásek, nebo speciálních linerů k vytvoření kontaktu mezi protézou a pahýlem. Volba zavěšení závisí na pohybové aktivitě člověka, rozměrech pahýlu, poizovacích nákladech, složitosti aplikace a individuálních potřebách pacienta. Například uchycení pomocí supracondylární manžety umožňuje snadné uchycení protézy pomocí koženého pásku umístěného nad epicondylus femuru, tlak v oblasti popliteální jamky však může ovlivnit proudění krve a proto není doporučován pacientům s vaskulárními problémy. Jako další nevýhody uchycení koženými páskami lze označit nepříjemný vzhled a u některých modelů složitá aplikace vyžadující nadměrnou zručnost. Zavěšení pomocí linerů zajišťuje lepší vzhled protézy, ale při jejich použití jsou kladeny vyšší hygienické požadavky (Seymour, 2002).

Protetické chodidlo

Protetické chodidlo, které je připevněno k pylonu má tři základní funkce:

- absorpce nárazu,
- udržování stability,
- účást na předvíhové fázi.

V závislosti na hmotnosti, věku, nebo aktivitě člověka může protetik vybírat mezi více typy protetických chodidel. Ferguson (2007) rozděluje protetická chodidla na následující typy:

- jednoosé chodidlo,
- chodidlo SACH,
- víceosé chodidlo,
- dynamické chodidlo.

Jednoosé chodidlo napodobuje pohyb kotníku v sagitální rovině. Využívá tlumiče, které jsou využívány při dorsální flexi a plantární flexi. Tuhost tlumiče určuje vlastnosti chodidla. V případě, že jsou tlumiče moc tuhé, chodidlo se může chovat jako chodidlo

SACH. V opa ním p ípad , m kké tlumi e m flou zap í nit, fle se dostane chodidlo do kontaktu s podlofkou p íli–brzy.

Chodidlo SACH nevyužívá fládné pohyblivé klouby. Skládá se z tvrdého kýlu a odpruženého klínu pod patou, který umofl uje deformaci p í po áte ním kontaktu chodidla s podlofkou (Goh, Solomonidis, Spence & Paul, 1984).

Víceosé chodidlo je svou konstrukcí podobné jednoosému chodidlu. Oproti n mu v–ak jeho funkce umofl uje pohyb jak v sagitální, tak ve frontální rovin . Díky tomu chodidlo zvy–uje stabilitu p í ch zi na –ikmém povrchu (Anonymous, 2014). Proto je doporu ována pacient m s vysokou pohybovou aktivitou. P ítomnost v t–ího mnofství funk ních ásti zp sobuje, fle je toto chodidlo náro n j–í na údržbu (Berke, 2007).

Dynamické chodidlo umofl uje ukládání energie p í po áte ním kontaktu s podlofkou. Tato energie je pozd ji uvoln na p í fázi p ed–víhu. P í pouflití tohoto typu chodidla je rozdíl v rozsahu pohybu mezi protetickou a intaktní kon etinou men–í, tedy ch ze je symetri t j–í. Díky svým vlastnostem a relativn nízké hmotnosti je toto chodidlo pouflíváno mnohými sportovci. Limitujícím faktorem dynamického chodidla jsou vysoké po izovací náklady (Seymour, 2002). V sou asné dob se objevují také kombinace vý–e uvedených protéz nebo typy zcela nové.

Cyklistické transtibiální protézy

Cyklistické protézy jsou odli–né od t ch, které pouflívají osoby s transtibiální amputací k ch zi. Nejznateln j–í rozdíl je v absenci flexibilního prvku, který nahrazuje pohyb v hlezenním kloubu. Díky jeho absenci je p ená–eno v t–í mnofství energie na pedál. U zdravých cyklist sice dochází k pohybu v hlezenním kloubu (Bernaciková et al, 2015). U osob s transtibiální amputací s klasickou protézou vybavenou flexibilním chodidlem by v–ak docházelo k v t–ím ztrátám energie (Fairley, 2014).

Mezi dal–í odli–nosti pat í cyklistický kufr, kterým je opat ena koncová ást pylonu. Tento kufr je b hem jízdy fixován pedálem a umofl uje technicky správné provedení cyklistického kroku. Cyklista si podle individuálních pot eb m fle zvolit oboustranné pedály, které jsou vyuflívány p edev–ím v terénní cyklistice a umofl ují v t–í mediolaterální variabilitu, nebo silni ní pedály, se kterými je mofno provád t pouze laterální rotaci. Pro rekrea ní cyklisty, kte í k jízd pouflívají chodeckou protézu je vhodné vyuflití BMX pedálu a boty s m kkou podráfkou do které se zafixují hroty, kterými je tento pedál opat en (Childers, Kistenberg & Gregor, 2009).

Profesionální cyklisté pouflívají rozdílné protézy na základ svých individuálních pot eb. Vývoj takové protézy je velice finan n náro ný, protofle kone ný produkt bude

vyroben jenom v několika kusech pro daného sportovce. Aby byl výkon podaný sportovcem co nejefektivněji, klade se velký důraz na tuhost a hmotnost, z čehož jsou protézy vyrobeny z karbonových vláken.

Nejúspěšnějším paralympijským cyklistou je Jiří Jeřábek, který závodí v kategorii C4 používá endoskeletální protézu. Její pylon je rovný a je možné ho délkově nastavovat, na konci je umístěn silný kufr. U jiných profesionálů můžeme vidět exoskeletální protézu s neflexibilním chodidlem. Výhoda takové protézy je ve větší symetrii v porovnání se zdravou končetinou (Stoklásek, 2013). Na paralympijských hrách v Pekingu se představil Jody Cundy s protézou, jejíž pylon je v průběhu zalomený a její vlastnosti, co se symetrii týká, jsou podobné jako u předchozí exoskeletální protézy (Cundy, 2012). Nevýhodou této protézy je neosvojení síly, což způsobuje vznik silových momentů, které mají tendenci vyvrátit páhýl z loktu. Tato protéza byla do paralympiády v Londýně vylepšena, takže má lepší aerodynamické vlastnosti, větší tuhost a nižší hmotnost (Stoklásek, 2013).

Nejnovejší návrhy představují profesionální protézy s flexibilním prvkem. Jedna z takových, která je nazývána Cadence byla představena na paralympiádě v Londýně pohyb flexibilního prvku je stejný jako pohyb v hlezenním kloubu. Tím je dosaženo technicky správného cyklistického kroku a uchování kinetické energie. Zatím se však jedná pouze o model, který neprobíhá nezávislým výzkumem. Přínosem by však byl pedál a kufr, kterým je protéza vybavena. Tento kufr je možné z pedálu vyjmout způsobem podobným pedálu, to znamená, že cyklista nemusí provádět laterální rotaci jako u klasických náhlavních pedálů (Walker, 2011).

1.4 Cyklistika handicapovaných

Handicapovaní cyklisté jsou podle stupně a charakteru postižení rozděleni do kategorií, které sdružují cyklisty s podobným stupněm postižení.

Za minimální postižení je považováno amputace přední poloviny nohy, amputace prstu v etní palce v místě metatarzofalangeálního kloubu a podloketní, nebo nadloketní amputace. Při jednostranné dysmelii horní končetiny jsou kritéria postižení splněna, jestliže cyklista není schopen funkčního ovládnutí řídítek, tedy řízení a brzdění (Anonymous, 2015).

Paralympijské závody

Cyklistika je součástí paralympijských her od roku 1988, kdy se paralympiáda konala v Soulu. UCI rozděluje závodníky do čtyř kategorií. První skupinou jsou nevidomí a zrakově postižení. Tato skupina je označována písmenem B. Závodníci postižení mozkovou obrnou, nebo jinými pohybovými omezeními, náleží do skupiny s označením C, nebo T (závodníci na tříkolkách). Písmenem H je označena skupina cyklistů, kteří ke slápnutí využívají horní končetiny (Jacobs, 2011; UCI, 2015).

V roce 2012 se na letních paralympijských hrách v Londýně závodilo v dráhových a silničních cyklistických disciplínách. Dráhovou cyklistiku zastupovaly disciplíny závod s pevným startem na 1 km a 500 m, týmový sprint a stíhací závod. V silniční cyklistice se soutěží v závodě s hromadným startem, štafetovém závodě a časovce (International Paralympic Committee [IPC], 2015).

Dráhové disciplíny

Dráhové disciplíny v Londýně se odehrávali na velodromu, který byl vystavěn k příležitosti konání letních olympijských a paralympijských her. Oválný má šířku 250 m a jeho povrch je zhotoven ze sibiřské borovice (British Cycling, 2014).

Závod s pevným startem na kilometr a 500 m

Jedná se o typ závodu, kdy závodníci startují samostatně. Tuto disciplínu lze přirovnat k atletické štafetě. Je potřeba rychlý start, vysoká rychlost a vytrvalost, která je klíčová pro úspěšné závodění (Stevenson & Jones, 2011). Na paralympiádě v Londýně mohli jeli závod na 1 km ve sloučených kategoriích C1-63 a C4-65 a ženy ve stejných kategoriích absolvovali závod na 500 m (IPC, 2015).

Stíhací závod

Stíhací závod začíná kvalifikací. Během kvalifikace závodník jede sám na určenou vzdálenost 4 km v případě mužské kategorie a 3 km v ženské. Poté jsou podle času vytvořeny dvojice, které mezi sebou závodí. Každý závodník z dvojice startuje na opačné straně oválu a jede stejnou vzdálenost jako v kvalifikaci. Rychlejší závodník z dvojice postupuje a stejným způsobem se pokračuje až do finále. V případě dojetí pomalejšího závodníka je závod ukončen a rychlejší okamžitě postupuje (Stevenson & Jones, 2011). V Londýně mohli závodit ve všech pěti kategoriích C1-6C5 samostatně a ženy ve sloučených kategoriích C1-6C3 a C4, C5 samostatně (IPC, 2015).

Týmový sprint

Týmový sprint handicapovaných se jede ve třílenných družstvech bez rozlišení pohlaví a kategorií. Závod se jede na 3 okruhy, každý závodník je na kole jeden okruh a poté odstupuje. To znamená, že do cíle dojíždí jeden cyklista. Tato disciplína je někdy nazývána jako olympijský sprint (Stevenson & Jones, 2011).

Silniční disciplíny

Silničních disciplín se účastní všechny kategorie včetně kategorie T, tato kategorie závodí na trase, které se nemohou účastnit dráhových disciplín.

Asovka

Závodníci startují samostatně v intervalech. To znamená, že závodník nemůže vyuffit závazky jiného cyklisty. Vítězem se stává ten závodník, který projede trať nejkratějším časem (Bernaciková et al, 2015).

Závod s hromadným startem

Všechni závodníci startují a závodí ve stejném čase. Pro tuto disciplínu je typická jízda v šbalíku, při které se vyuffívá závazky soupeřů (Bernaciková et al, 2015).

Třífetový závod

Třífetový závod se jede ve třílenných družstvech bez rozlišení pohlaví. Členové družstva musí patřit do jedné z kategorií H1-4 (IPC, 2015).

1.4.1 Závodní kola handicapovaných

Silniční kolo

Silniční kolo používané kategorií C se v konstrukci neliší od klasického silničního kola. Výjimkou může být například funkční uchycení protězy horní končetiny, nebo podložka pahýlu (Anonymous, 2015).

U závodního silničního kola je kladen velký důraz na používání lehkých a tuhých materiálů, proto je v konstrukci součástí uhlíkových.

Asovká ské kolo

Specifika pro handicapované u asovká ského kola jsou stejné jako u kola silničního. V konstrukci jsou však kladeny na aerodynamiku jak samotného kola, tak jezdce. Z toho důvodu bývá přední brzda umístěna za přední vidlicí a zadní na sedlové trubce kousek od sedlového složení. Řídítka jsou opatřena speciálními nástavci, o které cyklista opírá předloktí. Díky tomu je dosaženo lepší aerodynamiky jezdce (Chabroux, Barelle & Favier 2012).

Dráhové kolo

Dráhové kolo je specifické tím, že nemá brzdy ani řazení. Kolo disponuje pevným převodem, to znamená, že když je kolo v pohybu cyklista musí stále řápat. Zvolený převod závisí na schopnostech cyklisty a disciplíně.

Tandemové kolo

Toto kolo je určeno pro dva jezdce a je vyřazované kategorií B. Na přední pozici sedí vodič bez zrakového postižení a za ním sedí handicapovaný jezdec (Pallis, 2003). Na paralympiádě je umožněno těmto jezdcům startovat na dráze i v silničním závodě. Tandem je rychlejší než klasické kolo jelikož sílu na pedály produkují dva jezdci. Z toho důvodu silniční závod kategorie B je delší než u zbývajících kategorií (Seifert, Bacharach & Burke, 2002).

Tříkolka

Tříkolka je používána jezdci kategorie T, kteří nejsou schopni udržet rovnováhu během řápaní. Podle individuálních potřeb je možné použít model, který má dvě kola vzadu a jedno vpředu, nebo naopak. Všechny kola musí mít stejný průměr od 70 do 55 cm v etnopláti.

V případě varianty umístění dvou kol vzadu musí být tříkolka opatřena diferenciálem (UCI cycling regulations, 2007).

Handbike

Handbike je využíván jezdci kategorie H a má tři kola. K přenosu síly na rukojeti, které nahrazují pedály, jsou používány horní končetiny. Samostatné kolo, které je poháněno může mít odlišný rozměr, než zbylý pár. Stejně jako u tříkolky nezáleží, jestli je samostatné kolo vpředu, nebo vzadu (UCI cycling regulations, 2007).

Obrázky handbiku, tříkolky a tandemového kola jsou součástí příloh.

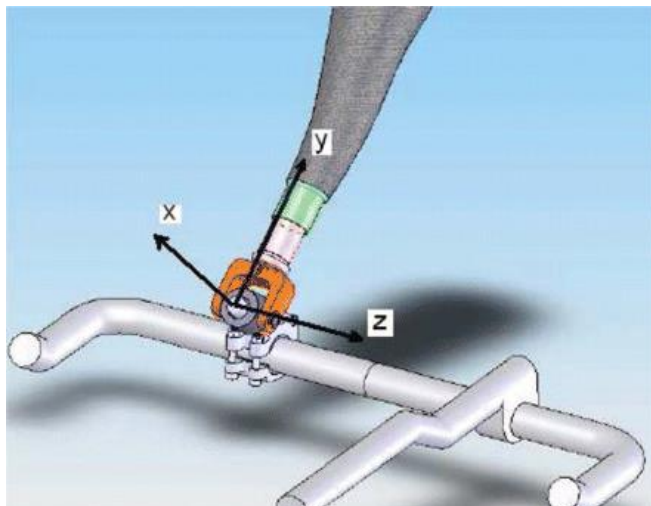
Možnosti uchycení protézy horní končetiny

Amputace horní končetiny u cyklisty má vliv na stabilitu při řápaní, proto musí být protéza fixovaná k rámtu tak, aby co nejvíce napodobovala funkci zdravé končetiny.

Uchycení musí být snadno odnímatelné. Pevná fixace není možná z důvodů bezpečnosti při pádu. Řešení, které nevyžaduje instalaci adaptéru na rámtu, nabízí firma TRS. Její produkt označený jako Criterium 70 je možno nacvaknout na rámtu a poté snadno odejmout. Pro zkušenější jezdce je určen model Criterium 85, který má větší tuhost. Tyto modely však neumí rotaci protézy, ta je umožněna modelem Pivot (TRS, 2014).

Jiné řešení navrhli Riel, et al. (2009). Mezi rámtu a protézu namontovali adaptér s úpelem, na který se nasune protéza. Díky kloubu, který je umístěn na konci protézy, může

cyklista vykonávat vertikální pohyb., kterého je využíváno například při stoupáních. Toto řešení je zobrazeno na obrázku 1. Jako nevýhodu lze označit fakt, že s adaptérem upevněným na řídítkách nelze během jízdy hýbat a tak mít způsob uchycení. Toto uchycení bylo použito během paralympiády v Pekingu v roce 2008.



Obrázek 1. Uchycení pomocí řepu s adaptérem (podle Riel, et al., 2009)

1.5 Faktory ovlivňující cyklistický výkon

1.5.1 Biomechanika zájezdů

Childers, Kistenberg a Gregor (2009) rozdělují průběh cyklistického kroku na čtyři fáze. Jako fáze výkonu je označována situace, kdy kliky svírají se svislicí úhel 45° až 135° . V této situaci produkuje *m. gluteus maximus*, *m. quadriceps vastus lateralis*, *intermedius* a *medialis* největší sílu na pedál a pomáhá pokračovat druhé noze regenerační fázi. Během této fáze dochází k největšímu přenosu síly.

Spodní fáze nastává jestliže, úhel mezi klikou a svislicí je 135° až 225° . Na práci v této fázi se nejvíce podílí skupina *harmstring*, *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius*. Regenerační nastává při sevření úhlu 225° až 315° . Nejedná se však o pasivní fázi a jsou při ní zapojeny *m. iliopsoas* a *m. tibialis anterior*. Horní fáze, která leží mezi 315° až 45° je kritická z pohledu produkce síly na pedál, která je minimální, proto se tato pozice někdy nazývá jako mrtvý bod. Při této situaci dochází ke změně, které umožní ujet velkou produkci síly během fáze výkonu (Childers, Kistenberg & Gregor, 2009).

1.5.2 Eliminace mrtvého bodu

Mrtvý bod má značný vliv na produkci síly během řapání, proto jsou vyráběny komponenty, které svou funkcí přispívají k tomu, aby síla byla vyvíjena co nejefektivnějším způsobem.

Nesymetrický pedivodník

Klasický pedivodník má kruhový tvar a na povrchu má zuby, které umožní pohyb pedálu. Velikost pedivodníku respektive počet zubů na pedivodníku ovlivňuje obtížnost pedivodu. Čím více zubů má pedivodník tím je větší odpor řapání (Fliegelman, 2012).

Nesymetrický pedivodník má tvar elipsy. Tento pedivodník byl vyvinut, aby ulehčil řapání v horní fázi, kdy cyklista působí na pedál nejmenší silou a efektivně vyvíjí síly ve fázi výkonu (Malfait, Storme & Derdeyn, 2010).

V případě, že kliky jsou v poloze horní fáze, pedál zapadá do zubů na konci obou kratších poloos elipsy. To znamená, že je vyvíjeno minimálního momentu zubů na pedivodníku a pedivod je lehčí. Když jsou kliky v poloze fáze výkonu, pedál přiléhá ke koncům delších poloos, počet vyvíjitelných zubů je maximální a pedivod je těžší. Pedivodník Rotor Q-Ring 53 zubů se při řapání chová tak, že v horní fázi je odpor srovnatelný s pedivodníkem, který má 51 zubů a ve fázi výkonu odpor odpovídá pedivodníku s 56 zuby (O'Hara, Clark, Hagobian & McGaughey, 2011).

Cordova, Latasa, Seco, Villa a Rodriguez-Falces (2014) zaznamenali ve své studii 2,56–6,5% zvýšení výkonu ve srovnání s klasickým pedivodníkem.

Nesymetrické pedivodníky jsou nabízeny mnoha výrobci, ale jenom některé splňují požadavky, vycházejí z biomechaniky řapání (Malfait, Storme & Derdeyn, 2010).

Kliky s nezávislou osou

Na konci devadesátých let firma Rotor vyráběla kliky, které nebyly mezi sebou spojeny pevnou osou a tak neudržovaly stálý úhel 180°. Úhel těchto kliků byl stejný jako u asymetrických pedivodníků ulehčil řapání v průběhu horní fáze.

Speciální osa umožnila klíce pohybovat se rychleji v oblasti horní fáze, čímž usnadnila pedivodění této fáze a urychlila nástup fáze výkonu (Jobson, Hopker, Galbraith, Coleman & Nevill, 2009). Tyto kliky však nebyly nikdy hojně vyvíjeny. Třetímu rozdělení se za překážku bránila kompatibilita s používaným středovým složením a později je vytlačil pedivodník modifikovaných eliptických pedivodníků (Bureš, 2010).

1.5.3 Natavení posedu na kole

Výkon, který cyklista produkuje během jízdy je ovlivněn mnoha faktory. Z biomechanického hlediska je možné tyto faktory rozdělit na vnitřní a vnější (Stacho, 2011).

Vnější faktory se rozumí nastavení kola tak, aby byl podáváný výkon co nejvyšší. K dosažení optimálního nastavení kola jsou využívána statické metody, které využívají antropometrické charakteristiky, nebo dynamické metody využívající digitálního záznamu (Ferrer-Roca, Roig, Galilea & García-López, 2012).

Statické metody

Mezi základní úpravy posedu patří nastavení výšky sedla, která při využití statické metody může být nastavována na základě výšky rozkroku. Jedná z možností je využít Hamleyho metodu. Podle této metody je nastavována výška sedla podle vzdálenosti podložkaosymfýza, kdy 109 % z této vzdálenosti je přeneseno od osy pedálu ke přednímu okraji sedla. Klíka je při tomto měření v úhlu 180° (Burke, Faria & White, 2005). Stejných antropometrických parametrů využívá Lemondova metoda, u které se přenáší 88,3 % výšky rozkroku (podložkaosymfýza) od středového složení ke přednímu okraji sedla. Jiný přístup využívá metoda patapředníka, při které je nastavena výška sedla tak, aby cyklista, který sedí v sedle, mohl propnutou nohu položit patou na pedál.

Peveler, Bishop, Smith, Richardson a Whitehorn (2005) provedli výzkum, při kterém srovnávali tyto tři metody. Při hodnocení nebyl zaznamenán významný rozdíl mezi Hamleyho a Lemondovou metodou. Významný rozdíl byl však zaznamenán mezi Hamleyho metodou a metodou patapředníka.

Dynamické metody

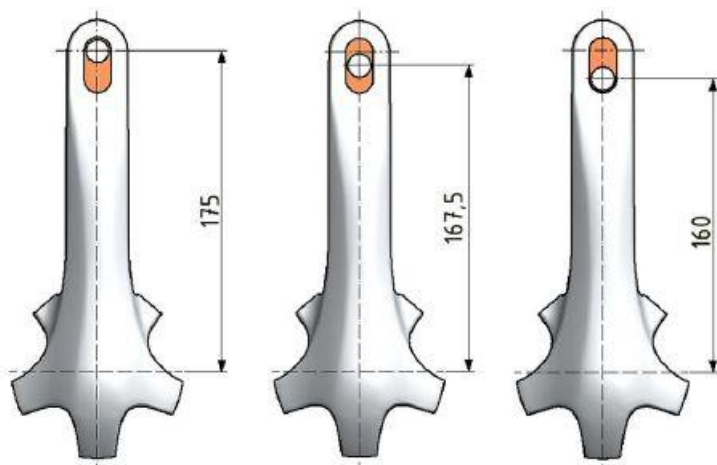
Dynamickým nastavováním posedu se zabývá více organizací, jednou z nich je Retüll University. Aby bylo měření přesnější, jsou zařazeny pokročilejší úpravy nejen nastavování výšky sedla. Mezi ně patří předozadní pozice sedla, pozice kufru na cyklistické třetě, délka představce, výška řídítek a délka cyklistických klik. Nastavování těchto parametrů slouží k tomu, abychom docílili biometrických hodnot, které jsou stanovené metodikou Retüll University. Extenze v kolenní oblasti by měla být 140°-145° a plantární flexe kotníku 90°-100°. Obě tyto hodnoty jsou měřeny při poloze pedálu v úhlu 180°. Předozadní poloha kolene se měří vzhledem k ose pedálu a za standard se považuje +/- 10 mm. Sklon trupu určuje úhel, který svírá horizontála procházející kyčelním kloubem a páteří, která spojuje ramenní kloub s kyčelním. Optimální hodnoty jsou 40°

50°. Úhel ramene svírají pímky ky elní kloub-ramenní kloub a ramenní kloub záp stí. Hodnoty se pohybují kolem 80-90° (N mec & Falge, 2013).

Tyto hodnoty však nelze striktně aplikovat bez znalostí vnitřních faktorů. Mezi ně lze například zařadit flexibilitu, silové schopnosti, lateralitu, nebo dokonce zranění (N mec & Falge, 2013).

Klika s nastavitelným ramenem

Kliku s nastavitelným ramenem navrhl Stoklásek (2013) ve své práci, která se zabývala zvolením vhodné délky kliky pro cyklistu s transtibiální amputací. Klika s nastavitelným ramenem byla poufita z ekonomických důvodů, a také kvůli ušetření času spojeného s montáží kliky odlišné délky. Pro tento účel byla poufita klika, která je zobrazena na obrázku 2, její povodní rozměr byl 175 mm. V klíce byla vyfrézována drážka, do které se vkládají vložky. Jeden typ vložky umožní nastavení povodní vzdálenosti 175 mm a nejnižší vzdálenosti 160 mm. Druhý typ vložky je určen pro délku 167,5 mm.



Obrázek 2. Klika s nastavitelným ramenem (podle Stoklásek, 2013)

1.5.4 Aerodynamika v cyklistice

Ve snaze minimalizovat aerodynamický odpor vzduchu podstupují profesionální cyklisté měření v aerodynamických tunelech typických pro dopravní průmysl, aby zjistili součinitel odporu vzduchu. Tento součinitel závisí na odporu prostředí a tvaru tělesa.

Aerodynamický odpor vzduchu společně s tíhovou silou a valivým odporem jsou tři hlavní síly, které ovlivňují cyklistický výkon, proto se snažíme, aby tyto síly byly co nejnižší (Chabroux, Barelle & Favier, 2012).

Proudění vzduchu určuje taktiku v silničních závodech s hromadným startem, pro kterou je typická jízda v šbalíku. Tým mají zpravidla jednoho až dva jezdce, kteří jedou

na výsledek v závodě a ať 8 jezdců se stará o to, aby tito závodníci jeli v závěru a tím snížili odpor prostředí, který působí na šlídraň.

Jiný přístup k aerodynamickému odporu máme vidět v silničních závodech jednotlivců. Jezdci při tomto typu závodu nemohou využít závěru jiného cyklisty. To je důvod, proč snížení součinitele odporu je dosahováno změnou tvaru těla. Proto je pro tuto disciplínu typický nízký úhel trupu, který součinitel odporu snižuje (Fintelman, Sterling, Hemida & Li, 2014)

Mezi základní vybavení, které se liší v silničních závodech s hromadným startem a závodech patřících k časovkám patří silniční kolo a nástavce. Součinitelem odporu při využití tohoto vybavení se zabývala studie Chabrouxe, Barelleho a Faviera (2012). Časovkářská kola, které se podle tvaru líká také škapkaň podstoupila test ve dvou provedeních. První model neměl přední a druhý model, který měl naprosto stejné parametry, disponoval předním a zadním. Měření prokázalo významně nižší aerodynamický součinitel u modelu vybaveným předním a zadním.

Při testování dopadu časovkářských nástavců na výsledný odpor se vycházelo ze dvou poloh loktu a tím způsobu úchopu.

Při první variantě úchopu se cyklista držel přibližně v polovině délky nástavce, dalším způsobem byl úchop na konci nástavce a poslední varianta byl úchop, který umožnil oval polohování loktů na opěrky. První poloha loktů byla charakteristická tím, že se lokty dotýkaly. Při druhé variantě byly lokty v přirozené vzdálenosti.

Jako nejvýhodnější pozice z pohledu součinitele odporu se ukázala kombinace polohy spojených loktů a uchopení představec, které umožnilo uje umístit lokty na opěrky.

Při změně výšky posedu, nebo úhlu trupu ve snaze o dosažení co nejmenšího aerodynamického odporu může být však omezen podávaný výkon. Měření v laboratorních podmínkách ukázalo, že při rychlostech mezi 28 a 40 km/h je lepší zaujmout takovou polohu, při které cyklista může podávat co nejvyšší výkon. Avšak při rychlostech vyšších než 46 km/h aerodynamické ztráty převyšují výkonové ztráty, proto je třeba zaujmout polohu, která klade nízký aerodynamický odpor (Fintelman, Sterling, Hemida & Li, 2014).

1.6 EMG

Elektromyografie je metoda, pomocí které je možné sledovat bioelektrické signály svalů (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach & Kobza, 2004). Tyto signály vznikají při průchodu akčního potenciálu a jsou měřeny povrchovými elektrodami, jehlami, nebo drátky

zavedenými ve svalu. Tato metoda je využívána ke zjištění funkčnosti nervu a kineziologických studiích (Jasmin, 2013).

Výsledky měření jsou zobrazovány v grafu, který se jmenuje elektromyogram a zobrazuje závislost elektrických potenciálů na čas (Anonymous, 2010).

1.6.1 Typy elektrod

Intramuskulární měření je prováděno perkutaními elektrodami, které mohou být ve svalu zavedeny pouze po krátkou dobu. Tyto elektrody tvoří duté jehly, které jsou vyrobeny například z nerezové oceli. Uvnitř elektrody je veden vodivý materiál.

Vodivý materiál může být tvořen jedním, nebo více drátky, které mají zakončení po stranách elektrody a lze tak snímat velký počet signálů z malého prostoru (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach & Kobza, 2004). Díky elektrodám značené SFEMG (Single-fiber electromyography) lze zaznamenávat biosignály pouze z jednoho svalového vlákna (Stickler, 2015).

Z důvodu vzniklých artefaktů při pohybu, mohou být jehly zavedeny ve svalu jenom omezenou dobu. Při vyšetření trvajících déle než 1 hodinu, je vhodné zavedení drátu, které nepůsobí tak bolestivě a neomezuje pohyb. Drát však nelze upravovat za účelem získání optimálního EMG signálu a při pohybu hrozí jeho povytažení.

Mezi povrchové elektrody patří multielektrody. Podle tvaru jsou nazývány stripy, nebo gridy. Elektroda je připevněna na podložku, která je buď samolepící, nebo je připevněna externě. Vodivý gel je aplikován do prostoru ohraničeném podložkou a vyplňuje tak mezeru mezi pokožkou a elektrodou. Kůže značně ovlivňuje kvalitu signálu, proto se povrchové elektrody používají zejména, když chceme měřit signál velkého množství svalových vláken, nebo když je použití jehly kovových elektrod nevhodné (Penhaker, Imramovský, Tiefenbach & Kobza, 2004).

1.6.2 Faktory ovlivňující signál

Při měření povrchovými elektrodami je nutno dbát, aby byla impedance kůže co nejnížší. Proto je nutné pokožku před aplikací elektrod odmastit tukovým rozpouštědlem například skarifikovat smirkovým papírem, nebo použít abrazivní pastu.

Teplota pokožky má značný vliv na rychlost vedení nervem. Teplota kůže by měla být 31–34°C. Této teploty lze dosáhnout v místnosti, ve které je 26°C. Snížení teploty o 1°C způsobí zpomalení ve vedení 1,262,5 m/s.

Elektrody také musí být pevně přilepeny, aby se zabránilo pohybovým artefaktům (Kadavka, Bednář & Vohánka, 1994).

MVC

Výsledky z EMG jsou udávány v mV, abychom však mohli tyto hodnoty vyhodnotit, musíme je srovnat s hodnotami maximální volní kontrakce (maximal voluntary contraction). Maximální volní kontrakce je určena před samotným měřením specializovanými testy.

Testy MVC pro svaly dolní končetiny

Testy MVC jsou isometrická kontrakce, které se provádí pro každý sval v jiné poloze. Maximální volní kontrakce extenzorů v kolenním kloubu se měří vsedě, když je v kolenním sešpení uhel 135° a vleže na zádech při úhlu v kolenní 165°. MVC flexorů kolene se měří vsedě poloze při úhlu v kolenní 125°, vleže na zádech při úhlu 165° a vleže na břiše při úhlu 125°. Plantární flexe se měří vleže na zádech při neutrální poloze v hlezenním kloubu (Rutherford, Hubley-Kozey & Stanish, 2011).

1.7 Metody výzkumu vyuffivávané v cyklistice

1.7.1 3D kinematická analýza

Kinematografické vyetování lze podle potu kamer, které zaznamenávají pohyb rozdílit na rovinné a prostorové. Ve studii Fonda, Sarabon a Li (2014) se ukázala rovinná i prostorová analýza pohyby jako reliabilní.

Rovinné, neboli 2D vyetování pohybu je zaznamenáváno pouze jednou kamerou. Z toho dvedu je toto měření vyuffitelné u jednoduších pohybů probíhajících v jedné rovině, která je kolmá na optickou osu kamery. Abychom se vyhnuli natáčení z úhlu a měření bylo co nejpřesnější, měla by optická osa kamery procházet středem tělesa (Janura, 2015).

Když chceme získat 3D prostorové zobrazení, musíme pouffit minimálně 2 kamery. Každá z kamer zaznamenává pohyb pouze ve 2D zobrazení. 3D obraz vznikne až po spojení záznamu z více kamer (Sebera, 2015).

Při pouffití dvou kamer by během pohybu mohlo dojít k zakrytí zaznamenávaného bodu z pohledu jedné kamery a záznam by poté nebylo možné komplementovat do 3D zobrazení. Z toho dvedu je v praxi vyuffiváno i více kamer.

Reflexní značky, které jsou snímány kamerami, mohou mít různý tvar. Při zaznamenávání pohybu jsou nejčastěji používány kulovité, nebo polokulovité značky, které jsou umístovány v oblasti anatomických bodů jednotlivých segmentů. Přesnost měření ovlivňuje posun značek vzhledem k anatomickým bodům z důvodu pohybů měřících tkání (Janura, 2015).

K takovému měření je využíván například kamerový Vicon MX. Tyto kamery zaznamenávají pouze infračervené světlo a jsou vybaveny speciálními diodami, které ho vysílají. Světlo produkované kamerami se odráží od pasivních markerů umístěných na těle probanda a vstupuje skrz filtr zpět do kamer (Simonsen & Komi, 2008).

1.7.2 Měření výkonu

K měření výkonu během zájmu slouží wattmetry, které jsou využívány zejména profesionálními jezdci. Vztah mezi rozdílem mezi amatérskými cyklisty brání vysoké pořizovací náklady. Wattmetry neboli měřiče výkonu můžeme rozdělit na ergometry, které zahrnují stacionární kola a cyklistické trenážery (Driller, Argus, Bartram, Bonaventura, Martin, West & Halson, 2014). Druhou skupinu tvoří wattmetry, které jsou součástí jízdního kola a umožní tak měření výkonu i v reálném venkovním tréninku. Mezi měřiče výkonu, které jsou součástí jízdního kola, patří například SRM, který je součástí cyklistických klik a Power Tap, který je zabudován v náboji zadního kola (Bertucci, Duc, Villerius, Pernin & Grappe, 2005).

V roce 2007 byla provedena studie, která srovnávala platnost a reprodukovatelnost údajů naměřených přístroji PowerTap, SRM a ergometrem Ergomo®Pro. Při submaximálním testu byl výkon naměřený ergometrem podstatně vyšší ve srovnání s hodnotami z SRM a PowerTapu. Případné odchylky u hodnot naměřených PowerTapem bývají odvozeny ztrátou výkonu při přenosu energie na zadní kolo (Duc, Villerius, Bertucci & Grappe, 2007).

Aby byly údaje z wattmetru co nej přesnější je potřeba přístroje pravidelně kalibrovat. Kvůli vlivu měřiče výkonu na kalibraci náročnější mobilní wattmetry (Drouet, Champoux & Bergeron, 2008).

2 Cíle a hypotézy

Cílem našeho výzkumu bylo posoudit svalovou aktivitu v cyklistice u osob s jednostrannou transtibiální amputací při použití kliky různých délek při pozici v sedle a ze sedla.

Dílčí cíle:

- srovnat svalovou aktivitu zdravé a protetické končetiny
- srovnat svalovou aktivitu protetické končetiny v závislosti na odlišné délce kliky

Hypotézy:

H₀₁: Svalová aktivita zdravé a protetické končetiny se neliší.

H₀₂: Délka kliky nemá vliv na svalovou aktivitu protetické končetiny.

H₀₃: Změna délek kliky na straně protetické končetiny nevyvolá změnu svalové aktivity u zdravé končetiny.

3 Metody

Měření bylo provedeno na cyklistovi mužského pohlaví, který má 37 let, váží 70 kg, měří 188 cm a jako osoba s jednostrannou transtibiální amputací na pravé končetině se účastní závodů C4. Protéza, která byla vyrobena na míru disponuje karbonovým vláknem a speciálním duralovým adaptérem umístěným na distální části pylonu, který umožní ujezdění pevně silnějšího kufru. Hmotnost této protézy je 0,9 kg. Cyklista používá silikonový liner ICEROSS SEAL IN X-5 vážící 0,55 kg a na zdravé končetině má obutou silnější cyklistickou botu značky SIDI.

K nastavení délky kliky byla na straně protetické končetiny použita klika s nastavitelným ramenem, která umožní volbu délky 160 mm, 167,5 mm a 175 mm. Měření svalové aktivity bylo prováděno pro pozici v sedle a pro pozici ze sedla. Zadní kolo bylo v průběhu měření uchyceno do magneticky brzděného ergometru Record Roto Magnetic. Výkon podávaný cyklistou během experimentu byl měřen ergometrem Cycle Ops Power umístěným v zadním náboji kola. Při pozici v sedle byl udržován výkon 140 W a 70 rpm a při pozici ze sedla 160 W a 80 rpm. Měření probíhalo v –estí 30s intervalech (3 pro pozici v sedle a 3 pro pozici ze sedla) pro každé délkové nastavení kliky.

3.1 EMG měření

Svalová aktivita byla měřena bezdrátově pomocí EMG přístroje Delsys Trigno Wireless. Měření probíhalo pomocí povrchových elektrod o velikosti 37x26x15 mm, před aplikací elektrod pomocí lepicí pásky, bylo místo ošetřeno abrazivní pastou. Elektrody byly umístěny doprostřed svalového bóje –ka m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris (vastus lateralis a vastus medialis). Pro vyhodnocení signálu byl využit program EMGworks a MATLAB.

4 Výsledky a diskuse

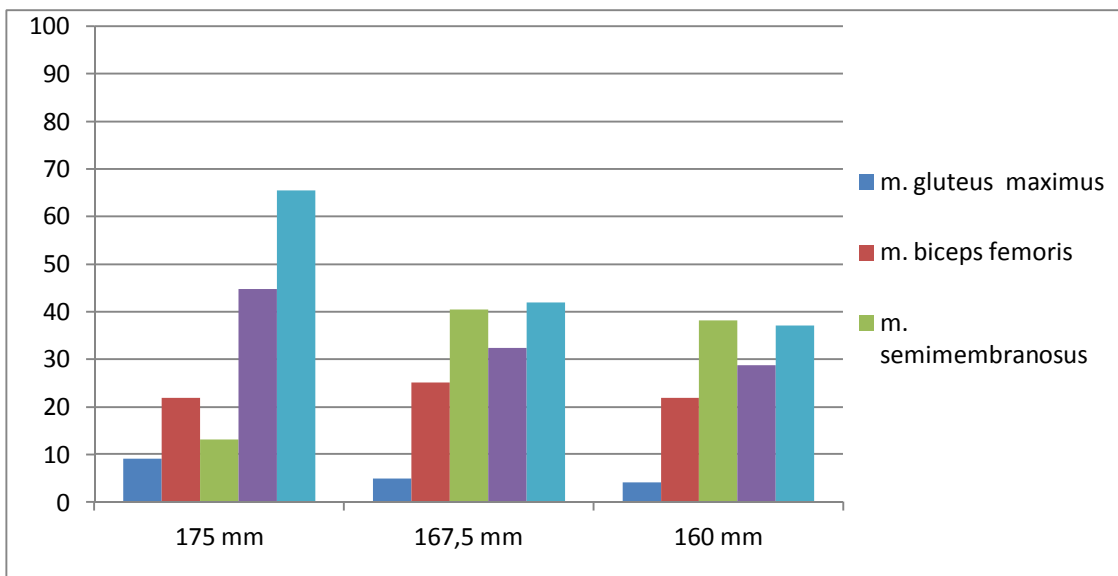
Výsledky EMG měření jsou vyjádřeny v procentech maximální volní kontrakce (MVC – maximal voluntary contraction), která byla zjištěna při provádění standardizovaných cviků. Pro pozici v sedle je velikost svalové aktivity u měřených svalů prezentována na obrázku 3 pro protetickou končetinu a obrázku 4 pro končetinu zdravou. Na obrázku 5 je prezentována průměrná svalová aktivita měřených svalů bez ohledu na délku kliky.

Měření svalové aktivity při pozici v sedle ukázalo následující výsledky:

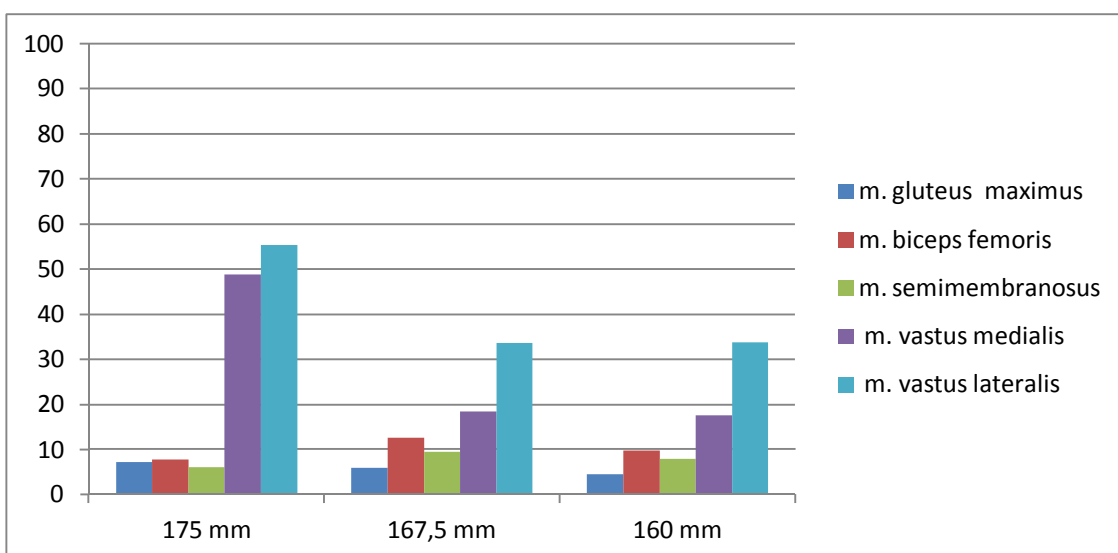
- Svalová aktivita svalů na protetické končetině je vyšší než na zdravé končetině
- Zkracování kliky způsobuje nárůst svalové aktivity svalů na zadní straně stehna – m. biceps femoris, m. semimembranosus.
- Svalová aktivita gluteus maximus a svalů na přední straně stehna – m. vastus medialis, m. vastus lateralis při zkracování kliky klesá.
- Změna délky kliky vyvolá změnu svalové aktivity také u zdravé končetiny.

Studie, kterou zpracoval Childers, Kistenberg, a Gregor (2011) ukazuje, že asymetrie při řídění mohou vnikat také u zdravých cyklistů. U cyklistů s transtibiální amputací je vznik asymetrií způsoben mimo jiné absencí flexibilního prvku, který nahrazuje pohyb v hlezenním kloubu.

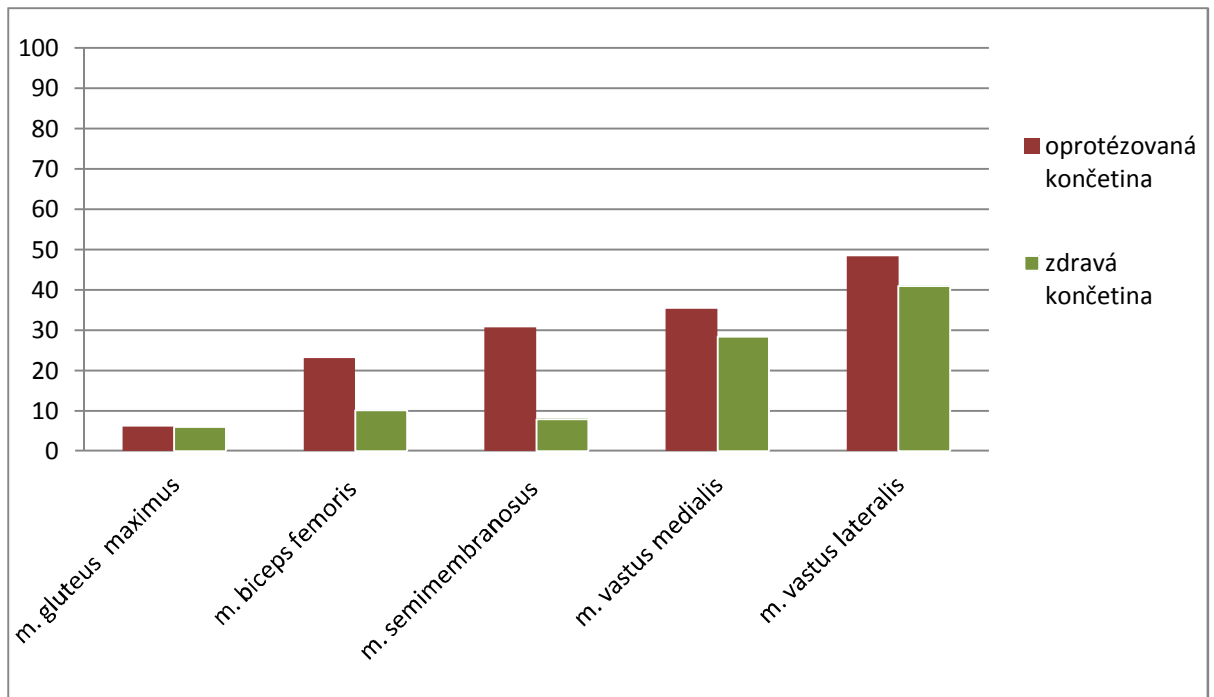
Změnou posedu ovlivíme kinematické charakteristiky pohybu. Tyto změny jsou patrné při základních úpravách kola jako je nastavování výšky sedla (Peveler, Bishop, Smith, Richardson & Whitehorn, 2005). Nebo také při pokročilejších úpravách jako je zkracování kliky na straně amputované končetiny. Změna rozsahu pohybu v kloubech však nezpůsobí významný rozdíl v produkci síly (Childers & Kogler, 2014).



Obrázek 3. Svalová aktivita vybraných svalů protetické končetiny při pozici v sedle



Obrázek 4. Svalová aktivita vybraných svalů zdravé končetiny při pozici v sedle



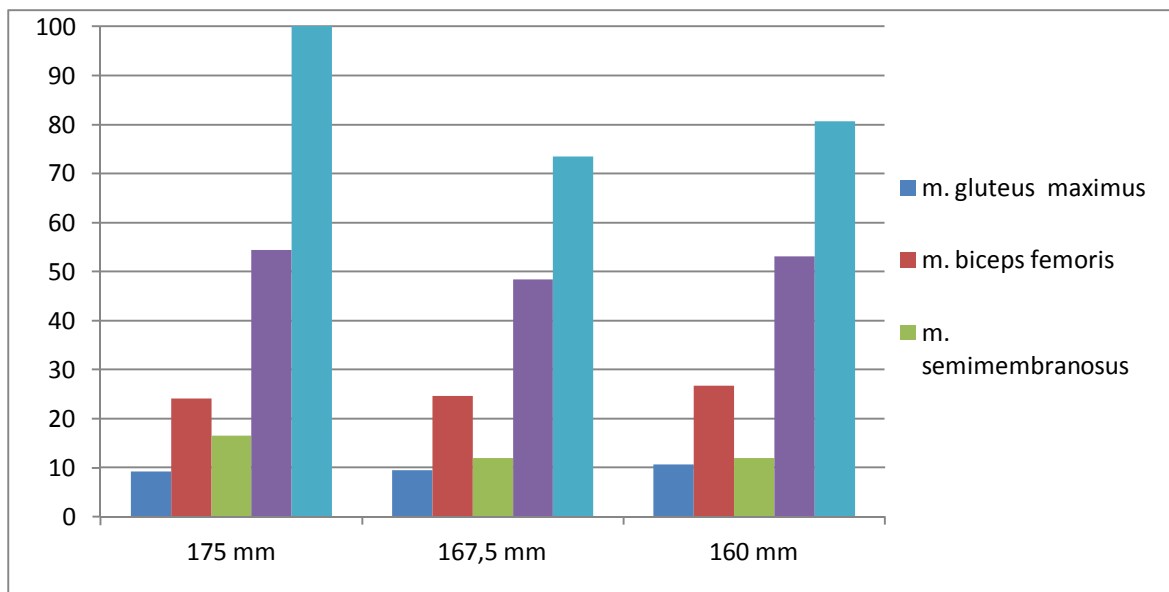
Obrázek 5. Průměrná svalová aktivita vybraných svalů bez ohledu na délku kliky na protetické a zdravé končetině při pozici v sedle

Pro pozici ze sedla je velikost svalové aktivity u zmíněných svalů prezentována na obrázku 6 pro protetickou končetinu a obrázku 7 pro končetinu zdravou. Na obrázku 8 je prezentována průměrná svalová aktivita zmíněných svalů bez ohledu na délku kliky.

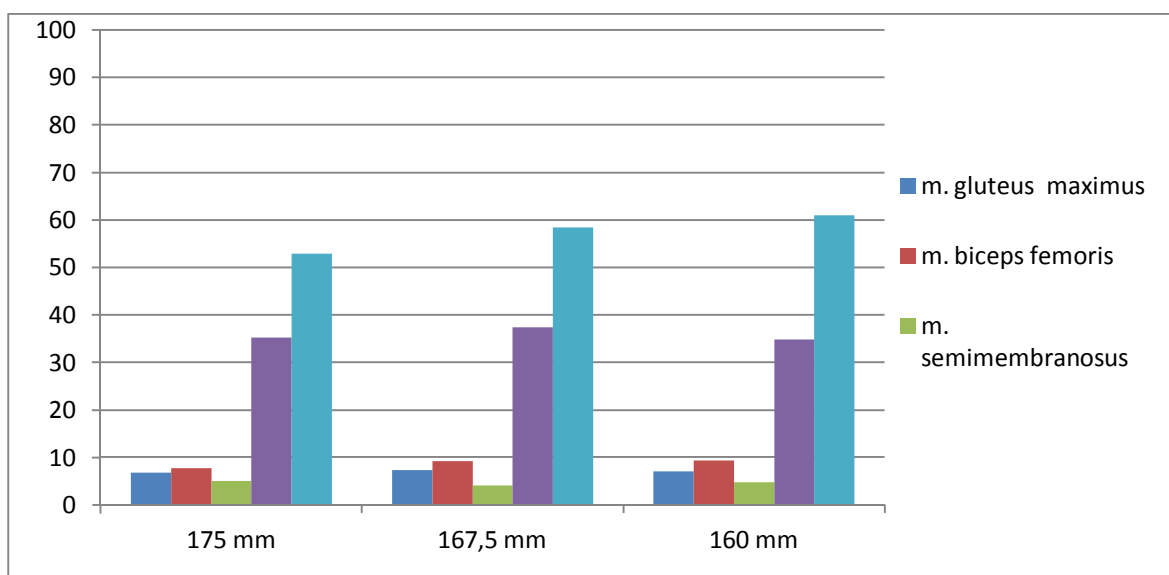
Měření svalové aktivity při pozici ze sedla ukázalo následující výsledky:

- Svalová aktivita svalů na protetické končetině je vyšší než na zdravé končetině.
- Změna délky kliky vyvolává u zdravé končetiny menší odchylky svalové aktivity než u protetické končetiny

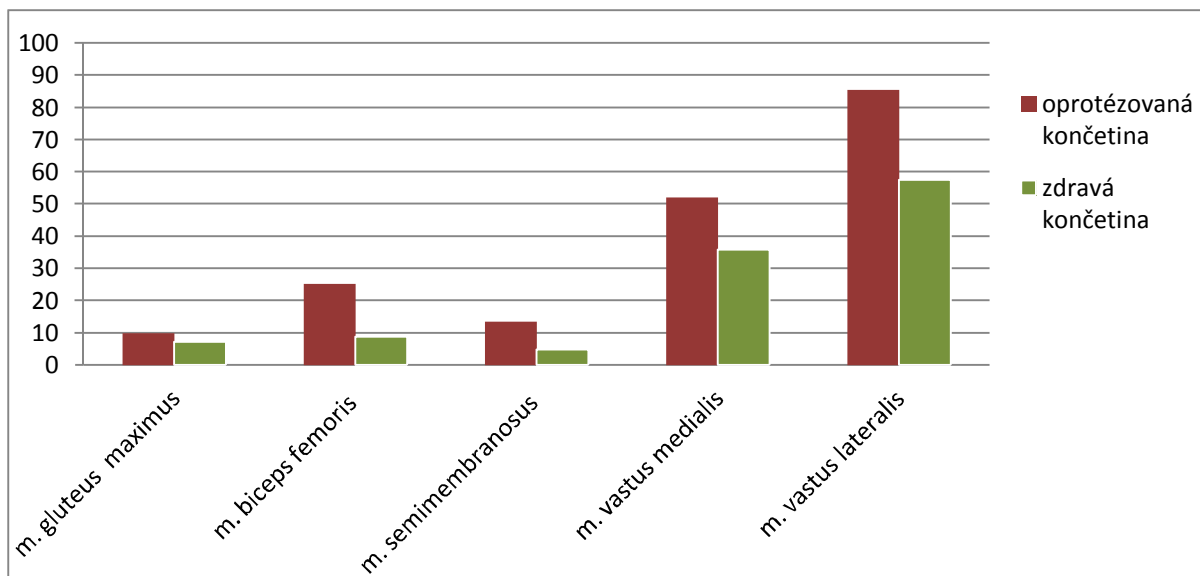
Svalová aktivita při jíždě ze sedla je odlišná než při jízdě v sedle, odlišnosti lze sledovat jak u svalů dolních končetin, tak u svalů zad. Svaly dolní končetiny vykazují při stejném zatížení vyšší svalovou aktivitu. Zádové svaly musí nahradit podporou funkci sedla stabilizováním pánve (Duc, Bertucci, Pernin & Grappe, 2008).



Obrázek 6. Svalová aktivita vybraných svalů protetické končetiny při pozici ze sedla



Obrázek 7. Svalová aktivita vybraných svalů zdravé končetiny při pozici ze sedla



Obrázek 8. Průměrná svalová aktivita vybraných svalů bez ohledu na délku kliky na protetické a zdravé končetině při pozici ze sedla

5 Záv ry

- Svalová aktivita v cyklistice u osob s jednostrannou transtibiální amputací je asymetrická.
- Volba pozice v sedle a ze sedla ovliv ůje svalovou aktivitu zdravé i protetické kon etiny.
- Zm na délky ramene kliky vyvolala zm nu svalové aktivity na protetické kon etin .

6 Souhrn

Cyklistika u osob s transtibiální amputací je asymetrickou lokomocí. Rozdíly mezi zdravou a protetickou končetinou jsou způsobeny mimo jiné absencí flexibilního prvku, který nahrazuje pohyb v hlezenním kloubu na straně protetické končetiny. Úkolem této práce bylo posoudit svalovou aktivitu zdravé a protetické končetiny v závislosti na délce kliky.

Data o svalové aktivitě byla zaznamenána povrchovými elektrodami pomocí metody elektromyografie u cyklisty s jednostrannou transtibiální amputací (věk 37 let, váha 70 kg a výška 1,88 m), který jeřápal při konstantním odporu. Při pozici v sedle byl udržován výkon 140 W a 70 otáček za minutu a při pozici ze sedla 160 W a 80 otáček za minutu. Data byla zaznamenávána v 30s intervalech pro délky klik 160 mm, 167,5 mm a 175 mm pro pozici v sedle a ze sedla.

Porovnání dat ukázalo, že svalová aktivita protetické končetiny je vždy v těži u zdravé končetiny. Změna délky kliky na straně protetické končetiny ovlivnila svalovou aktivitu zdravé končetiny. Zkracování kliky při pozici v sedle vyvolá vzestup svalové aktivity svalu na zadní straně stehna na úkor svalové aktivity svalu na přední straně stehna.

7 Summary

Cycling of transtibial amputees is asymmetric locomotion. Differences between health and prosthetic limb can be caused by missing flexible element, which simulate function of the ankle joint. Aim of our measurements was to compare muscle activity healthy and prosthetic limb in terms crank arm length. We measured muscle activity of unilateral transtibial cyclist (age 37 years, body weight 70 kg and height 1,88 m) who are pedaling with constant resistance. During seated position he produced 140 W and 70 rpm and during uphill position power output was 160 W and 80 rpm. Data was collected in 30s intervals for 160 mm, 167,5 mm a 175 mm cranks during seated and uphill position.

Muscle analysis showed, that muscle activity of amputated limb is always higher than muscle activity of healthy limb. Shortening length of the cranks caused higher muscle activity of muscles back of the thigh and lower muscle activity of muscles front of the thigh during seated position.

8 Referen ní seznam

- Anonymous (2010). *Elektromyogram*. Retrieved 20. 3. 2015 from the World Wide Web: http://is.muni.cz/el/1431/jaro2010/Bi5445/um/BLS_kap5_MYO_6_okulo.pdf
- Anonymous (2015). How liners work. *Ottobock*. Retrieved 20. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/how-liners-work/>
- Anonymous (2015). *Para-Cycling Handbook*. Retrieved 12. 3. 2015 from the World Wide Web: [http://www.paralympics.org.nz/_documents/cycling/Paralympics%20New%20Zealand%20Paracycling%20Handbook%20\(2\).pdf](http://www.paralympics.org.nz/_documents/cycling/Paralympics%20New%20Zealand%20Paracycling%20Handbook%20(2).pdf)
- Bean, B. (1998). Comparing Endoskeletal and Exoskeletal Prothes. *Advance healthcare network*. Retrieved 4. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://physical-therapy.advanceweb.com/Article/Comparing-Endoskeletal-and-Exoskeletal-Prothes.aspx>
- Berke, G. M. (2007). Transtibial Prosheses. In M. M. Lusardi, & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and prosthetics in rehabilitation* (pp. 679-710). USA: Elsevier.
- Bernaciková, M., Kalichová, M., & Beránková L. (2015). *Cyklistika*. Retrieved 28. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/elportal/pages/cyklo.html>
- Bernaciková, M., Kapounková, K., Novotný, J., Sýkorová, E., Novotný, J., Bernacik, S., H e b í ková, S., Hrazdíra, E., Mudra, P., Ondrá ek, J., Svobodová, Z., T Ām-ula, J., Vacenovský, P., & Chovancová, J. (2015). *Fyziologie sportovních disciplín*. Retrieved 15. 3. 2015 from the World Wide Web: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/fyziologie_sport/sport/cyklistika-silnicni.html
- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J., & Grappe, F. (2005). Validity and Reliability of the PowerTap Mobile Cycling Powermeter when Compared with the SRM Device. *International Journal Of Sports Medicine*, 26(10), 868-873.
- Blatchford, Ch. A. (1990). *Best Foot Forward*. Cambridge: Granta Editions.
- Bowker, J. H., & Pritham, Ch. H. (2004). The History of Amputation Surgery and Prosthetics. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (pp. 3-20). Rosemont: AAOS.

- British Cycling. (2014). *Five fascinating Lee Valley VeloPark velodrome facts*. Retrieved 15. 3. 2015 from the World Wide Web: <https://www.britishcycling.org.uk/article/20141127-track-Five-fascinating-Lee-Valley-Velodrome-facts-0>
- Bureš, P. (2010). Rotor Bike vs. Biopace. *Mtbs*. Retrieved 13. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://mtbs.cz/clanek/rotor-bike-vs-biopace/kategorie/testy-recenze/rubrika/bike-technika?page=3>
- Burke, E. R., Faria, I. E., & White, J. A. (2005). Cycling. In T. Reilly, N. Secher, P. Snell & C. Williams (Eds.), *Physiology of sports* (pp. 153-190). London: Taylor & Francis.
- Clifford, R. (2012). *Below Knee Amputation*. *Duke Orthopaedics*. Retrieved 20. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.fastcodesign.com/1664965/a-prosthetic-limb-that-lets-amputees-ride-bikes>
- Convery, P., & Buis, A. W. P. (1998). Conventional patellar-tendon-bearing socket (PTB) socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, 22, 193-198.
- Cordova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G., & Rodriguez-Falces, J. (2014). Physiological Responses during Cycling With Oval Chainrings (Q-Ring) and Circular Chainrings. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(2), 410-416.
- Cundy, J. (2012). Homepage. *London leg unveiled*. Retrieved 30. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.jodycundy.com/news/2012/08/17/london-leg-unveiled.html>
- Dostálová, I. (2013). *Zdravotní a lesná výchova ve studijních programech Fakulty lesné kultury*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Driller, M. W., Argus, C. K., Bartram, J. C., Bonaventura, J., Martin, D. T., West, N. P., & Halson, S. L. (2014). Reliability of a 2-Bout Exercise Test on a Wattbike Cycle Ergometer. *International Journal Of Sports Physiology & Performance*, 9(2), 340-345.
- Drouet, J., Champoux, Y., & Bergeron, F. (2008). A user-friendly calibration system for bicycle ergometers, home trainers and bicycle power monitoring devices. *Sports Engineering (Springer Science & Business Media B.V.)*, 11(1), 15-22.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 18, 116-127.

- Duc, S., Villerius, V., Bertucci, W., & Grappe, F. (2007). Validity and reproducibility of the ErgomoPro power meter compared with the SRM and Powertap power meters. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, 2(3), 2706281.
- Dylevský, I. (2009). *Funk ní anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Evans, R., Eccles, L., Garland, I., & Gardner, T. (2012). Superhuman Ellie, our new sweetheart who smashes world record to win 400m freestyle as Britain's incredible Paralympians scoop FIVE gold medals. *Dailymail*. Retrieved 20. 4. 2015 from the World Wide Web: <http://www.dailymail.co.uk/news/article-2196723/Ellie-Simmonds-Swimmer-smashes-world-record-claim-400m-freestyle-gold-thrilling-clash-Paralympics-2012.html>
- Fairley, M. (2014). Choosing the Right Prosthetic Foot for Cycling, Running, and Alpine Skiing. *The O&P EDGE*, 13(10), 30636.
- Feneis, H. (1996). *Anatomický obrazový slovník*. Praha: Grada.
- Ferguson, J. (2007). Prosthetic Feet. In M. M. Lusardi, & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and prosthetics in rehabilitation* (pp. 6436658). USA: Elsevier.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: Static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 302563029.
- Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. (2014). Optimal cycling time trial position models: Aerodynamics versus power output and metabolic energy. *Journal Of Biomechanics*, 47(8), 189461898.
- Fliegelman, S. (2012). *Understanding Your Bike Gears*. Retrieved 24. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://triathlete-europe.competitor.com/2012/08/23/understanding-your-bike-gears>
- Fonda, B., Sarabon, N., & LI, F. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *Journal of Sport Sciences*, 32(10), 9406946.
- Forducey, P. G., Ruwe, W. D, & Kaur, K. (2006). Psychological Consequences of Amputation. In K. Carroll & J. E. Edelstein (Eds.), *Prosthetics and Patient Management* (pp. 65678). USA: SLACK Incorporated.
- Friel, J. (2013). *Tréninková bible pro cyklisty*. Praha: Mladá fronta.
- Goh, J. C. H., Lee, P. V. S., & Chong, S. Y. (2004). Comparative study between patellar-tendon-bearing and pressure cast prosthetic sockets. *JRRD*, 41(3), 4916502.

- Goh, J. C. H., Solomonidis, S. E., Spence, W. D., & Paul, J.P. (1984). Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet. *The International Society for Prosthetics and Orthotics*, 8(3), 1476154.
- Chabroux, V., Barelle, C., & Favier, D. (2012). Aerodynamics of Cyclist Posture, Bicycle and Helmet Characteristics in Time Trial Stage. *Journal Of Applied Biomechanics*, 28(3), 3176323.
- Chabroux, V., Barelle, C., & Favier, D. (2012). Aerodynamics of Cyclist Posture, Bicycle and Helmet Characteristics in Time Trial Stage. *Journal Of Applied Biomechanics*, 28(3), 3176323.
- Childers, W. L., & Kogler, G. F. (2014). Symmetrical kinematics does not imply symmetrical kinetics in people with transtibial amputation using cycling model. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 51(8), 1243-1254.
- Childers, W. L., Kistenberg, R. S., & Gregor, R. J. (2009). The biomechanics of cycling with a transtibial amputation: Recommendations for prosthetic design and direction for future research. *Prosthetics & Orthotics International (Taylor & Francis Ltd)*, 33(3), 2566271.
- Childers, W. L., Kistenberg, R. S., & Gregor, R. J. (2011). Pedaling Asymmetries in Cyclists With Unilateral Transtibial Amputation: Effect of Prosthetic Foot Stiffness. *Journal Of Applied Biomechanics*, 27(4), 314-321.
- International Paralympic Committee (2015) *IPC Historical Results Database*. Retrieved 19. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.paralympic.org/athletes/results>
- Jacobs, L. (2011). The Road to London: By Bike, Tandem, Tricycle or HandCycle. *Bicycling Australia*, (170), 186-188.
- Janura, M. (2007). *Úvod do biomechaniky pohybového systému lov ka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M. (2012). *Metody biomechanického výzkumu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jobson, S. A., Hopker, J., Galbraith, A., Coleman, D. A., & Nevill, A. M. (2009). Effect of the Rotor crank system on cycling performance. *Journal Of Sports Science & Medicine*, 8(3), 4636467.
- Kada ka, Z., Bedna ík, J., & Vohá ka, S. (1994). *Praktická Elektromyografie*. Brno: Institut pro dal-í vzd lávání pracovník ve zdravotnictví.
- Kahle, J. T. (1999). Conventional and Hydrostatic Transtibial Interface *Comparison*. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 11(4), 85691.

- Macrae, F. (2013). Paralyzed cyclist is 'cured' by bike crash and now she hopes to take part in the Olympics. *Dailymail*. Retrieved 20. 4. 2015 from the World Wide Web: <http://www.dailymail.co.uk/health/article-2065790/Paralysed-cyclist-cured-bike-crash-Olympic-hope.html>
- Malfait, L., Storme, G., & Derdeyn, M. (2010). Comparative biomechanical study of circular and non-circular chainrings for endurance cycling at constant speed. *Non-circular chainrings for cycling*. Retrieved 27. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.noncircularchainring.be/pdf/Biomechanical%20study%20chainrings%20-%20release%202.pdf>
- Medline Plus. (2013). *Nerve conduction velocity*. Retrieved 13. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003927.htm>
- Medscape. (2015). *Single-Fiber EMG*. Retrieved 24. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://emedicine.medscape.com/article/1832855-overview>
- Miller, S. D. (2002). Biomechanical Implications of Prosthetics and Orthotics. In R. Seymour (Ed.), *Prosthetics and Orthotics* (pp. 75-122). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Miller, S. D. (2002). Biomechanical Implications of Prosthetics and Orthotics. In R. Seymour (Ed.), *Prosthetics and Orthotics* (pp. 75-122). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- N mec, J., & Falge, J. (2013). SERIÁL: Nastavení posedu na silničním kole. *Mtbs*. Retrieved 7. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://mtbs.cz/clanek/serial-nastaveni-posedu-na-silnicnim-kole/kategorie/trenink-a-fitness>
- Netter, F. H. (2011). *Netter v anatomický atlas*. Praha: Computer Press.
- Norton, K. M. (2007). *A Brief History of Prosthetics*. Retrieved 25.3.2015 from http://www.amputee-coalition.org/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html
- O'Hara, Ch. R., Clark, R. D., Hagobian, T., & McGaughey, K. (2012). Effects of Chainring Type (Circular vs. Rotor Q-Ring) on 1km Time Trial Performance Over Six Weeks in Competitive Cyclists and Triathletes. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6(1), 25-40.
- Pallis, J. M. (2003). Materials in Paralympic sports. In M. Jenkins (Ed.), *Materials in Sports Equipment* (pp. 376-397). UK: Woodhead Publishing Limited.
- Pavla ková, M. (2012). *Kvalita života pacient po amputaci na dolní končetině*. Bakalářská práce, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Brno.

- Penhaker, M., Imramovský, M., & Tiefenbach, P. (2004). *Léka ské diagnostické p ístroje: U ební texty*. Ostrava: V^TMB - Technická univerzita Ostrava.
- Pepe, J. L., & Lusardi, M. M. (2007). Amputation Surgeries for the Lower Limb. In M. M. Lusardi, & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and prosthetics in rehabilitation* (pp. 563ó 592). USA: Elsevier.
- Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal Of Exercise Physiology Online*, 8(1), 51655.
- Pike, A. (1999). *The New High Tech Prostheses*. Retrieved 29.3.2015 from http://www.amputee-coalition.org/inmotion/may_jun_99/hitech.html
- Prosthetic Feet*. (2015). Retrieved 22. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/feet.html>
- P idalová, M., & Riegrová, J. (2008). *Funk ní anatomie I*. Olomouc: Hanex
- P idalová, M., & Riegrová, J. (2009). *Funk ní anatomie II*. Olomouc: Hanex
- Rheinstein, J. (2001). Post-Op Prostheses Offer Benefits After Amputation Surgery. *First Step*, 2. Retrieved from http://www.amputee-coalition.org/first_step/firststepv2_s1a11.html
- Riel, L., Adam-Côté, J., Daviault, S., Salois, C., Laplante-Laberge, J., & Plante, J. (2009). Design and development of a new right arm prosthetic kit for a racing cyclist. *Prosthetics And Orthotics International*, 33(3), 284-291.
- Rokyta, R. (2000). *Fyziologie*. Praha: ISV nakladatelství.
- Rutherford, D. J., Hubley-Kozey, C. L., & Stanish, W. D. (2011). Maximal voluntary isometric contraction exercises: A methodological investigation in moderate knee osteoarthritis. *Journal Of Electromyography & Kinesiology*, 21(1), 1546160.
- Sebera, M. (2015). *Zpracování obrazu*. Retrieved 3. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/fsp/e-learning/2D-3D-analyza-po/pages/teorie/zpracovani-obrazu.html>
- Seifert, J. G., Bacharach, D. W., & Burke, E. R. (2003). The physiological effects of cycling on tandem and single bicycles. *Sports Medicine*, 37(1), 50653.
- Seymour, R. (2002). Introduction to Prosthetics and Orthotics. In R. Seymour (Ed.), *Prosthetics and Orthotics* (pp. 3635). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Seymour, R. (2002). Psychological Issues of Patiens with Prostheses and Orthoses. In R. Seymour (Ed.), *Prosthetics and Orthotics* (pp. 62674). USA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Seymour, R. (2002). Transtibial ComponentsóClinical Decision Making. In R. Seymour (Ed.), *Prosthetics and Orthotics* (pp. 175ó208). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sheer, G. (2012). Australia dominate the road. *Australian Paralympic Committee*. Retrieved 20. 4. 2015 from the World Wide Web: <http://london2012.paralympic.org.au/news/australia-dominate-road>
- Simonsen, E. B., & Komi, P. V. (2003). Biomechanics of locomotion. In M. Kjaer, M. Krogsgaard, P. Magnusson, L. Engebretsen, H. Roos, T. Takala & S. L-Y Woo (Eds.), *Textbook of Sports Medicine* (pp.107ó133). USA: Blackwell Science.
- Sná-el, M. (2014). *Fakta o iliopsoasu a cvi ení b icha aneb konec pohádek o hodném a zlém svalu. Core trainig*. Retrieved 24. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.coretraining.cz/2014/01/fakta-o-iliopsoasu-a-cviceni-bricha-aneb-konec-pohadek-o-hodnem-a-zlem-svalu>
- Sport Ability. (2011). *UCI cycling regulations*. Retrieved 3. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://sportabilitybc.ca/wp-content/uploads/2011/07/paracycling.pdf>
- Stacho, J. (2011). *Femoropatelární syndrom jako následek p et flování u aktivních cyklist*. Bakalá ská práce, Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických v d, Olomouc.
- Stevenson, J., & Jones, J. (2011). An overview of track racing. *Cyclingnews*. Retrieved 15. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.cyclingnews.com/features/an-overview-of-track-racing>
- TRS. (2014). *Criterion bicycle handlebar adapters*. Retrieved 15. 2. 2015 from the World Wide Web: http://www.trsprosthetics.com/assets/catalog/2014/TRS_CAT14-en19.pdf
- UCI. (2015). *About*. Retrieved 25. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.uci.ch/para-cycling/about/>
- Vojt chovský, O. (2013). Svaly - jak vlastn fungují? *Sportvital*. Retrieved 5. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.sportvital.cz/sport/trenink/svaly-jak-vlastne-funguji/>
- Walker, A. (2011). *A Prosthetic Limb That Lets Amputees Ride Bikes*. Retrieved 20. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.fastcodesign.com/1664965/a-prosthetic-limb-that-lets-amputees-ride-bikes>

9 P ílohy



P íloha 1. Tandem (podle Evans, Eccles, Garland & Gardner, 2012)



P íloha 2. T íkolka (podle Sheer, 2012)



P íloha 3. Handbike (podle Macrae, 2011)