

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

EFEKT LŮŽKOVÉ REHABILITACE NA LOKOMOČNÍ SCHOPNOSTI U
PACIENTŮ PO TRANSFEMORÁLNÍ AMPUTACI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Marta Navaříková, fyzioterapie

Vedoucí práce: doc. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Olomouc 2017

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Marta Navaříková

Název diplomové práce: Efekt lůžkové rehabilitace na lokomoční schopnosti u pacientů po transfemorální amputaci

Pracoviště: Katedra fyzioterapie FTK UP v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: doc. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt: Diplomová práce má posoudit vliv jednotlivých faktorů na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci před a po ukončení třítydenního rehabilitačního programu. Veškerá data, týkající se potenciálního vlivu na lokomoční schopnosti, byla získána ze zdravotnické dokumentace probandů. Jednalo se o věk, přítomnost vybraných komorbidit (DM 2. typu, ICHDK, artróza nosných kloubů, CMP), BMI a délku prodlevy mezi amputací a zahájením lůžkové rehabilitace. K hodnocení lokomočních schopností byl použit dotazník Locomotor Capabilities Index-5. Byla analyzována data 18 pacientů po transfemorální amputaci, 15 mužů a 3 žen ve věku $65,7 \pm 4,4$ let, kteří byli hospitalizováni na protetickém lůžkovém oddělení Rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové a absolvovali tam třítydenní rehabilitační program. Výsledky naznačují, že vyšší věk negativně ovlivňuje některé prvky lokomočních schopností pacientů po transfemorální amputaci, stejně tak ICHDK. Negativní vliv ostatních komorbidit (DM 2. typu, artróza nosných kloubů), vyššího BMI a delší prodlevy v zahájení protetické rehabilitace se neprokázal.

Klíčová slova: amputace dolní končetiny, transfemorální amputace, predikce schopnosti chůze, predikce funkčního výstupu, LCI-5, BMI amputovaných, věk, komorbidity, prodleva v zahájení rehabilitace

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Marta Navaříková

Title of the master thesis: The effect of inpatient rehabilitation on locomotor ability in the patients after transfemoral amputation

Department: Physiotherapy Department FTK UP in Olomouc

Supervisor: doc. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

The year of presentation: 2018

Abstract: The objective of this diploma thesis is to evaluate the influence of individual factors on locomotor skills of patients after transfemoral amputation before and after a three-week rehabilitation program. All data regarding the potential impact on locomotor skills was obtained from the medical records of subjects. These data included the age, presence of selected comorbidities (type 2 diabetes, PAD, arthritis of weight-bearing joints, stroke), BMI and the time between amputation and commencement of rehabilitation. The Locomotor Capabilities Index-5 questionnaire was used to assess locomotor skills. We analysed data of 18 transfemoral amputees, 15 men and 3 women aged 65.7 ± 4.4 years, who were hospitalized at the Rehabilitation Department of the University Hospital in Hradec Králové, and completed a three-week rehabilitation program. The results suggest that older age has negative effects on some elements of locomotor skills of transfemoral amputees and patient with lower limb ischemia. Negative effects of other comorbidities (type 2 diabetes, arthritis of weight-bearing joints), higher BMI and longer delays in the initiation of prosthetic rehabilitation have not been demonstrated.

Keywords: lower limb amputation, transfemoral amputation, prediction of walking ability, prediction of functional outcome, LCI-5, BMI of amputee, age, comorbidities, delay in rehabilitation

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. MUDr. Ivana Vařeky, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 13. listopadu 2017

.....

Děkuji vedoucímu práce doc. MUDr. Ivanu Vařekovi, Ph.D. za cenné rady a trpělivost při odborném vedení diplomové práce. Dále děkuji kolektivu Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Hradci Králové za pomoc s praktickou částí diplomové práce a zúčastněným pacientům za souhlas a spolupráci.

OBSAH

ÚVOD	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ	9
1.1 Amputace dolní končetiny	9
1.1.1 Příčiny amputací.....	9
1.1.2 Četnost amputací.....	11
1.1.3 Dělení dle úrovně provedení	11
1.1.4 Transfemorální amputace	11
1.1.5 Technika amputace	12
1.2 Protetika	15
1.2.1 Protetické řešení u transfemorálních amputací.....	16
1.3 Rehabilitace	20
1.3.1 Příprava před zákrokem	21
1.3.2 Pooperační péče	21
1.3.3 Předprotetická rehabilitace	23
1.3.4 Rehabilitace s protézou.....	24
1.4 Predikce schopnosti budoucí chůze s protézou	28
1.4.1 Biomechanika chůze po amputaci.....	29
1.4.2 Energetická náročnost chůze o protéze	36
1.4.3 Pády.....	37
1.4.4 Následky amputace v každodenním životě.....	38
1.4.5 Život s protézou a věk	39
1.4.6 Další faktory ovlivňující chůzi.....	41
2 CÍLE A HYPOTÉZY	44
2.1 Hypotéza č. 1	44
2.2 Hypotéza č. 2	44
2.3 Hypotéza č. 3	44
2.4 Hypotéza č. 4	44
3 METODIKA.....	45
3.1 Charakteristika výzkumného souboru	45
3.1.1 Rehabilitační program při pobytu na protetickém lůžkovém oddělení	45

3.2	Sběr dat	46
3.2.1	Zkoumané faktory ovlivňující lokomoční schopnosti	46
3.2.2	Hodnocení lokomočních schopností	46
3.3	Analýza dat	47
4	VÝSLEDKY	49
4.1	Charakteristiky zkoumaných faktorů lokomočních schopností	49
4.2	Vliv věku, prodlevy a BMIamp na lokomoční schopnosti	51
4.2.1	Korelace věku a lokomočních schopností.....	51
4.2.2	Korelace délky prodlevy a lokomočních schopností.....	51
4.2.3	Korelace BMIamp s lokomočními schopnostmi	51
4.3	Vliv komorbidit na lokomoční schopnosti	53
4.3.1	Vliv diabetu mellitu 2. typu na lokomoční schopnosti.....	53
4.3.2	Vliv ICHDK na lokomoční schopnosti.....	54
4.3.3	Vliv artrózy nosných kloubů na lokomoční schopnosti.....	55
4.3.4	Vliv CMP v anamnéze na lokomoční schopnosti	56
5	DISKUZE	57
6	ZÁVĚR	63
SOUHRN		64
SUMMARY		65
REFERENČNÍ SEZNAM		66
SEZNAM ZKRATEK		81
SEZNAM OBRÁZKŮ		82
SEZNAM TABULEK		83
SEZNAM PŘÍLOH		84
PŘÍLOHY		85

ÚVOD

Amputace patří mezi nejstarší chirurgické výkony a představuje radikální zásah do tělesného schématu jedince. V současné době se jedná o léčebný, někdy i o život zachraňující zákrok, ve středověku se však mimo jiné využívalo transfemorální amputace k potrestání viníka. Pro pacienta znamená amputace limit každodenního života, ztrátu fyzické nezávislosti a nápor na fyzickou i psychickou stránku.

Jedním z hlavních cílů rehabilitační péče po amputaci dolní končetiny je návrat pacienta do jeho domácího prostředí a umožnit mu znovunabytí samostatnosti a nezávislosti ve vykonávání každodenních činností, včetně optimální sociální participace. Pokud má pacient aspoň minimální předpoklad pro úspěšnou mobilitu po amputaci, je vybaven protézou, která mu následně slouží jako náhradní končetina a nezbytná funkční součást těla.

Amputace je často indikována starším pacientům, kteří mají mnoho přidružených onemocnění. Právě na tuto skupinu pacientů klade amputace vysoké nároky. Profesionálním rehabilitačním přístupem a interdisciplinární péčí lze tyto pacienty, alespoň částečně navrátit do jejich běžného života a ulehčit jim fungování s protézou.

Stejně tak, jako nelze najít dvě naprosto identické osoby, ani tak nelze najít dva jedince, kteří by měli shodný stereotyp pohybu. Z tohoto důvodu je nutné, aby byl rehabilitační plán každého pacienta po amputaci individuální s ohledem na jeho potřeby a přidružená onemocnění.

I přes veškerou snahu se však někdy stává, že je protetická rehabilitace neúspěšná a pacient se aktivním uživatelem protézy nestane. Zhoršení projevů přidruženého onemocnění, vysoké fyzické nároky na mobilitu s protézou či demotivace mohou způsobit, že ačkoli je pacient protézou vybaven, dostatečně ji nepoužívá a nevyužívá svoje lokomoční možnosti. Celý proces vybavení pacienta protézou je nákladnou záležitostí a včasný a přesný odhad pacientova lokomočního potenciálu by znamenal jak finanční úsporu, tak úsporu času a energie pacienta i ošetřujícího personálu.

Rehabilitační výstup je ovlivněn nespočtem faktorů a nelze ho tak přesně předpovědět. Stanovení prediktorů úspěšného oprotézování pacienta by mohlo vést ke snížení neúspěšných protetických pokusů a případnou změnu rehabilitačního plánu pro pacienty, kteří předpoklad k chůzi s protézou nemají.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Amputace dolní končetiny

Amputace představuje odstranění periferní části těla, včetně příslušného skeletu a měkkých tkání (Dungl, 2005).

Amputaci nemůžeme chápat jako diagnózu samu o sobě. Vždy se jedná o následek onemocnění či traumatu. Berme ji tedy jako výkon, jež vede k nenahraditelné ztrátě části organismu a integrity těla. Ve většině případů je na místě snaha provést amputaci co nejdálěji a zachovat tak co nejdelší možný pahýl (Baumgartner & Botta, 2008).

K amputaci se přistupuje, má-li její provedení zachránit pacientovi život, kdy není způsob, jak končetinu zachovat nebo je končetina nenávratně poškozená a představuje komplikaci v každodenním životě pacienta (Eis & Křivánek, 1986; Erjavec, Štrukelj & Burger, 2008).

Amputace na dolní končetině je permanentní poškození, které vede ke snížení kvality života, omezuje pacienta v běžných denních aktivitách a limituje jej v sociální participaci (Hagberg, Brånemark & Hägg, 2004; Sinha, Heuvel & Arokiasamy, 2011). Amputace také představuje velký zásah do motorického systému, senzorickeho feedbacku i pohybového tělesného schématu (Iosa et al., 2014).

1.1.1 Příčiny amputací

Ve většině vyspělých zemí světa je majoritní příčinou amputace vaskulární onemocnění, které vede k vysoké úmrtnosti a v populaci se objevuje v typickém věku (Hagberg, Brånemark & Hägg, 2004; Larsson, Johansson, Andersson & Atroshi, 2009). V rozvojových zemích, jako například v Indii, je častější příčinou amputace trauma, (Sansam, Neumann, O'Connor, Bhakta, 2009). Cévní insuficience postihuje hlavně osoby starší 60 let a až 80-90 % amputací je právě vaskulárního původu (Rommers, Vos, Groothoff & Eisma, 2001; Schoppen et al., 2003). Údaje se však v literatuře liší. Kupříkladu Pantera, Poutier-Piotte, Bensoussan & Coudeyre (2013) udávají četnost vaskulární etiologie amputací dolních končetin 74 %, Callaghan, Sockalingham, Treweek & Condie (2002) udávají 82,9 % z čehož 38,6 % připadá na diabetes mellitus. Diabetes mellitus zvyšuje pravděpodobnost amputace 12-17× a 35-46 % pacientů s tímto

onemocněním a transfemorální amputací se statisticky nedoživá druhého roku od amputace (Seker et al., 2016).

Z celkového počtu amputací je 40-70 % sekundárním následkem onemocnění diabetem mellitem. Infekce, ischemie a neuropatie, doprovázející diabetes, vedou k rozvoji periferních defektů nohy, které mohou vést až k syndromu diabetické nohy. Jako řešení nenávratného poškození tkání s rizikem šířící se infekce se nabízí právě amputace poškozené končetiny (Erjavec et al., 2008; Larsson et al., 2009; Rybka, 2007; Seker et al., 2016). V posledních třiceti letech zaznamenala léčba diabetu mellitu a periferních arteriálních onemocnění značný pokrok a amputace dolní končetiny v jejich následku je považována za určité selhání léčby. V mnoha situacích je však amputace život zachraňující zákrok a představuje menší komplikaci než boj s chronickou ischemií končetiny a infekcí (Taylor et al., 2008).

Z dalších příčin lze uvést traumata, zhoubné tumory, vrozené deformity, chronické bolesti či dysfunkční končetiny jako následek neurologického postižení (Marshall & Stansby, 2013). Traumatické amputace jsou četné především v rozvojových zemích (Sinha et al., 2011). V dospělé populaci jsou nejčastější příčinou, jak již bylo zmíněno, komplikace diabetu mellitu, ateroskleróza, malignita a traumata (Esquenazi & Maier, 1996). Esquenazi & DiGiacomo (2001) označují jako rizikový věk rozmezí 51-69 let, jelikož jedinci v tomto věku mají více rizikových faktorů, jako je polymorbidita, hypertenze, neuropatie, diabetes mellitus, ateroskleróza, ICHS a celková decondice. U dětí se setkáváme s amputacemi v následku vývojových poruch končetin, traumat a maligních tumorů.

Amputace z traumatických příčin, vlivem tumoru nebo kongenitálních problémů jsou celosvětově obecně spojovány s populací mladší třiceti let. Možná proto, že mnoho těchto amputací je provedeno u příslušníků armády. (Gailey, Allen, Castles, Kucharik & Roeder, 2008).

Česko se od světových statistik příliš neliší a i zde převládají amputace z vaskulárních příčin a následují amputace traumatické. Setkáme se u nás ale i s amputacemi kvůli osteosarkomům, ojediněle i pro osteomyelitidu (Talpová, 2011).

Dle období provedení amputace je lze označovat jako primární, časné, jež jsou vykonány bezprostředně po úrazu, sekundární, volené dle průběhu onemocnění a terciální, pozdní, prováděné u konzervativně neléčitelných končetin (Paneš, 1993; Eis & Křivánek, 1986).

1.1.2 Četnost amputací

Četnost amputací dolní končetiny je značně vyšší než počet amputací horních končetin (Sinha et al., 2011). Toto číslo se v literatuře značně rozchází. Rozdíly jsou dány zejména různými daty v různých zemích, ale také velikostí zkoumaného vzorku v jednotlivých státech. Údaje se pohybují od 0,2 amputací na 10 000 obyvatel v Japonsku k 115,7 amputacím na 10 000 obyvatel starších 90 let ve Švédsku. Sansam, O'Connor, Neumann & Bhakta (2012) uvádí, že celosvětově připadá na 10,000 lidí 1,2 až 1,4 amputací.

V Nizozemsku se uvádí roční incidence amputací na dolní končetině okolo 3 300 amputací (Velzen et al., 2005). V Česku jejich počet rapidně roste. Z 3 714 amputací provedených v roce 1989 se jejich počet více než zdvojnásobil do roku 2007, kdy statistiky uvádí 7 853 amputací (Kolář, 2009).

1.1.3 Dělení dle úrovně provedení

Nejradikálnější amputací na dolní končetině je hemipelvektomie. Jedná se o exartikulaci v SI skloubení a symfýze. Při tomto zásahu dochází k odstranění celého pánevního pletence včetně kosti křížové. Exartikulace dolní končetiny v kyčelním kloubu zahrnuje odstranění dolní končetiny včetně chrupavky acetabula. Amputace transfemorální představují přetětí femuru. Nižší úrovní je pak exartikulace v kolenním kloubu, čímž je zachována integrita stehenních svalů. Transtibiální amputace představuje přetětí lýtkové i bércevé kosti, z nichž bývá fibula přetřata proximálněji než tibie. Amputace v oblasti nohy se dělí dle jejich úrovně. Symeho amputace je modifikace exartikulace v hlezenním kloubu. Noha může být amputována v linii Chopartova skloubení, Lisfrancova skloubení nebo lze amputovat jednotlivé prstce (Dungl, 2005; Smutný, 2013).

Obecně je u amputací na dolní končetině funkčně i biomechanicky velmi výhodné zachování kolenního kloubu. Chůze se zachovalým kolenním kloubem je energeticky méně náročná, nežli s chůze s transfemorální amputací (Baumgartner, 2011).

1.1.4 Transfemorální amputace

Samotné transfemorální amputace lze dělit na krátké, střední a dlouhé. U krátkých amputací je zachována hlavice femuru, trochanter major a většinou i trochanter minor, ale zachovaná délka stehenní kosti je menší než 35 %. Střední délka pahýlu se pohybuje v rozmezí 35-60 % délky femuru a v nejlepším případě je amputace provedena

cca 10-15 cm nad distálním koncem femuru. Tento druh amputace je výhodný s ohledem na velkou část zachovaných svalů a jejich působení na budoucí protézu. U pahýlů, kdy je zachováno více než 60 % reziduálního femuru, může být ovládání protetického kloubu komplikovanější (Seymour, 2002).

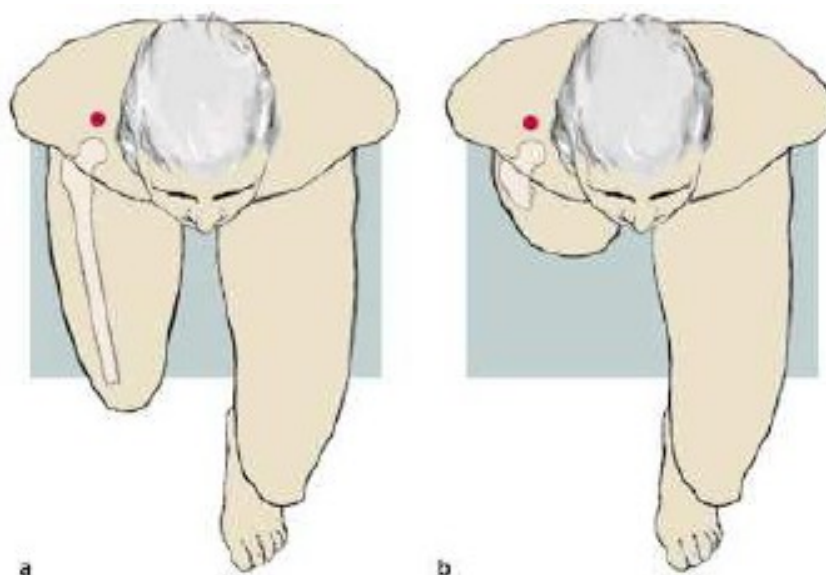
1.1.5 Technika amputace

Standardním řešením jsou v současné době lalokové amputace. Aby mohl být skelet přerušen v potřebné výši, musí být rozvržení laloků přesně naplánováno a veškerá patologická tkáň vhodně odstraněna. K dosažení kónického tvaru pahýlu, by měly laloky a okolní měkké tkáně dostatečně krýt přerušovaný skelet. Motorika pahýlu je zachována tzv. myoplastikou, tedy sešitím agonistických a antagonistických svalových skupin k sobě. Vytvořením nových svalových úponů tzv. myodézou neboli kostní reinzercí, lze předcházet nežádoucím kontrakturám (Dungl, 2005).

Řez je veden kůží, podkožím, následně hlubšími tkáněmi a svalstvem. Kvůli různé elasticitě vrstev jsou řezy povrchové a hluboké prováděny zvlášť. Po oddělení skeletu je vrchol skeletálního pahýlu překryt kostním štěpem či periostálním lalokem k zajištění výživy kosti (Eis & Křivánek, 1986). Jizva by neměla být na nášlapné ploše pahýlu. Cévy jsou podvazovány, nervový kmen je mírně povytažen a přetřat, čímž dojde k jeho následné retrakci mezi okolní tkáně (Dungl, 2005).

Aby byl pahýl u transfemorální amputace snadněji protézovatelný, jeho délka by měla být v rozmezí jedné až dvou třetin stehna. Vysoké amputace s velmi krátkým pahýlem jsou náchylnější k flekčním kontrakturám, než pahýly delší. Jako prevence tohoto stavu je výhodné přešití adduktorů přes vrchol kostního pahýlu laterálně a vzájemné sešití flexorové a extenzorové skupiny svalů přes vrchol pahýlu. U delších pahýlů nižších amputací je nutné zohlednit výšku protetického kloubu, aby byla osa ohybu v kolenním kloubu na protéze i zdravé končetině ve stejné výši (Dungl, 2014). Marshall & Stansby (2007) uvádí, že optimální přetětí femuru je ve výšce 15 cm nad tibiálním plató nebo 25 cm pod trochanter major. V případě, že by pahýl měl být kratší, než 15 cm kaudálně od trochanter major, je vhodné zvážit exartikulaci v kyčelním kloubu. Příliš krátký pahýl je nejen hůře protézovatelný, ale klade zvýšené posturální nároky i při jednoduchých aktivitách, jako je sed. Na Obrázku 1 je znázorněn sed pacienta s delším a kratším pahýlem (Baumgartner, 2011).

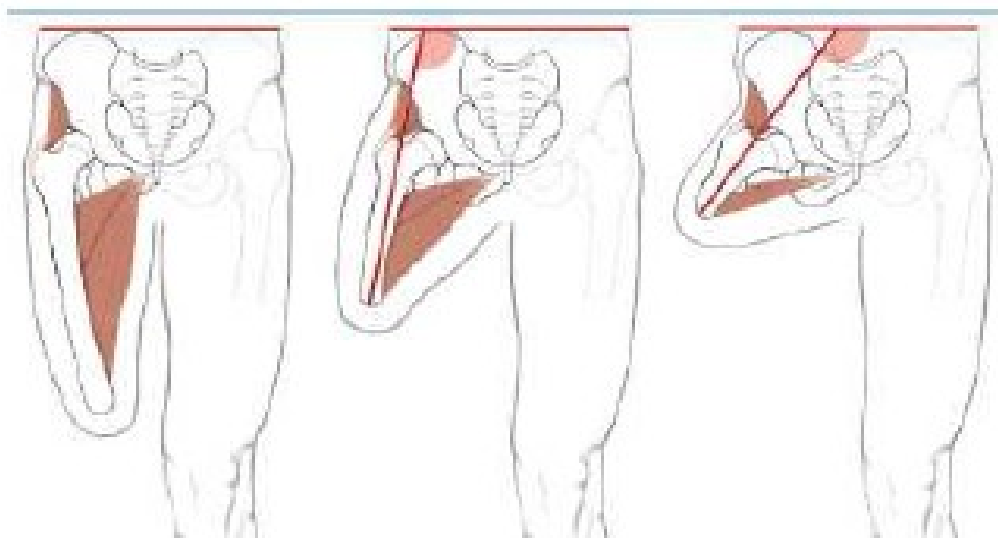
Obrázek 1 Sed pacienta po transfemorální amputaci ve dvou různých úrovních (Baumgartner, 2011)



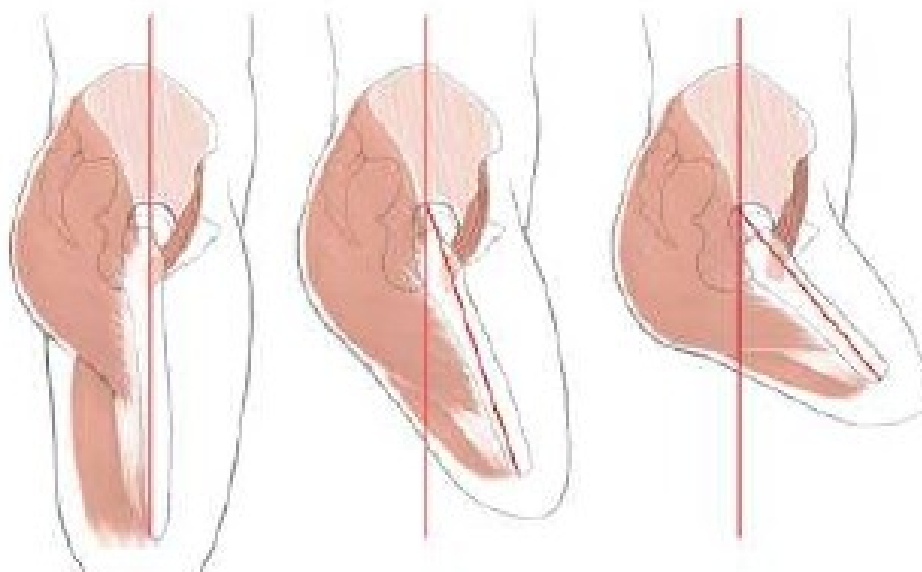
Musculus adductor magnus napomáhá udržení správné anatomické osy femuru. Amputace, při kterých je musculus adductor magnus zachován v celém jeho rozsahu, zabraňují nechtěnému abdukčnímu držení, usnadňují tak chůzi v protéze a snižují energetické nároky na pacienta (Gottschalk & Stills, 1994). Rovnováha mezi adduktory a abduktory kyčelního kloubu je narušena zásahem do úponu m. adductor magnus v oblasti jeho úponu na tuberculum adductorium a distální části linea aspera (Obrázek 2). Ztráta distální třetiny úponu tohoto svalu snižuje efektivitu ramene síly svalu o 70 % (Gottschalk & Stills, 1994). Adduktory jsou tímto znevýhodněny a abduktory mají převahu (Baumgartner, 2011). Mnoho pacientů vlivem abdukčního držení pociťuje bolest nebo dyskomfort v distální laterální části pahýlového lůžka.

Velkou část momentu síly svalu je možné zachovat napojením jeho distálního konce na distální konec amputovaného femuru v neutrální pozici pahýlu. Délka i napětí svalu tak zůstanou přibližně stejné a sval má i nadále dostatek síly k překonání krátkého horizontálního momentu síly (Gottschalk & Stills, 1994). Z důvodu dysbalance abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu, ale také jeho flexorů (převaha m. iliopsoas) a extenzorů má pahýl po amputaci sklon k flekčně-abdukčním kontrakturám a schopnost addukce je značně oslabena (Obrázek 3) (Pinzur, Gottschalk, Pinto & Smith, 2007).

Obrázek 2 Změna svalové rovnováhy ve frontální rovině se zkracující se délkou pažýlu (Baumgartner, 2011)



Obrázek 3 Sagitální pohled na svalovou nerovnováhu pažýlu; se zkracující se pažýlovou délkou převažuje m. iliopsoas a flexorů kyčelního kloubu (Baumgartner, 2011)



1.2 Protetika

Při posuzování, zda pacient bude vybaven protézou či nikoli, hraje důležitou roli několik faktorů, mezi které patří věk pacienta, pohlaví, úroveň jeho kognitivních funkcí, fyzická zdatnost před i po zákroku, schopnost stoje na jedné končetině, bolest či problémy s hojením pahýlu (Hershkovitz, Dudkiewicz & Brill, 2013; Sansam et al., 2012). Protetik provede otisk pahýlu a pacient je vybaven prozatímní protézou. Již v tomto stádiu však začíná intenzivní nácvik manipulace a lokomoce s protézou (Smith, 2004; Kock, Friedrichs, Ouchmaev, Hillmeier & Gumpfenberg, 2004). Prozatímní protéza bývá vyhotovena již v prvním týdnu po amputaci s ohledem na stav pahýlu, pacienta a usouzení lékaře. Hlavní výhodou je včasná vertikalizace pacienta a nácvik stoje s protézou. Prozatímní protéza je sice technicky na úrovni definitivní protézy, bývá ale opakovaně upravována s ohledem na změny ještě formujícího se pahýlu (Smith, 2004; Krawczyk, 2000).

Během časného postamputačního období jsou klíčová dvě rozhodnutí a to, zda pacient bude vybaven protézou a jestli ano, tak jaký typ protézy pro něj bude nejvhodnější. Většina protetických končetin je modulárních s endoskeletální strukturou a možností zvolit různé komponenty protetických chodidel a kolenních kloubů (Sansam et al., 2014).

Předpis protézy provádí smluvní lékař zdravotní pojišťovny a to nejčastěji ortopedický protetik, ortoped, chirurg, neurolog či rehabilitační lékař (Krawczyk, 2000; Kolář, 2009).

Při výběru protézy dělí lékař pacienty po amputaci do pěti kategorií v závislosti na jejich zdravotním stavu a stupni očekávané aktivity. Pacient se stupněm aktivity 0 je nechodící, který se pohybuje výhradně na vozíku a protéza má pro něj pouze estetický vliv. Stupeň 4 znamená plně mobilní exteriérový typ uživatele. Je nutno podotknout, že ani stupeň 4 nezahrnuje sportovní protézy, jelikož ty nejsou v současné době pojišťovnou hrazeny (Kolář, 2009).

Geertzen, Bosmans, Schans & Dijkstra (2005) udávají, že až 80 % amputovaných je starší šedesáti let. Po samotné amputaci by měla být pacientovi předepsána vhodná protéza, ale pouze 48 % starších amputovaných tuto možnost dostává. Vzdálenost, kterou je pacient schopný ujít, ovlivňuje vlastnosti a typ předepisované protézy. Při procesu předepisování protézy je pacient tázán právě na tuto vzdálenost. Je zřejmé, že schopnost ujít 500 m a více dává člověku určitou míru nezávislosti v ADL (activities of daily living) a je pozitivním determinantem kvality života amputovaných. Pokud odhadovaná vzdálenost překročí

500 m, musí se k ní přihlížet při výběru protézy volbou například pohyblivého hlezenního kloubu, dynamickým chodidlem či výběrem funkčního kolenního kloubu.

Ačkoli jsou traumatické amputace často záležitostí mladších pacientů, není pravidlem, že výsledky rehabilitace jsou vždy lepší. To navzdory kvalitnímu provedení operace, výběru protézy z odlehčených a odolných materiálů, vybavených technologicky sofistikovaným chodidlem a modifikovaným hlezenním kloubem. Bylo prokázáno, že právě sofistikovanost protézy není rozhodujícím faktorem ve schopnosti a kvalitě chůze (Mackenzie et al., 2004).

Vývoj protéz je popoháněn ke snižování hmotnosti protéz a zlepšení dynamických vlastností protetické nohy. Nejmodernější protézy jsou vyráběny z ultralehkého materiálu, jako je titan. Studie Chan, Nielsen, Yack, Hsu & Shur (2003) tvrdí, že další ubírání hmotnosti protézy není nutné, jelikož přidaná hmotnost nezvyšuje energetickou náročnost chůze.

1.2.1 Protetické řešení u transfemorálních amputací

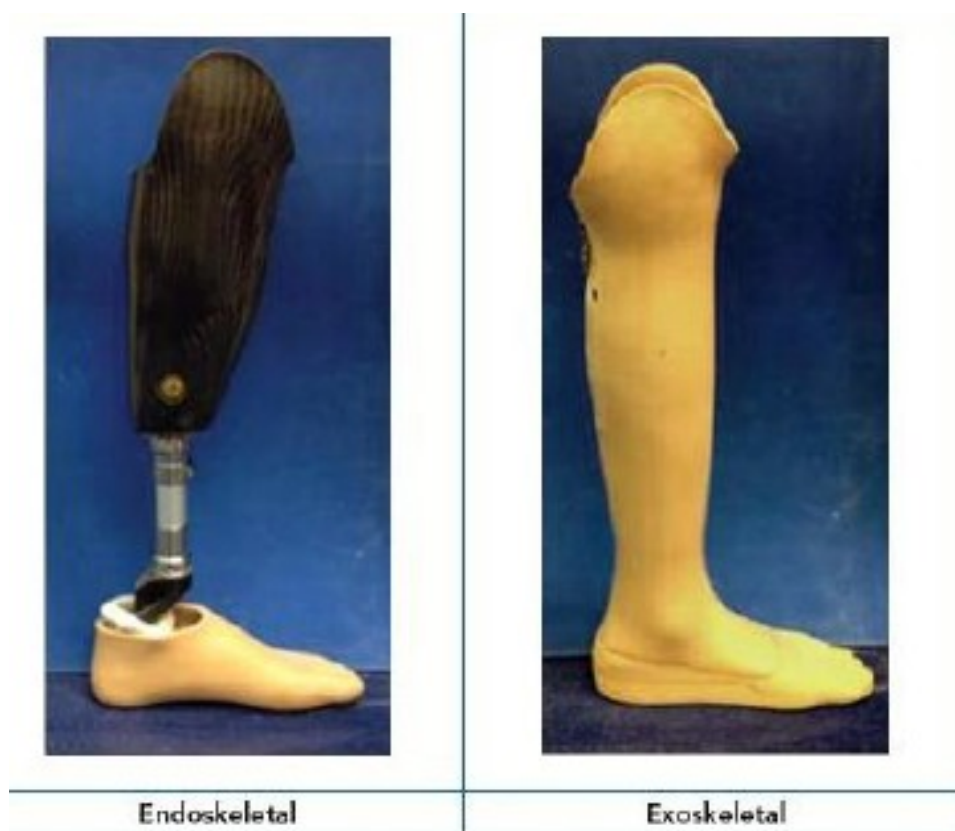
Každá protéza se skládá z pahýlového lůžka a nosné části, která svou stavbou nahrazuje chybějící končetinu (Kolář, 2009).

Když se na protézy podíváme z hlediska konstrukčního, lze je dělit na protézy endoskeletální a exoskeletální (Obrázek 4). Endoskeletální protézy mají viditelnou většinu svých komponent a pro protetika je snazší do nich zasahovat. Jsou vyráběny z ocelové slitiny, hliníku, titanu nebo karbonových vláken. Exoskeletální protézy jsou pokryty plastem, napodobujícím chybějící končetinu (Smith, 2004; Krawczyk, 2011; Spires, Kelly & Davis, 2014).

Spektrum protetických kloubů je velmi rozmanité. Z konstrukčního hlediska existují monocentrické, pouze s jednou osou a polycentrické, víceosé. Rozdíl při chůzi je pak ve stupních volnosti v jednotlivých fázích kroku (Kristiníková, 2014).

Kolenní kloub s mechanickým uzávěrem je vhodnou volbou u pacientů geriatrických, kdy je potřeba maximální stabilita a předpokládá se pouze základní mobilita ke zvládnutí sebeobsluhy. V průběhu chůze je kolenní kloub po celou dobu uzamčen v extenzi. Pacient si aretaci kolenního kloubu provádí sám. Chůze s tímto typem kloubu je často doprovázena množstvím synkinéz, jako je elevace pánve postižené strany a krok bývá prováděn typickou cirkumdukci (Kristiníková, 2014).

Obrázek 4 Endoskeletální protéza vlevo a exoskeletální protéza vpravo (Spires et al., 2014)



Zátěžná brzda uzamyká koleno pouze v případě, kdy je na něj přenesena zátěž. Brzda zabraňuje nechtěnému podlomení kolene a při opětovném odlehčení kloubu sama povoluje. Brzdy mohou být buď mechanické nebo pístové, a to pneumatické a hydraulické (Kristiníková, 2014; Krawczyk, 2000).

U nebrzděného kolenního kloubu se předpokládá, že pacient sám při zatížení protézy aktivně provede extenzi kyčelního kloubu, která podporuje extenzi kolenního kloubu a zabraňuje jeho podlomení. Koleno tedy není mechanicky stabilizováno (Kristiníková, 2014).

Existují také tzv. „inteligentní“ protézy, jejichž kolenní kloub je vybaven čipem s počítačovým procesorem, který je naprogramovaný tak, aby si pamatoval, jaký odpor kladl pacientovi při různých parametrech chůze. Tyto protézy jsou využívány u velmi aktivních pacientů (Krawczyk, 2000).

Protézy transfemorálních amputací mají nejčastěji oválné pahýlové lůžko, které zasahuje až do oblasti trochanter major a částečně obepíná tuber ischiadicum a raménko os pubis (Kristiníková, 2014). Při výběru pahýlové objímky se hodnotí stav pahýlu.

U pahýlů atrofických se využívá závěsný typ objímky. Plně kontaktní pahýlová lůžka jsou modelována do přesného tvaru pahýlu a jsou využívána u pacientů s pevným pahýlem. Přísavná pahýlová lůžka využívají ventil, kterým je pahýl skrze vytvořený podtlak přisát do objímky (Paneš, 1993; Krawczyk, 2000). Pahýlové lůžko by mělo splňovat čtyři základní požadavky a to, pojmout objem pahýlu, zajistit přenos sil, kontrolovat pohyby při chůzi a udržet protézu na místě (Kaphingst, 2002).

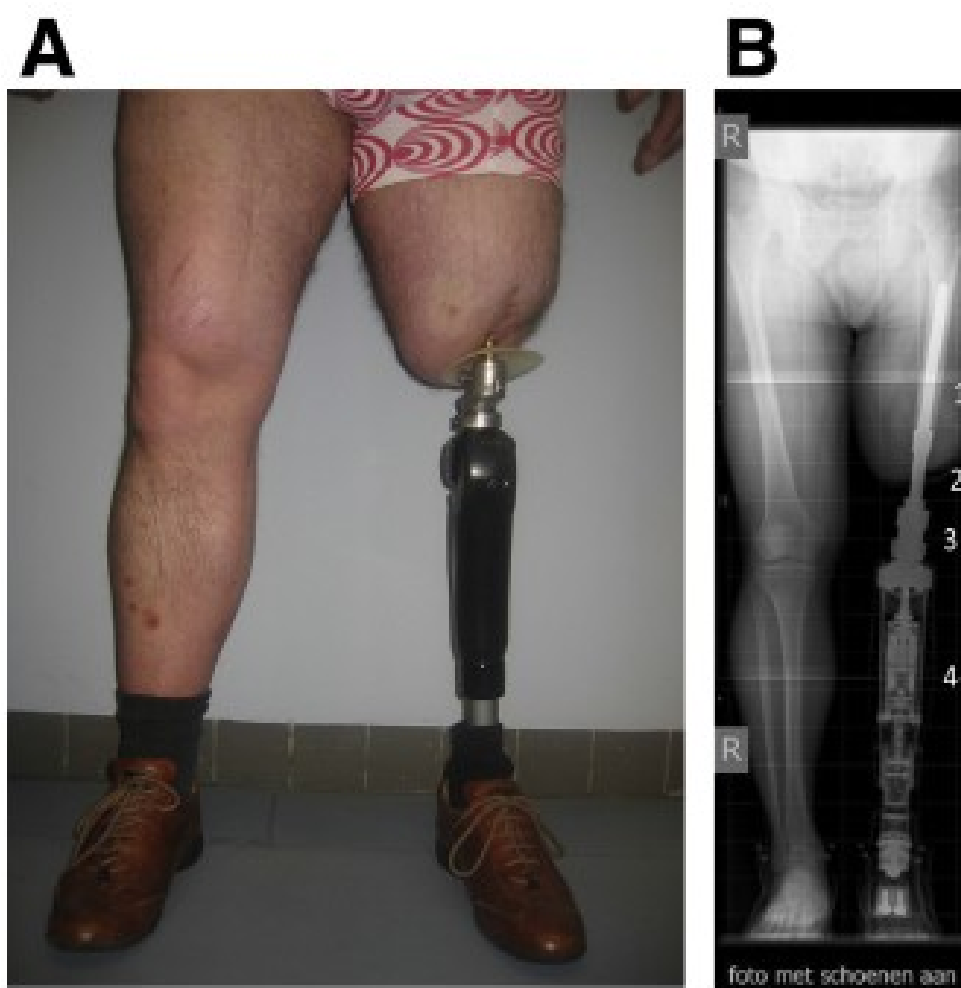
Protetické chodidlo by v ideálním stavu mělo nahrazovat většinu funkcí normálního chodidla, a tedy být pohyblivé, tlumit nárazy a poskytovat oporu během stojné fáze. Protetická chodidla dělíme z funkčního hlediska na nedynamická a dynamická. Ve skupině nedynamických chodidel je Sachovo chodidlo a jednoosé chodidlo. Sachovo chodidlo se skládá z patního klínu a esteticky vytvarované přední části chodidla. Patní klín slouží ke simulaci plantární flexe. Chodidlo však neumožňuje pohyb do dorzální flexe, inverze a everze, ale i tak bylo dlouhou dobu nejpoužívanějším typem chodidla. Jednoosé chodidlo už umožňuje i dorzální flexi. Nárazem paty je stlačen nárazník, jehož vlastnosti se odvíjí od hmotnosti pacienta a jeho aktivit a ten umožní plantární flexi. Nejpoužívanějším typem chodidel jsou dynamická chodidla, která mohou být kloubová a nekloubová. Kloubová se opět dělí na jednoosá a pro aktivnější pacienty vhodnější víceosá (May, 2002).

Přibližně jedna třetina pacientů s transfemorální amputací trpí chronickými kožními problémy, které jsou zapříčiněny lůžkem protézy a často výrazně limitují mobilitu a kvalitu života pacienta. Navzdory novým materiálům a vylepšením designům protézových lůžek jsou kožní problémy velmi častou komplikací, jelikož kůže, která je v kontaktu s pahýlovým lůžkem není vždy dostatečně odolná na tlak a tření. Intervencí, která zabraňuje těmto problémům je ukotvení umělé končetiny přímo do kosti (Meent, Hopman & Frolke, 2013).

Pacienti s transfemorální amputací mohou díky metodě zvané osseointegrace podstoupit zákrok, kdy je protéza ukotvena přímo na kost (Hagberg, Brånemark & Hägg, 2004). Při této technice je intramedullární implantát (OIP) transkutánně připojen do těla femuru (Obrázek 5) (Frossard et al., 2010). Kostní implantáty byly původně vyvinuty v dentálním průmyslu, později jako kraniofaciální protézy, protézy palce a úspěch slaví také u řešení poruch sluchu (Brånemark et al., 2014). Výhod má tato metoda mnoho, ať už přímé ovládání protézy a lepší stabilitu, pevnější fixaci, maximální pohodlí při sedu, větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu, rychlejší oblékání a sundávání protézy, lepší vnímání protézy tělem a osseopercepci, usnadňuje chůzi a celkově zlepšuje kvalitu života s protézou. Tento druh protéz umožňuje tělu skrze vibrace, epimyziální elektrody

a nervové elektrody lépe vnímat protézu a snadnější přenos informací z protézy do těla a naopak (Branemark et al., 2014). Lepší senzorní zpětná vazba značně ovlivňuje lokomoci, lepším vnímáním umístění končetiny v prostoru, detekce povrchu a dalších (Frossard et al., 2010). Jelikož je pacient v prvním roce po implantaci OIP náchylnější k infekci měkkých tkání a bolestem pahýlu, je zákrok vhodný spíše pro amputace vlivem traumatu či nádoru. Metoda je také vhodná u pacientů, kteří mají příliš krátký pahýl (Meent, Hopman & Frolke, 2013).

Obrázek 5 (A) frontální pohled na pacienta s OIP (B) rentgenový snímek pacienta s OIP



Vysvětlivky:

1 - intramedullární implantát; 2 - transkutánní jednotka; 3 - bezpečnostní adaptér; 4 - mikroprocesorová protéza; pacient na obrázku A není totožný s pacientem na obrázku B

Kaufman et al. (2007) uvádí, že pacientům s nadkolenní amputací a střední až vysokou mírou aktivity je nejčastěji předepisována protéza s hydraulickým kolenním kloubem Mauch SNS nebo její ekvivalent. Vhodně zvolená protéza usnadní alespoň částečné znovunabytí pohybových schopností. Protézy s aktivním kolenním kloubem využívají mikroprocesor ke konstantní kontrole a přizpůsobování odporu kolenního kloubu stupni flexe a extenze a zajišťují tak uživateli vyšší bezpečnost a účinnost chůze. Výzkumy pracující s moderními protézami německé značky Otto Bock C-Leg a islandské Össur Mauch SNS dokazují, že chůze pacientů s transfemorální amputací používající tento typ protézy je výrazně rychlejší, než chůze pacientů s pasivním hydraulickým kolenním kloubem a spotřeba kyslíku je u pacientů používajících mikroprocesorové protézy o 3-5 % nižší. Dále je u těchto pacientů lepší symetrie kroku, vykazují lepší výsledky na posturografu i nižší incidenci pádů (Hafner & Smith, 2009). Tato nová generace protéz, využívaná od přelomu tisíciletí, také usnadňuje zvládnutí kopcovitého terénu či schodů a zajišťuje vyšší satisfakci jejich uživatelů (Kaufman et al., 2007).

Zpětnou vazbou pacientů, používajících protézu, lze protézy zdokonalit, kupříkladu skrze Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). Dotazník je zaměřen na jemné odchylky ve funkci protéz a jejich používání a vychází ze subjektivních zkušeností pacientů (Hagberg et al., 2004).

1.3 Rehabilitace

S amputací dolní končetiny dochází ke ztrátě důležité části pohybového aparátu. Následkem je částečné narušení pohybové funkce. Hlavní úlohou následného rehabilitačního procesu je znovuobnovení této funkce a také znovunabytí přijatelné úrovně funkčnosti a participace. Nezbytným prostředkem pro dosažení těchto cílů je protéza, která kompenzuje anatomickou i funkční ztrátu. Rehabilitace pacientů po amputaci dolní končetiny je pak zaměřena na nácvik stoje a chůze v protéze (Velzen et al., 2005).

Především v USA panuje trend pracovat s pacienty po amputaci na dolní končetině spíše ambulantně, než jim věnovat více péče při jejich hospitalizaci. Je však zřejmé, že právě včasná rehabilitace již při hospitalizaci pacienta je klíčová k dosažení lepších výsledků (Stineman et al., 2008).

V Česku nalezneme specializovaná oddělení na předprotetickou a protetickou rehabilitaci například v Hradci Králové či v Ústí nad Labem. Na těchto odděleních je pacientům po amputaci věnována potřebná interdisciplinární péče, která je popoháněná

snahou navrátit pacienty do jejich domácího prostředí a běžného života (Pejšková & Mareček, 2010).

1.3.1 Příprava před zákrokem

Předoperační přípravu mohou podstoupit pouze pacienti, u kterých je amputace předem plánována. V této fázi je důležité udržet plný rozsah kloubního pohybu. Na místě je i prevence kontraktur, především ošetření flexorů a abduktorů kyčelního kloubu, ošetření extenzorů kolenního kloubu a celkové zlepšení kardiovaskulárních funkcí a plicní kapacity (Esqunazi & Meier, 1996). K následné mobilitě po amputaci je nezbytná určitá síla horních končetin, trupu a zdravé dolní končetiny (Smutný, 2013; Gaunaurd et al., 2013). Psychosociální přístup a edukace pacienta o nadcházejícím zákroku a pooperačních limitech usnadní pozdější práci s pacientem a jeho subjektivní zvládnání situace.

1.3.2 Pooperační péče

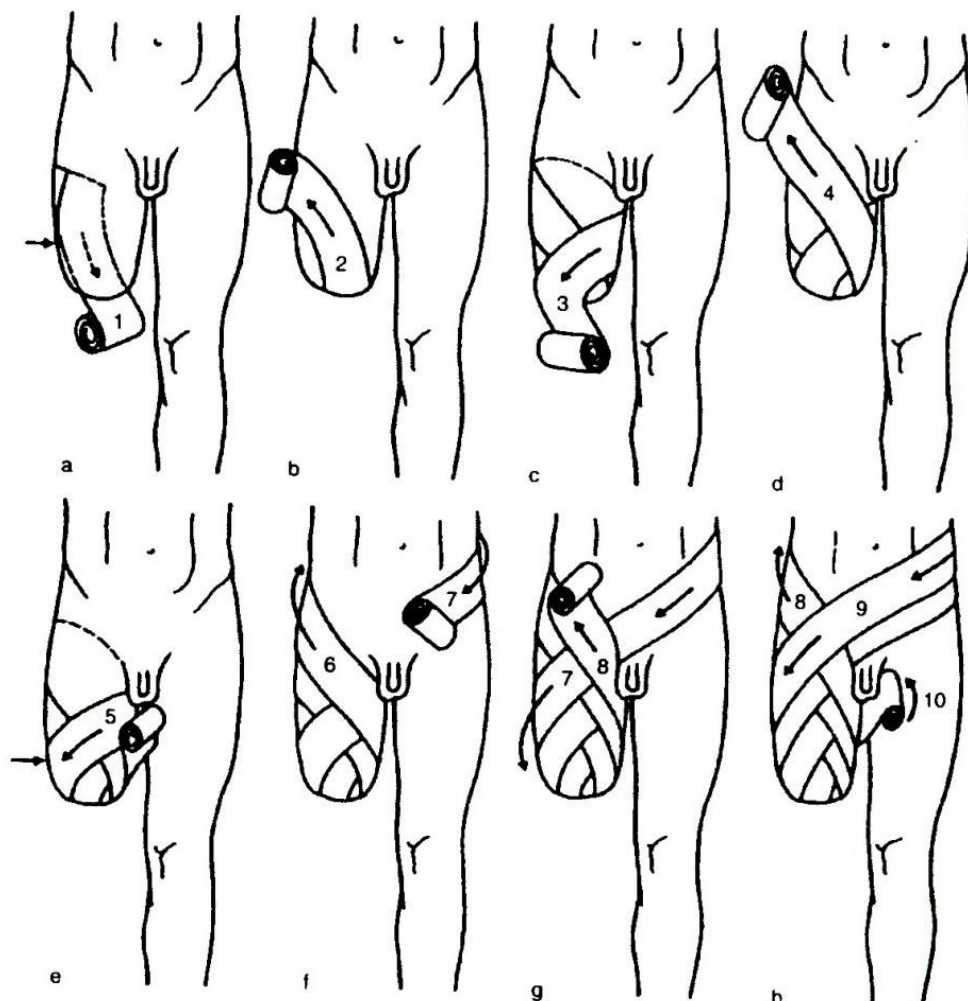
Cílem postamputační péče je poskytnout pacientovi optimální fyzickou, mentální, emocionální, sociální, profesní a ekonomickou podporu. Aby bylo těchto cílů dosaženo, přístup musí být multidisciplinární. Z dlouhodobého hlediska je hlavním rehabilitačním cílem zachování a obnovení maximální možné míry nezávislosti (Greetzen, Martina & Rietman, 2001).

V časném pooperačním stádiu se maximum pozornosti věnuje péči o pahýl. Pahýl prochází změnami až rok od provedení operace, tudíž by měl být pacient sám schopen se o něj starat. Pravidelně je prováděno bandážování, otužování a polohování (Kolář, 2009).

Tvar pahýlu lze rozdělit na kyjovitý, cylindrický, kónický a kuželovitý. Pro budoucí opotézování a funkčnost končetiny je nejvhodnější kónický nebo cylindrický tvar (Učík, 1969). K tvarování pahýlu se ihned po operaci provádí bandážování (Obrázek 6). Kompresce pahýlu zabraňuje otoku, pomáhá v tvarování pahýlu, obvazy chrání operační ránu a usnadňují hojení a měkké tkáně se pomalu adaptují na tlak. Bandážováním se snažíme docílit požadovaného kónického tvaru pahýlu. Bandážovat by se mělo několikrát denně, tlak by měl být největší kolem distální části pahýlu a proximálně by ho mělo ubývat. Bandáž by měla dosahovat nad zachovaný kloub končetiny. Využívají se krátkotažná obinadla o šířce 10-14 cm a aby nebyl omezován tok povrchového žilního systému, otočky jsou vedeny osmičkově (Krawczyk, 2000; Kolář, 2009; Kristiníková, 2014). Alternativou elastických obinadel jsou kompresní elastické návleky, které usnadňují

proces bandážování a snižují riziko nesprávného provedení. Návleky by však měly být používány až po vytažení operačních stehů a drénů (May, 2002).

Obrázek 6 Bandážování transfemorálního pahýlu (Krawczyk, 2000)



Polohování slouží k prevenci vzniku dekubitů a kontraktur (především flekčně-abdukčních). Kontraktury představují překážku pro vybavení pacienta protézou (Kolář, 2009). Pahýl by neměl být vleže na zádech podkládán polštářem, jelikož bychom podporovali sklon k flekční kontraktuře. Naopak je žádoucí, aby byl uložen co nejvíce v ose těla, případně jej lze svésit z lůžka do mírné extenze, či podložit tuber ischiadicum na straně pahýlu. V poloze na břiše můžeme podložit distální konec pahýlu, aby byly kyčelní flexory mírně protaženy (Kristiníková, 2014).

Otužování pahýlu, současně s péčí o jeho pokožku, zabraňuje vzniku infekce, snižuje přecitlivělost pahýlu a zlepšuje pohyblivost tkání. Pahýl by se měl denně omývat, mazat krémem v okolí rány a jeho stav by měl být pod každodenní kontrolou. Po zhojení jizvy se zaměřujeme na zlepšení její posunlivosti, pomocí tlakové masáže a mobilizace jizvy. Tyto techniky může pacient provozovat sám (WHO, 2004). Otužování pomáhá pahýlu v adaptaci na tlak protézového lůžka, zlepšuje mikrocirkulaci a vnímání pahýlu. Provádí se střídáním proudu teplé a studené vody, kdy se vždy končí proudem studeným. K lepší facilitaci receptorů lze využít i vyšší intenzitu proudu vody. Součástí je i tlačení pahýlem do různě tuhých podložek, aby se pahýl adaptoval na tlak a zátěž. Od materiálů měkčích se postupně přechází, dle možností pacienta, ke tvrdším. Kartáčování pahýlu zlepšuje prokrvení pahýlu a také napomáhá kvalitě kožní citlivosti (Krawczyk, 2000; Kolář, 2009; Eis & Křivánek, 1986).

Postamputační stádium může být doprovázeno úzkostmi či depresemi a přítomnost psychologa je v těchto případech na místě (Fitzpatrick, 1999). Bolest pociťuje 65-75 % pacientů po amputaci a depresivní poruchou trpí až 35 % z nich. Mimo rehabilitační péči by měl pacient projít terapeutickým sezením, které má za úkol usnadnit návrat do pacientova běžného života (Pantera et al., 2013; Deans, McFadyen & Rowe, 2008).

1.3.3 Předprotetická rehabilitace

Po extrakci stehů přetrvává péče o pahýl, jako v předchozím stádiu. Pahýl by měl být dokonale zhojený, kónického tvaru, funkční a pohyblivý, s klidnou jizvou a bez kontraktur (Sansam et al., 2009).

Před vybavením končetiny protézou se na budoucí chůzi připravuje nejen pahýl, ale pacient celkově. Převládá snaha minimalizovat omezení rozsahu pohybu v kloubech, aby nebylo pro chůzi zapotřebí tak nadměrné množství energie (Rose & Gamble, 2006). Pacient by se měl naučit cvičit sám, i v nepřítomnosti terapeuta a sám tak zvyšovat svalovou sílu a trénovat manipulaci s pahýlem. Provádí dynamické antigravitační cvičení pahýlu, které může být doplněno odporem (Krawczyk, 2000; Bowker & Michael, 1992). U pacientů s transfemorální amputací není doporučováno dlouhé cvičení vsedě, proto je výhodnější cvičit vlně na zádech, na boku, na břiše nebo ve stoji (Smutný, 2013). Z terapeutických technik se využívá technika PNF, kterou lze využít i ke stretchingu. K posílení svalů pahýlu napomáhají agonistické techniky a kombinace izotonických kontrakcí s reciproční inhibicí antagonistického vzorce (Bowker & Michael, 1992).

Cvičení je opět zaměřeno i na posílení trupu a horních končetin, aby byl pacient připraven na chůzi o berlích (Bowker & Michael, 1992). Ke zlepšení celkové fyzické kondice a přizpůsobení organismu na zvýšení energetických požadavků při chůzi s protézou mohou pacienti využít jízdu na rotopedu. Co nejdříve se začíná s nácvikem chůze, který se zprvu, než je pacient protézou vybaven, provádí bez protézy (WHO, 2004).

Vybavení pacienta protézou závisí, mimo jiné, na stavu pahýlu. Problémy s hojením pahýlu, omezený kloubní rozsah proximálního kloubu či fantomové bolesti oddalují protetické vybavení pacienta (Schoppen et al., 2003; Sansam et al., 2012; Sinha, Heuvel & Arokiasamy, 2011).

1.3.4 Rehabilitace s protézou

Hodnocení zdatnosti pacienta

Při sestavování pohybového programu pro tuto skupinu pacientů je možno využít ověřených testů ke kvantifikaci pohybové kapacity jedince, stanovit limity cvičení a zajistit bezpečnost tréninku. Určování cvičební kapacity pacienta po amputaci na dolní končetině je obecně klinickou výzvou. Využívají se klasické pohybové testy, jako například jízda na rotopedu o jedné funkční končetině, ergometrie paží a dolních končetin či testování na chodeckém pásu. Vzhledem k oslabení funkční dolní končetiny a současnému zvýšení kardiální zátěže je praktické využít testování síly horních končetin na ergometru. K hodnocení svalové síly zdravé dolní končetiny se využívá samostatného stoje na této končetině. Tímto jsou zároveň také testovány balanční schopnosti pacienta, které jsou nezbytným předpokladem budoucí chůze s protézou (Sansam et al., 2012).

Ke stanovení aktuálního stavu pacienta, predikci jeho dalšího vývoje a odhadu jeho možností existuje řada standardizovaných testů. Chybný odhad pacientových schopností totiž může vést k jeho zbytečnému vybavení drahou protézou, která pak není využita. Testy lze dělit na kvalitativní a klinické. Ke kvalitativnímu hodnocení slouží sebeposuzovací dotazníky a interview. Klinické testy slouží k testování reálných fyzických možností pacienta (Sansam et al., 2012). Vařeka, Bednář & Vařeková (2014) shrnuli ve své práci tyto testy k posouzení pacientů po amputaci dolní končetiny.

Hlavním cílem rehabilitace je zlepšení funkčních schopností a je důležité mít nástroje k jejich měření. Test funkční míry nezávislosti (FIM) byl vyvinut v roce 1983 jako součást systému jednotného zpracování dat (UDS). Skládá se z 18 částí rozdělených do šesti hlavních skupin: sebeobsluha, ovládání svěračů, mobilita, lokomoce, komunikace

a sociální kognice. Každá část je hodnocena na sedmibodové škále, kde 1 znamená úplnou závislost a 7 úplnou nezávislost v provádění dané aktivity. FIM je vhodný k predikci rehabilitačních výsledků u pacientů po amputaci (Leung, Rush & Devlin, 1996).

Ke klasifikaci stavu pacienta po amputaci dolní končetiny lze využít pětistupňový funkční klasifikační systém MFCL. Skrze tento systém může lékař či protetik pacientovi stanovit funkční cíl dosažitelný za adekvátní dobu. Vše se zakládá na subjektivním hodnocení pacientovy historie, jeho aktuálního stavu včetně stavu pahýlu, doprovodných zdravotních komplikací a pacientovy motivace chodit (Gailey et al., 2002).

Další variantou může být AMP skóre, které taktéž slouží ke stanovení pacientovy funkční kapacity bez protézy a k predikci jeho schopnosti chůze s protézou. Výhodou testu je, že k jeho provedení stačí 10-15 minut a není zapotřebí speciálního vybavení (Příloha 1) (Gailey et al., 2002).

I když je pacient schopný samostatné chůze s protézou a má dobrou aerobní kapacitu, neznamená to, že pro něj chůze na chodicím pásu nebude problém. Proto jsou testy chůze lepším indikátorem aerobní kapacity, než výše uvedené tradiční vytrvalostní testy. Jedním z testů je kupříkladu šestiminutový test chůze, který byl primárně využíván k testování kardiálních a respiračních onemocnění (Lin & Bose, 2008). Šestiminutový test chůze slouží k určení maximální vzdálenosti, kterou je pacient schopný ujít během 6 minut. Test je jednoduše vyhodnotitelný, je odrazem každodenních činností a může být doplněn o měření fyziologických parametrů. Anteriorně-posteriorní aspekt chůze s protézou nevyžaduje tak velkou vědomou kontrolu jako laterální stabilita. Té musí být přizpůsobena šířka kroku. Pacienti s protézou volí kvůli zhoršené propioceptivní funkci širší kroky, aby si zajistili širší opěrnou bázi. Šíře kroku je dobrým ukazatelem pokroku terapie (Lin, Winston, Mitchell, Girlinghouse & Crochet, 2014).

Při provádění testů bychom měli brát v potaz, že výkonnost pacienta v testech chůze je ovlivňována i verbální facilitací, rozvržením trasy, délkou jednotlivých úseků nebo počtem opakování testu. Je možné doplnit testy o pokročilejší analýzu kupříkladu pulzní oxymetrií, metabolickou analýzou či elektrokardiografií. Nekvantifikujeme pouze funkční parametry, ale také limitující faktory, kterými může být arytmie, desaturace krve kyslíkem či aerobní práh (Lin & Bose, 2008).

Rehabilitace s protézou

Postamputační rehabilitace postupuje podle daného plánu, ve kterém by měla být zahrnuta maximální fyzická podpora - např. zábradlí u tréninkového chodníku, supervize - ruce terapeuta, či pomocné ambulantní zařízení - berle, chodítka... (O'Neill & Evans, 2009; Bromhead et al., 2012).

Jakmile je pacient schopen aktivně cvičit na lůžku a toleruje zatížení pahýlu, přesouváme se do vyšších pozic v uzavřených kinematických řetězcích. Cílem je zlepšení svalové kokontrakce a dynamická stabilizace kloubů. Abychom předešli tvorbě nevhodných pohybových stereotypů, měl by být prvotní fázi nácviku mobility s protézou věnován dostatečný čas. K eliminaci rizika úrazu, cvičí pacient zprvu v bradlech, kde je nacvičován přenos váhy, rovnováha, přesné kladení protézy či cvičení s rotací pánve a trupu. Pacient by se měl přesně naučit protézu ovládat, měl by vnímat její zatížení a postupně na ni spoléhat (Carroll & Edelstein, 2006).

Protéza by se měla stát přirozenou součástí těla pacienta. K nácviku může být využita zpětná vazba pomocí zrcadel. Tak lze předejít nežádoucím úklonům trupu a pacient sám může odečíst, zda váha na protéze je nebo není (May, 2002). Dalším cílem tréninku je zvládnání nároků zdravou končetinou. Svaly uvnitř pahýlové objímky by se měly dostatečně kontrahovat a pohyb celého těla by měl být po celou dobu kontrolovaný.

Při nárocích protézou je důležitá kontrola pánve a cílený pohyb protézou vpřed. Pacient by měl limitovat rychlost protézy, pracovat s flexí kolenního kloubu a dokázat klást chodidlo na přesně určené místo na podlaze. Stoj na protetické končetině bývá nejobtížnější fází terapie (Carroll & Edelstein, 2006).

Nácvik chůze je klíčovým bodem postamputační rehabilitace. Většinu pacientů se podaří znovuobnovit schopnost chůze alespoň na funkční vzdálenosti. Porucha však přispívá k mnohonásobně větší energetické náročnosti chůze a rozvoji oslabujících dlouhodobých muskuloskeletálních komorbidit, včetně osteoartrózy a bolesti dolní části zad (Darter & Wilken, 2011).

Aby byla chůze co nejplynulejší a nejméně energeticky náročná, pracuje se při jejím nácviku na každé fázi krokového cyklu izolovaně. Postupuje se od nácviku stojné fáze v protéze, přes nácvik švihové fáze, nácvik délky kroku a přesné kontroly protézy i těla, nácvik chůze kontrolovaný fyzioterapeutem, chůze s odporem fyzioterapeuta, nácvik souhybu paží a rotability trupu, chůzi bez pomůcek až k chůzi s překonáváním překážek, schodů či svahu (Birgusová, 2006).

Jak bylo řečeno, v průběhu terapie je vhodné složky pohybu rozdělit a věnovat se každé zvlášť. Pohyb s protézou je pro samotného pacienta nový a velmi náročný, takže všechny složky chůze musí být optimalizovány postupně. Postupem rehabilitace se zaměřujeme na zlepšování stability, rychlosti a laterolaterální, anterioposteriorní a kraniokaudální symetrie (Iosa et al, 2014).

Zvláštní pozornost by měla být věnována zvládnání pádů, jelikož zde existuje jejich reálné riziko. V situaci pádu vpřed, by měl pacient upustit berle a horní končetiny nastavit pod sebe. Při pádech vzad by si pacienti měli chránit hlavu (Bromhead et al., 2012).

K nácviku chůze může být využito virtuální reality, jakožto simulace reálného prostředí generovaného počítačovým softwarem (Obrázek 7). Hlavní výhodou nácviku chůze ve virtuální realitě je okamžitá a přesná zpětná vazba. Samotný feedback v rozložení sil mezi končetiny prostřednictvím obrazovky, může u pacientů po amputaci vést k markantní úpravě stavu a snížení energetické náročnosti stoje (Darter & Wilken, 2011).

Obrázek 7 Asistovaná rehabilitace ve virtuální realitě CAREN - Computer-Assisted Rehabilitation Environment (Darter & Wilken, 2011)



1.4 Predikce schopnosti budoucí chůze s protézou

Schopnost chůze o protéze je značně dána postamputační rehabilitací a v kombinaci s úspěšnou protetikou rehabilitací může pacienty navrátit do domácího prostředí a samostatného života. I po absolvování plnohodnotného rehabilitačního programu však nelze přesně předpovědět míru mobility s protézou. Nicméně je nutné provést alespoň rámcový odhad potenciaálních schopností chůze o protéze a na jeho základě pak vybrat vhodný typ protézy pro konkrétního pacienta. Navíc tak terapeut může pacientovi podat alespoň orientační cíl rehabilitace a pomoci mu tak v plánování budoucích úprav okolního prostředí, ať už domácího, pracovního nebo sociálního (Sansam et al., 2009). Nejdůležitějším funkčním ukazatelem progresu stavu po amputaci je bezpochyby mobilita (Norvell, Czerniecki & Reiber, 2011).

Schopnost chůze po amputaci je multidimenzionálně ovlivňována různými interními i externími faktory. Roli hraje charakter dalších onemocnění pacienta a jeho fyzická zdatnost. Fyzickou zdatností je myšlena schopnost vykonávat běžné denní aktivity, která je dána aerobní a anaerobní kapacitou, svalovou silou, flexibilitou a rovnováhou a může být procvičováním a tréninkem zvyšována. K určení vývoje chůze po amputaci slouží hodnocení charakteru chůze, tedy její rychlosti, symetrie a funkčních výsledků. Z mnoha studií vyplývá, že nejdůležitějšími faktory pro znovunabytí schopnosti chůze je svalová síla a rovnováha. Velzen et al. (2005) uvádí, že procento pacientů schopných chůze po amputaci kolísá v rozmezí od 56 % do 97 %, z nichž více než 80 % potřebuje externí oporu v podobě berlí či chodítka. Chybějícím prvkem je právě rovnováha, která se s amputací výrazně zhoršuje a tak je nezbytný její včasný a intenzivní nácvik.

Doporučení pro pohybovou aktivitu zdravého dospělého člověka je 10 000 kroků denně, přičemž sedavý styl života je definován 5 000 kroky denně a méně. Denní aktivita pacientů s amputací dolní končetiny se pohybuje okolo 2 500 kroků denně, s ohledem na věk, důvod amputace (vaskulární nebo traumatický), výšku amputace, přidružené komorbidity a typ protézy. Vyšší pohybová aktivita je samozřejmě i spojena s vyšší kvalitou života. Dobrým prediktorem lokomočních schopností pacienta je jeho vlastní zvolená rychlost chůze, která většinou odpovídá nejméně energeticky náročné chůzi. U zdravé populace je tato rychlost v rozmezí 1.27-1.46 m/s a snižuje se s věkem. U pacientů s amputací na dolní končetině je rychlost okolo 1.12-1.18 m/s (Lin et al., 2014).

Je potvrzeno, že čím distálněji je amputace provedena, tím se schopnost chůze zvyšuje. Zároveň záleží také na faktu, zda je provedena amputace pouze jedné končetiny

nebo je bilaterální. Energetické nároky na chůzi o dvou protézách či s vysokou femorální amputací jsou značně vyšší (Sansam et al., 2009).

1.4.1 Biomechanika chůze po amputaci

Těžiště

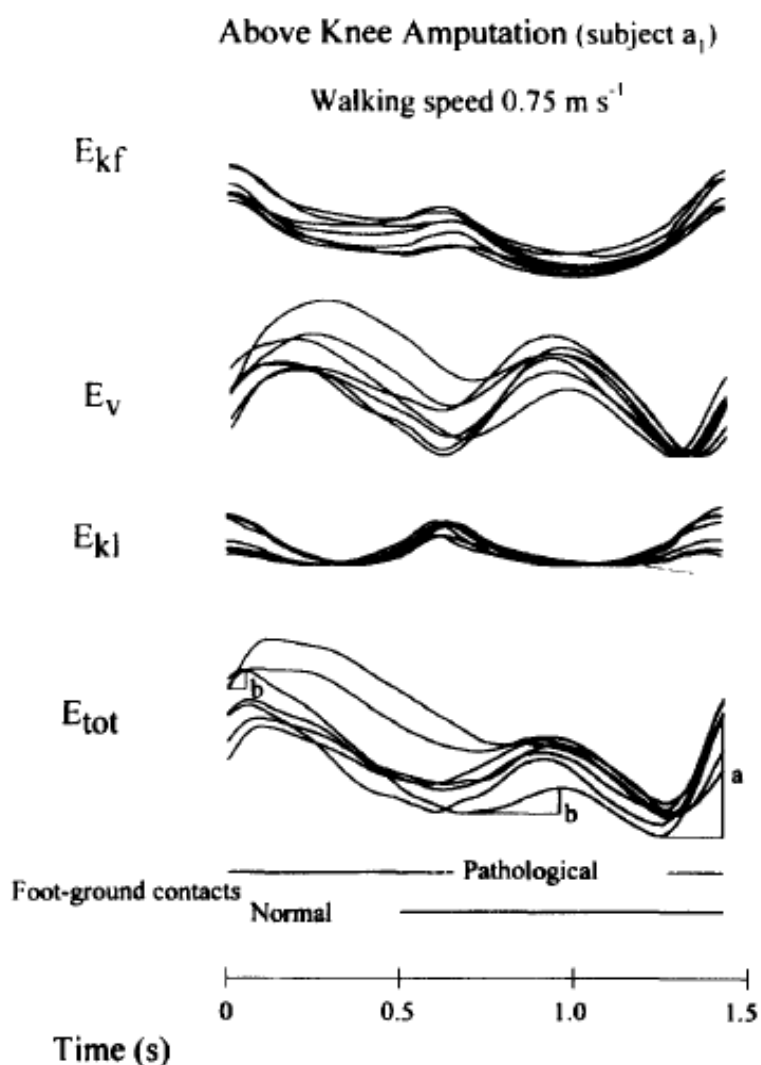
Těžiště těla se při chůzi hladce sinusoidně vychyluje vertikálně i horizontálně a kinetický potenciál chůze je přirozeně zachován. Abnormální chůze postrádá tento symetrický vzor a větší vertikální i laterální odchylky zvyšují i energetickou náročnost chůze. Mezi faktory ovlivňující chůzi patří stav okolní muskulatury pahýlu, orientace femuru, délka pahýlu či vhodnost protézy. Podle studie Bell, Wolf, Schnall, Tis & Potter, (2014) dosahují pacienti s delším pahýlem vyšší rychlosti při chůzi, ovšem za zvýšeného metabolického výdeje. Na otázku, zda délka pahýlu u transfemorálních amputací ovlivňuje rychlost chůze, studie odpověděla tvrzením, že pacienti s delším pahýlem si sami volí rychlejší chůzi, vlivem jejich sebevědomí při chůzi.

Chůze s protézou má narušenou vertikální stabilitu, jakožto schopnost minimalizovat oscilace horního trupu a absorbovat nárazy a otřesy, navzdory rychlým pohybům dolních končetin při pohybu. Chůze by měla být harmonická, symetrická a pohybový aparát by měl být schopen plynulého pohybu s přirozeným zrychlením, přirozenými protrubacemi a minimálním rizikem pádu. Tyto aspekty chůze jsou po amputaci porušeny. Iosa et al. (2014) ve své studii dokazují tato tvrzení. Za pomoci triaxiálního akcelerometru umístěného na těle vyšetřovali harmonii, symetrii schůze a její stabilitu. Nejnižší hodnoty naměřili u pacientů právě s transfemorální amputací, využívajících protézu s uzamykatelným kolenním kloubem.

Navzdory správné kinematicce chůze o protéze (délka kroku, frekvence,...), může docházet k výraznému přetěžování zdravé dolní končetiny a nedostatečnému zatížení protézy. Proto se jako parametr vhodný k hodnocení chůze jeví sledování změn mechanické energie těla jako celku, skrze výchylky těžiště těla. Tesio, Lanzi & Detrembleur (1998) zkoumali pohyb těžiště těla při chůzi o protéze u pacientů po transfemorální amputaci. Průměrný věk pacientů byl 33 let a příčina amputace byla traumatologická. Medián doby užívání protézy byl 1 rok. Všichni zúčastnění byli schopni samostatné chůze o protéze a neudávali problémy s protézou. Stereotyp chůze se vizuální aspekci zdál symetrický. Všichni pacienti měli hypotrofický pahýl se zachovaným rozsahem pohybu. Měření probíhalo na 0,6 m široké a 2,4 m dlouhé silové plošině.

Vyhodnocovaly se odchylky těžiště těla ve frontálním (E_{kf}), laterálním (E_{kl}) a vertikálním (E_v) aspektu a změny celkové mechanické energie (E_{tot}). Z výsledků můžeme pozorovat, že těžiště těla při chůzi zůstávalo výše, namísto plynulého pohybu nahoru a dolů. Na Obrázku 8 vidíme změny polohy těžiště během jednoho dvojkroku (od úderu paty jedné končetiny do jeho dalšího dopadu). Každý krok začíná dosažením maxima E_{kf} (obě chodidla se dotýkají země), s následným vychylováním křivek $\pm 10\%$. Během kroku postiženou končetinou (P) můžeme pozorovat menší odchylky E_{tot} než během kroku zdravou (N) končetinou. Z výraznějších výchylek E_{tot} zdravé končetiny můžeme usuzovat, že právě tato dolní končetina při kontaktu s podlahou vykonává většinu energie pro propulzi.

Obrázek 8 Výchylky těžiště při chůzi amputovaného (Tesio et al., 1998)



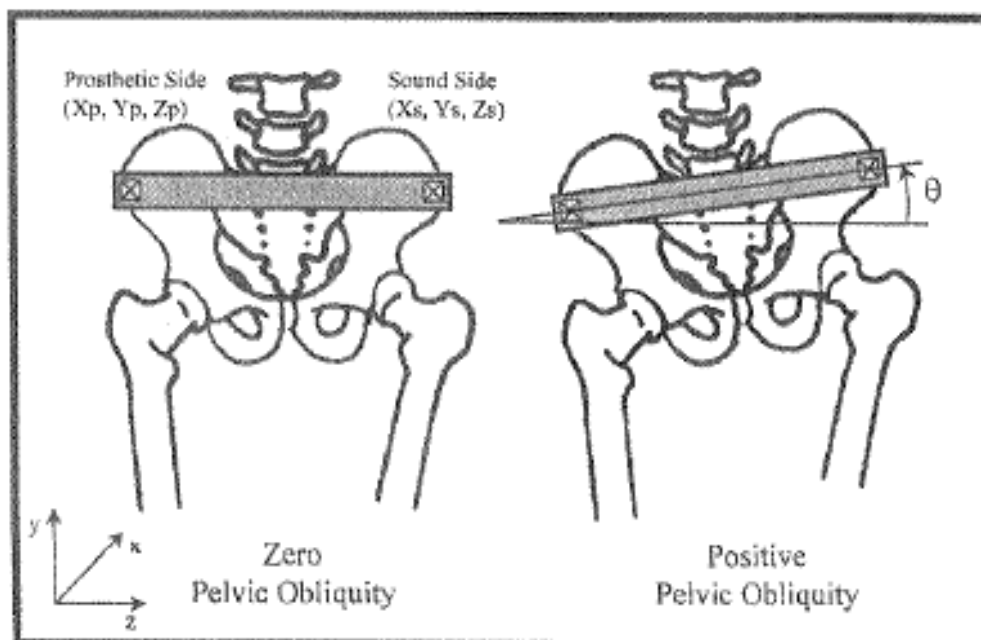
Při pohybu pahýlem byli pacienti velmi obratní, což poukazuje na rozšířenou kortikální oblast pahýlu. Mohlo by se předpokládat, že pahýl bude postupně hypertrofovat, aby kompenzoval ztracenou svalovou masu. Ve skutečnosti však pahýly bývají atrofické. Právě atrofie pahýlu je následkem, spíše než příčinou, tzv. pohybového neglectu amputované končetiny a nezatěžování pahýlu (Tesio et al., 1998).

Zešikmení pánve

Ze studií pracujících s analýzou chůze nevychází mnoho normativních dat. Pravděpodobně vlivem variability protéz a individuálních rozdílů. Studie se zaměřují především na pohyby v sagitální rovině.

Michaud, Gard & Childress (2000) ve své studii zkoumali možné trendy v rovině frontální se zaměřením na zešikmení pánve. Zešikmením pánve je míněn její posun ve frontální rovině definovaný úhlem mezi horizontální rovinou a medio-laterální osou pánve (Obrázek 9).

Obrázek 9 Znárodnění zešikmení pánve ve frontální rovině, vlevo nulové zešikmení pánve, vpravo pozitivní zešikmení pánve (Michaud et al., 2000)



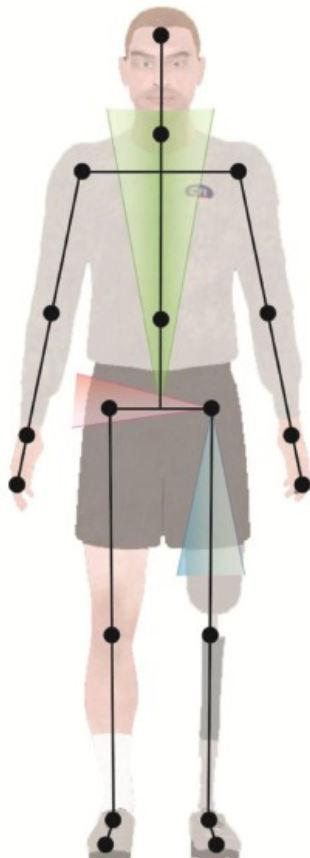
Při zdravé chůzi je křivka zešikmení pánve periodická, vykazující jeden cyklus na krok. Pánevní je přibližně v neutrální pozici, když se pata švihové dolní končetiny dotkne povrchu. Během fáze postupného zatěžování začíná kyčelní kloub stejné dolní končetiny klesat a zvyšovat tak úhel zešikmení celé pánve. Nejvyšší hodnoty zešikmení pánve jsou pozorovatelné ihned po odrazu palce. Pohyb pánve se pak zrcadlově obrací, kyčelní kloub švihové dolní končetiny se v mezistoji dostává zpět do neutrálního postavení a následně těsně před kontaktem paty mírně poklesá. Vrchol zešikmení pánve tedy pozorujeme těsně po odrazu palce, zatímco menší odchylky jsou patrné při jednoopporové fázi končetiny.

Jedinci bez amputace dolní končetiny typicky vykazují zešikmení pánve od 5° - 7° ke každé straně a hodnota tohoto zešikmení lineárně narůstá se zvyšující se rychlostí (Michaud, Gard, Childress, 2000). Anteriorní zešikmení pánve u transfemorální amputace dosahuje až 10° , což při chůzi napomáhá protetické končetině v extenzi kyčli až na 15° , nezbytných pro zachování normální délky kroku. Tato kompenzace však prohlubuje bederní lordózu a může vést k bolestem zad (Gailey et al., 2008).

Je zřejmé, že zešikmení pánve slouží jako tlumič nárazů během chůze. Při přenosu váhy ze stejné, na švihovou dolní končetinu, brání abduktorová skupina svalů švihové dolní končetiny poklesu trupu, což také snižuje vertikální výchylky těžiště. Tento proces je u pacientů po amputaci dolní končetiny narušen a jejich chůze je tak více energeticky náročná (Michaud et al., 2000).

V mezistoji na protetické končetině dochází u pacientů s transfemorální amputací k elevaci kontralaterální strany pánve, místo toho, aby pánev udržovala přibližně neutrální postavení. Navíc je elevace doprovázena nadměrným laterálním posunem trupu nad protetickou končetinu a celkově vyššími výchylkami trupu při chůzi (Obrázek 10). Normalizace pohybu ve frontální rovině je nezbytným krokem k účinnému, estetickému a stabilnímu stereotypu chůze (Darter & Wilken, 2011).

Obrázek 10 Orientační úhly kyčelního kloubu, pánve a trupu ve frontální rovině při fázi mezistoje u pacienta po transfemorální amputaci (Darter & Wilken, 2011)



Vysvětlivky:

zelená - výchylky trupu, červená - elevace a pokles pánve, modrá - abdukce kyčelního kloubu

Kinematika chůze

Chůze je vysoce závislá na neporušeném vedení senzoričtých aferentů a centrálních motorických programů pro pohyb. Jelikož amputací ztrácí dolní končetina senzomotorickou funkci, schopnost chůze přestává být automatická a rehabilitační proces má za úkol, skrze adaptační mechanismy zdravé končetiny i pahýlu, kompenzovat tuto ztrátu.

Ve srovnání s chůzí pacienta s nižší amputací je chůze pacienta po transfemorální amputaci značně asymetričtější a více energeticky náročná. Detailní analýza chůze ukazuje, že pacienti po transfemorální amputaci mají tendenci volit nižší tempo chůze, zkracují délku kroku a zvyšují šířku kroku. Také pozorujeme nadměrné laterální

vychylování pánve a transverzální rotaci pánve (Graham, Datta, Heller, Howitt & Pros, 2007).

Mechanismus chůze u pacientů s amputací lze popsat mnoha způsoby, ať už za použití kinematických nebo kinetických proměnných. Kinetické proměnné se využívají k popisu sil, které působí na klouby - moment kloubu, síla a práce. Logicky lze odvodit, že pozitivní hodnoty reprezentují tvorbu energie a negativní hodnoty naopak spotřebu energie. Tvorba energie je výsledkem koncentrické aktivity svalu a energetická spotřeba je výsledkem excentrické aktivity svalu (Prinsen, Nederhand & Rietman, 2011).

V klidném stoji by váha těla měla být rovnoměrně rozložena mezi obě dolní končetiny. Po amputaci jedné dolní končetiny se těžiště i váha těla přesouvají laterálně ke zdravé končetině. To je následkem snížení propriocepce z amputované končetiny a pacienti se tak přirozeně při stoji i chůzi spoléhají na zdravou dolní končetinu (Gailey et al., 2008).

Silový profil zdravé chůze má několik fází. Tvorba energie zdravé chůze při odrazu palce a koncentrii plantárních flexorů hraje důležitou roli v propulzi těla, zrychlení dolní končetiny do švihů a generaci kolenní flexe během švihů. Amputace tuto fázi krokového cyklu značně narušuje a takový jedinec musí adaptovat své motorické strategie této situaci a najít jinou cestu, jak tyto fáze nahradit. U transfemorálních amputací je situace ještě komplikována ztrátou senzomotorické funkce kolenního kloubu. Nejvíce adaptace je nutné při přenosu váhy nad amputovanou končetinu a při kompenzaci ztráty plantárních flexorů. V chůzovém mechanismu tak musí kyčelní kloub zdravé končetiny generovat více síly a pahýl amputované končetiny musí vykazovat větší celkovou práci. Koncentrická aktivita m. gluteus maximus a extenzorů kyčelního kloubu může částečně kompenzovat insuficienci plantárních flexorů při odrazu (Prinsen et al., 2011).

Iniciace a terminace chůze po amputaci

Studie se zaměřují na plynulou chůzi, nicméně zahájení chůze a přechod z klidového stavu do pohybu je neméně důležitý. Při zahajování chůze jsou kladeny zvýšené nároky na neuromuskulární systém, je nutné zaujmout vhodnou posturu a vyšší aktivitu očekáváme především od svalů hlezenního a kyčelního kloubu. U zdravé populace je zahájení chůze přirozeně doprovázeno posteriorním posunem COP, anteriorním zrychlením těžiště aktivací m. tibialis anterior a inhibicí aktivity m. soleus. Výsledkem je zvýšení reakční síly do podložky anteriorním směrem a generace dopředného momentu. Abduktorová skupina svalů švihové dolní končetiny současně způsobuje posun COP k této končetině. Ještě před odlepením paty stojné končetiny je těžiště posunuto nad stojnou dolní končetinu a vytváří

stabilní bázi pro stoj na jedné končetině během švihové fáze. Poté m. soleus vedoucí končetiny, svou masivní aktivitou, zahájí odraz a těžiště je zrychleno ještě více anteriorním a mediálním směrem (Vrieling et al., 2008a).

Amputovaná končetina je postižena senzoricou ztrátou a postrádá nezbytné svaly a klouby. Zahájení chůze vyžaduje dvě schopnosti, které jsou po amputaci většinou porušeny, a to propulzi a kontrolu rovnováhy. Tuhost protetického chodidla, absence hlezenních dorziflexorů a nedostačující senzoricá kontrola limitují schopnost posteriorního posunu COP. To vede ke snížené schopnosti generovat sílu nezbytnou pro propulzi a reakční síla do podložky je snížena. Propulzní impuls je tak generován odrazem palce nepostížené končetiny, stoj na této končetině je delší a švihová fáze protetické končetiny taktéž. To můžeme vysvětlit vlastnostmi protetického kolenního kloubu, jelikož ten ke své extenzi většinou potřebuje delší dobu švihové fáze. Vzhledem k nedostatečné schopnosti posunu těžiště nad protetickou končetinu je zdravá končetina při chůzi i více zatěžovaná a vykazuje vyšší reakční síly do podložky. Aby byla propulze efektivní, vlastnosti protetického chodidla by měly být co nejpřirozenější a chůze by měla být zahajována protetickou končetinou (Vrieling et al., 2008a).

Přechod z chůze do klidového stavu neboli terminace chůze, vyžaduje schopnost zpomalení dopředného pohybu těla a zaujetí stabilní vzpřímené polohy těla. U zdravé chůze je vedoucí končetina, ta která první zastaví, zodpovědná za produkci reakční síly nutné pro zastavení. To je doprovázeno aktivitou m. soleus vedoucí končetiny a sníženou aktivitou m. tibialis anterior. M. vastus medialis, m. vastus lateralis a gluteus medius zabraňují svou aktivitou nechtěnému ohybu trupu vpřed při zastavení, respektive napomáhají extenzi kolenního kloubu. V reakci na snížení dopředného momentu pohybu m. tibialis anterior, m. biceps femoris a m. gluteus medius odrazové dolní končetiny zvyšují svou aktivitu a zpomalí pohyb těla. Svalová aktivita způsobuje posun COP anteriorně a udržuje polohu těžiště za vedoucí dolní končetinou. Pozice, kdy je COP před těžištěm, vede k zastavení těla. Terminace chůze má zvýšené posturální požadavky, jelikož v závěrečné bipedální fázi těžiště mírně přesahuje hranice opěrné báze (Vrieling et al., 2008b).

Pacienti po amputaci nemají schopnost kotníkové strategie a vlivem transfemorální amputace navíc ztrácí schopnost flexe kolenního kloubu. Terminace chůze po amputaci vykazuje nedostatečný anteriorní posun COP nad předonoží vedoucí končetiny, jeho vyšší výchylky kolem stojné zdravé končetiny a sníženou schopnost anteriorně-posteriorní kontroly pohybu (Vrieling et al., 2008b).

1.4.2 Energetická náročnost chůze o protéze

Energetická náročnost chůze o protéze po transfemorální amputaci vyžaduje o 25-40 % více energie, než chůze zdravého člověka. Tato náročnost úměrně roste se zvyšující se rychlostí chůze. Bylo zjištěno, že subjektivně nejpohodlnější rychlost chůze po amputaci je na úrovni asi jen 44 % rychlosti chůze před amputací (Erjavec et al., 2008).

Měření energetické náročnosti chůze (ECW) je funkční evaluační metoda, díky které můžeme určit, do jaké míry ovlivňuje disabilita chůzi a její efektivitu. Měření ECW u pacientů po amputaci na dolní končetině kvantifikuje aktuální vynaložené úsilí pacienta a pomocí této metody můžeme porovnávat efektivitu různých protetických pomůcek. Obecně literatura potvrzuje, že je ECW u pacientů po amputaci vyšší než u zdravých jedinců, dále se také zvyšuje s výškou amputace a vlivem vaskulárního zapříčinění. Energetická náročnost se vyjadřuje v mililitrech kyslíku, spotřebovaného na metr chůze, na kilogram tělesné hmotnosti (Traballesi et al., 2008).

Waters, Perry, Antonelli & Hislop (1976) měřili parametry chůze o protéze a její energetickou náročnost u 70 pacientů. Průměrná rychlost chůze kontrolní skupiny bez přítomnosti amputace (O) byla 82 metrů za minutu, kdy muži v průměru dosahovali 87 m/min a ženy 74 m/min. Rychlost chůze nezávisela na věku. Při porovnání s traumatickými transtibiálními (TT_{traum}) a transfemorálními amputacemi (TF_{traum}) byl rozdíl zřejmý - rychlost chůze pacientů s transibiální amputací byla 71 m/min, s transfemorální amputací 52 m/min. Dále sledovali rozdíly u transfemorálních amputací z vaskulární příčiny (TF_{vas}), jejichž rychlost se pohybovala okolo 36 m/min a transtibiálních vaskulárních (TT_{vas}) s rychlostí 45 m/min. Výsledky měření kadence a délky kroku prokázaly, že oba sledované parametry jsou výrazně nižší. Kadence kontrolní skupiny byla průměrně 116 kroků za minutu. Pacienti s transtibiální amputací s vaskulární příčinou dosahovali 87 kroků/min, s transfemorální vaskulární amputací 72 kroků/min, s transtibiální traumatickou příčinou 99 kroků/min, s transfemorální traumatickou příčinou 87 kroků/min. V procentuálním vyjádření to znamená, že rychlost chůze po transtibiální amputaci v důsledku vaskulárním v porovnání s chůzí bez amputace končetiny je zhruba 59 %, po transfemorální amputaci 44 %, v důsledku traumatickém u transtibiální amputace 87 % a transfemorální 63 % (Tabulka 1). Rozdíly v rychlosti mezi skupinou vaskulárních a traumatickým amputací jsou dány také rozdílným věkem. Průměrný věk pacientů s amputací z vaskulární příčiny je 60 let a progresse onemocnění, případně ztráta druhé končetiny, často zhoršuje průběh rehabilitace a chůzi s protézou.

Průměrný věk pacientů s traumatickou amputací je 30 let, a jelikož nemusí být jejich rekonvalescence vždy doprovázena jiným onemocněním, jejich šance na kvalitnější chůzi jsou vyšší.

Tabulka 1 Procentuální vyjádření rychlosti chůze a kadence kroků pacientů po amputaci

	bez amputace	TT _{traum}	TF _{traum}	TT _{vas}	TF _{vas}
rychlost chůze (m/min, %)	82	71/87 %	52/63 %	45/59 %	36/44 %
kadence (kroky/min)	116	99	87	87	72

Vysvětlivky:

TT_{traum}/ TT_{vas} - transtibiální amputace traumatická/vaskulární; TF_{traum}/ TF_{vas} - transfemorální amputace traumatická/vaskulární; v - rychlost

Metabolická náročnost byla měřena třemi způsoby a to skrze: energetický výdej (množství kyslíku spotřebovaného za minutu), energetický výdej na metr (množství kyslíku spotřebovaného za metr chůze) a relativní energetický výdej (poměr spotřeby kyslíku vydělen individuální maximální aerobní kapacitou). U vaskulárních amputací se procentuální vyjádření spotřeby kyslíku za minutu téměř vyrovnává procentu maximální aerobní kapacity - 42-43 %. U traumatologických mladších pacientů je toto procento kolem 36 %. To dokazuje, že kromě skupiny s vaskulární transfemorální amputací, jsou ostatní skupiny do jisté míry schopny modifikovat rychlost chůze a udržet tak její energetickou náročnost relativně v normě. Energetická náročnost chůze o protéze s transfemorální vaskulární amputací je až o 63 % vyšší než při běžné chůzi (Waters et al., 1976).

1.4.3 Pády

Uváděná prevalence pádů u pacientů po prodělané amputaci na dolní končetině je okolo 52 %. Navíc 62 % z těchto pacientů má více než dvě společné zdravotní komplikace. Po amputaci dolní končetiny má člověk tendence k sedavému životnímu stylu, ať už kvůli

obavám z pádů, vysoké energetické náročnosti chůze s protézou či přidruženým chronickým onemocněním (Lin & Bose, 2008).

Pády komplikují život starší populaci jako takové, natož jedincům s amputací na dolní končetině. Lidé s amputací často spoléhají na kompenzační pomůcky, jako jsou chodítka a berle. Při reedukaci chůze a balančním tréninku, především v brzkém stádiu po amputaci, je chodítka či berle přirozeným nástrojem, který usnadňuje průběh terapie. Studie autorů Deathe, Pardo, Winter, Hayes & Smyth (1996) se zabývala otázkou, jak výška chodítka ovlivňuje stabilitu při chůzi. Konvenční klinická praxe udává, že výška chodítka by měla být nastavena tak, že při klidném stoji je 30° flexe v loketním kloubu. Z výsledků studie vychází, že výška chodítka výrazně neovlivňuje ani trvání kroku ani relativní timing krokových fází. Nicméně počet kroků ovlivnil načasování fází krokového cyklu, především zkrácení doby mezistojie s narůstajícím počtem kroků. Navíc pacienti potřebují pár kroků, aby se rozešli a dosáhli tak pravidelné kadence. Při chůzi s chodítkem jsou kroky většinou kratší a zkrácena je i švihová fáze zdravé končetiny.

1.4.4 Následky amputace v každodenním životě

Amputace na dolní končetině nemá negativní vliv pouze na mobilitu pacienta a schopnost chůze, ale značně ovlivňuje i jeho zapojení do společnosti, aktivity, vnímání vlastního těla a kvalitu života celkově. Právě kvalita života po amputaci je úzce spojena se schopností být mobilní a omezená chůze s protézou výrazně sníží aktivitu jedince v běžných denních aktivitách a socializaci (Sansam et al., 2009).

Amputace značně naruší fyziologii těla a je ve většině případů doprovázena funkčními limitacemi, především tedy zhoršenou schopností přesunu a rovnováhy. Pacienti s tranfemorální amputací mají výrazně horší podmínky pro interakci s okolím. Pomalejší chůze, vyšší energetická náročnost, asymetrická délka kroku a zhoršené statické i dynamické balanční schopnosti jsou jen zlomkem komplikací, doprovázejících tuto fyzickou ztrátu (Hadner & Smith, 2009).

Studie autorů Davies & Datta (2003) uvádí, že 50 % pacientů s tranfemorální amputací je schopno samostatné mobility ve své domácnosti jeden rok po provedení amputace a 29 % je schopno sociální mobility i mimo domácnost. V praxi je samozřejmě věk faktorem, snižujícím tuto pravděpodobnost.

Šance ujít 500 a více metrů se značně snižuje při tranfemorální amputaci, s výškou amputace, přítomnosti fantomových bolestí, bolesti pahýlu, ale také u amputací, které byly

zapříčiněny vaskulární dysfunkcí (DM). Nezávisle na těchto faktorech ovlivňuje schopnost chůze především věk pacienta. Schopnost chůze obecně a specificky pro pacienty po amputaci dolní končetiny má valný význam pro sociální mobilitu. Chůze je nejjednodušším prostředkem transportace. Seběmenší limitace chůze a vzdálenosti, kterou je člověk schopný ujít, sociální interakci naruší. Problémem se tak nestává pouze pohyb v exteriéru, ale také pohyb doma. Proto je ušlá vzdálenost důležitým prvkem každodenního života a nezávislosti. Vzdálenost je právě tím kamenem úrazu především u starších pacientů, jejichž amputace dolní končetiny je navíc doprovázena další komorbiditou, jako například diabetem, osteoartrózou nebo jiným vaskulárním onemocněním. Naneštěstí, tato skupina pacientů mezi pacienty s amputací převažuje (Geertzen, Bosmans, Schans & Dijkstra, 2005; Taylor et al., 2005).

Bylo zjištěno, že častým následkem amputace je osteoartróza kyčelních a kolenních kloubů zdravé končetiny, čemuž lze předejít správným používáním protézy. Naopak u pahýlu můžeme nacházet osteopenii a sekundární osteoporózu jako následek nedostatečného zatěžování pahýlu. 70-85 % pacientů také trpí bolestmi zad (Gailey et al., 2008).

1.4.5 Život s protézou a věk

Amputace dolní končetiny má velký dopad na mobilitu, především u starších pacientů. Naučit se plnohodnotně žít s protézou klade velké nároky jak fyzické, tak kognitivní. I mladí zdraví jedinci po traumatické amputaci dolní končetiny potřebují určitou dobu, aby zpět nabyli svůj funkční status a i tak toho často dosáhnou pouze parciálně. Hlavní příčinou amputace ve vyšším věku je periferní arteriální onemocnění, které často i po provedení amputace negativně ovlivňuje vývoj pacienta (Eijk et al., 2012).

Rok od amputace mají pacienti nad 70 let třikrát větší sklon nenosit protézu, 3,1× vyšší mortalitu, 2,3× vyšší riziko imobility a čtyřikrát vyšší riziko ztráty nezávislosti oproti mladším pacientům. Na druhé straně pacienti pod 60 let mají až 70% úspěšnost ve znovunabytí mobility, 80 % přežívá více než rok a 90 % z nich je schopno samostatného života (Taylor et al. 2008).

Collin & Collin (1995) udávají, že délka života je po vaskulární amputaci relativně krátká. 45 % pacientů zemře do dvou let a 75 % do čtyř let od provedení amputace. 85 % pacientů s vaskulární amputací je vybaveno protézou, ale pouze 5 % pacientů protézu opravdu nosí více než polovinu času chůze. V následujících pěti letech procento pacientů,

využívajících protézu, ještě výrazně klesá. Dva roky po amputaci je pouze 26 % pacientů schopných samostatně vyjít ze dveří. Procento pacientů, používajících vozík, narůstá do pěti let od amputace z 13 % na 39 %. Problém také nastává při nedostatečném uzpůsobení domácnosti potřebám pohybu po amputaci, mnoho pacientů se tak stává „vězni“ ve své vlastní domácnosti a postupně ztrácí zbytky schopnosti samostatné chůze. Mezi pozitivní prediktory kvality rehabilitace po amputaci patří schopnosti vykonávat ADL před amputací, okamžité zahájení rehabilitace po vlastní amputaci bez časové prodlevy, dostatečná vzdálenost, kterou je pacient před amputací schopný ujít a dobré životní podmínky spolu s kvalitním sociálním a zdravotním stavem před amputací. Mimo to se rehabilitační proces odvíjí od individuálních cílů konkrétního pacienta (Erjavec et al., 2008; Greetzen, Martina, Rietman, 2001).

Obecně je funkční kapacita pacienta vyššího věku s vyšší amputací horší než pacienta mladšího s nižší amputací (Schoppen et al., 2003; Taylor et al., 2005).

Ze všech provedených amputací tvoří velké procento skupina geriatrických pacientů. Tato populace je charakteristická zdravotními komorbiditami, vysokým stupněm disability, decondice a snížením kognitivních funkcí. Navíc je délka života takového pacienta po amputaci značně kratší, než u pacientů mladšího věku. Až 25 % pacientů s amputací podstupuje do jednoho roku od ukončení hospitalizace další amputaci a zhruba třetina pacientů do roka od amputace umírá (Deans, McFadyen & Rowe, 2008). Tyto údaje se však v literatuře liší. Studie Hershkovitz, Dudkiewicz & Brill (2013) uvádí, že jeden ze dvou geriatrických pacientů umírá do jednoho roku od amputace. Fletcher et al. (2002) udává průměrnou dobu přežití geriatrického pacienta po amputaci 1,5 roku. MacNeil, Devlin, Pauley & Yudin (2008) trochu pozitivněji uvádí u této skupiny pacientů přežití po propuštění z rehabilitace 4,2 roky. Dillingham, Pezzin & Shore (2005) vyčíslují mortalitu do jednoho roku 41 % a Ploeg, Lardenoye, Peeters & Breslau (2005) naopak přežití více než jeden rok 62 %.

Úspěšnost různých rehabilitačních přístupů se z velké míry odvíjí od kognitivních funkcí pacienta, což bývá často problémem, jelikož amputace, zejména vaskulární, jsou typické pro starší populaci, která již prochází řadou degenerativních či jiných změn (CMP,...). Může se stát, že vlivem demence či vysokého věku pacient vůbec nebude vybaven protézou. Kupříkladu regresní kombinace demence, deprese a vizuospeciálních funkcí vede k vyšší míře disability než samotná amputace. Index kognice neboli kvantifikace kognitivních funkcí, je spolehlivým prediktorem funkčních/motorických výsledků. Kognitivní funkce důležité pro cílený pokrok jsou paměť, vizuospeciální funkce

(uvědomění prostoru), jazykové funkce, motorická kontrola a exekutivní funkce (tvorba plánu pohybu a jeho rozřazování). Pacienti s vaskulární poruchou často vykazují charakteristický kognitivní deficit, patrný z testování jednotlivých kognitivních složek. Převážně u pacientů po CMP pozorujeme narušení abstrakce, mentální flexibility, rychlosti zpracování informací a pohybové paměti při relativně zachovaných verbálních a jazykových funkcích. Z rehabilitačního hlediska tedy vyplývá, že je u takových pacientů, mimo jiné, také nezbytný trénink paměti a kognitivních funkcí, jako například okamžitá verbální kontrola zadaných instrukcí či využití psané a grafické podpory.

Šance, že bude pacient nad 75 let vybaven protézou je s ohledem na přidružené komorbidity značně snížena. Aby byl pacient vybaven protézou, musí být schopný samostatného stoje na zdravé končetině (Hershkovitz et al., 2013).

Starší jedinci po amputaci často odkládají své protézy či je úplně přestávají používat, ať už kvůli zhoršené mobilitě nebo celkovému zdravotnímu stavu. Studie skupiny pacientů po amputaci ve věku 60 let a více od kolektivu autorů Bilodeau, Hébert & Desrosiers (2000) přišla s výsledky, kdy většina pacientů nosila protézu 6 až 14 hodin denně, i když byla jejich schopnost mobility zhoršená. Osmnáct procent pacientů ale nepoužívalo protézu vůbec. Studie kolektivu Gailey et al. (2008) uvádí, že 68-88 % pacientů po amputaci aktivně nosí protézu alespoň 7 hodin denně.

Literatura tvrdí, že komorbidity, snížení motivace a fyzická výkonnost nepříznivě ovlivňují schopnost chůze. Mezi přidružené komorbidity patří například DM, fantomové bolesti, kožní problémy či problémy s hojením pahýlu, osteoartróza nebo stav po CMP negativně ovlivňují následnou rehabilitační péči (Sansam et al., 2009; Greetzen, Martina & Rietman, 2001; Eijk et al., 2012).

1.4.6 Další faktory ovlivňující chůzi

Výsledky protetické rehabilitace jsou závislé na výsledku provedené amputace, četnosti používání protézy, na preoprativních faktorech, jako jsou komorbidity, věk, předoperační mobilita, medikace, integrita kožního krytu, rasa, socioekonomický status, kognitivní úroveň či sociální podpora. Můžeme také zahrnout psychosociální faktory, self-efficacy a motivaci. V klinické praxi je hojně zdůrazňován sociální faktor podpory rodiny a přátel pacienta (Roffman, Buchanan & Allison, 2014; Thompson & Haran, 1983). Z pooperačních faktorů sem řadíme délku pahýlu, postoperační komplikace, hojení rány, edém, kontraktury, bolest, prodlevu s používáním protézy, pády, energetickou náročnost

a funkční faktory. Výsledky rehabilitace jsou tak vysoce multifaktoriální a komplexní (Roffman et al., 2014).

Jak již bylo zmíněno, schopnosti chůze ovlivňuje hojení pahýlu a přítomnost kontraktur ale také stav kognitivních funkcí pacienta. Po amputaci mají pacienti častěji negativní změny nálad. Důležitou roli hraje také motivace. Literatura uvádí, že pohlaví má buď minimální, nebo žádný vliv. Další faktory, jako například sociální zázemí či kouření nejsou dostatečně vědecky podloženy (Sansam et al., 2009). Výsledky terapie také negativně ovlivňuje závislost na alkoholu, hypertenze a dřívější sklony k úzkosti a depresím (Norvell et al., 2011).

Víra nezaručuje úspěch, ale může přispět k výkonu. Bandura (1982) tvrdí, že sebedůvěra je lepším prediktorem aktivity než samotná schopnost či dovednost, tedy že pokud si pacient věří, že něco dokáže, tak nepotřebuje viditelný výsledek. Z toho vyplývá, že úspěch rehabilitace, ať už akutního nebo chronického poškození, leží za hranicí znovunabytí výdrže, síly, rozsahu pohybu nebo nové pohybové strategie. Častou frustrací terapeutů pracujících s pacienty, kteří se učí pracovat s protézou po amputaci, bývá fakt, že pacienti zdaleka nenaplnují svůj potenciál. Selhání se dostavuje navzdory technologickým vymoženostem, jako jsou ultralehké materiály protéz či odolné nebo chytré mikročipové končetiny, které výrazně chůzi ulehčují. Navzdory řadě komorbidit, které pacienty při rehabilitaci omezují, je právě snížené sebevědomí faktorem, se kterým může fyzioterapeut do velké míry pracovat. Snížené sebevědomí v udržení rovnováhy po amputaci je přirozeným jevem, vzhledem k přidruženým omezením, jako je například změna stereotypu chůze vlivem používání protézy či ztráta senzorické zpětné vazby (propriocepce). Proto není překvapením, že 52 % pacientů po amputaci na dolní končetině udává, že zažili alespoň jeden pád ročně. 76 % procent pacientů pak tvrdí, že se vlivem sníženého sebevědomí a obavy z pádu vyhýbá mnoha aktivitám. To se v začarovaném kruhu zpětně odráží na dalším snížení rovnováhy, svalové síly, flexibility a koordinace. Miller & Deathea (2004) poukazují na propojení nedostatečných balančních schopností se sníženým vědomím pacientů o možnostech použití protézy.

Prudký nárůst incidence diabetu mellitu v populaci je sekundárním důsledkem obezity, která se v rozvinutých zemích stává epidemickou hrozbou. Jakmile se u člověka rozvine diabetes, šance, že se do dvaceti let stane jedním z pacientů s amputací je vysoká. Navíc, téměř 26 % pacientů po amputaci z vaskulární příčiny, je následně nuceno do dvanácti měsíců od zákroku podstoupit další amputaci (Kaufman et al., 2007; Seker et al.,

2016). Kardiopulmonární dekompenzace často způsobuje, že pacient nemá dostatek energie pro chůzi s protézou (Schoppen et al., 2003).

Body mass index nemusí mít nutně vliv na potenciál chůze, i když nízká tělesná váha je často indikátorem celkově špatného zdravotního stavu, který nepříznivě ovlivňuje výsledky terapie. Naopak vysoká tělesná váha je obecně špatným prediktorem mobility. Není překvapením, že dobrý zdravotní stav pacienta a tělesná zdatnost příznivě nasvědčují kvalitnější chůzi (Sansam et al., 2009).

Můžeme se setkat s tvrzením, že ženy mají v postamputační rehabilitaci horší výsledky, než muži. Ženy jsou také méně často vybaveny protézou a stahují se do sociální izolace. Možným viníkem je obecně nižší svalová síla žen. Genderových studií není mnoho, ale studie autorů Singh, Hunter & Phipp (2008) dokládá souhrn několika z nich. Ze studie kolektivu Bilodeau et al. (2000) vyšlo, že muži používali protézu častěji, než ženy.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Diplomová práce má posoudit vliv několika faktorů na lokomoční schopnosti pacientů po stehenní amputaci před a po ukončení třítydenního rehabilitačního programu. Prostudováním dostupné literatury a sběru relevantních informací k tématu byly stanoveny následující pracovní hypotézy:

2.1 Hypotéza č. 1

Vyšší věk má negativní vliv na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci.

2.2 Hypotéza č. 2

Přítomnost komorbidit má negativní vliv na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci.

2.3 Hypotéza č. 3

Vyšší BMI má negativní vliv na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci.

2.4 Hypotéza č. 4

Prodleva zahájení lůžkové rehabilitace po provedení amputace má negativní vliv na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do diplomové práce bylo zahrnuto 18 probandů ve věkovém rozmezí 50-75 let. Celkem 15 mužů a 3 ženy ve věku $65,7 \pm 4,4$ let. Jedná se o pacienty po transfemorální amputaci na dolní končetině, kteří byli prvně hospitalizováni na protetickém lůžkovém oddělení Rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové. Všichni tam podstoupili třítydenní rehabilitační program v období leden 2015 - únor 2016 a splňovali kritéria pro zařazení do studie. Tato kritéria byla:

- a) jednostranná transfemorální amputace
- b) kompletní zdravotnická dokumentace pacienta
- c) vybavení protézou pro zahájení protetické fyzioterapie a nácvik chůze proběhlo v období pobytu pacienta na uvedeném oddělení
- d) první hospitalizace pacienta s cílem nácviku chůze s protézou na lůžkovém rehabilitačním oddělení od provedení amputace
- e) věk v rozmezí 18-90 let

Všichni pacienti podepsali souhlas s analýzou dat, která byla získána při standardním vyšetření a testování, v rámci přijímacího protokolu. Celá studie byla provedena se souhlasem Etické komise FTK UP (Příloha 2).

3.1.1 Rehabilitační program při pobytu na protetickém lůžkovém oddělení

Aby mohlo dojít k funkčnímu protézování, pacienti absolvovali rehabilitační program, založený na vstupním vyšetření lékaře pro ortopedickou protetiku a rehabilitačním lékařem na zmíněném pracovišti. Stanovení rehabilitačního programu ani výběr protetických pomůcek nebyl ovlivněn participací pacientů ve studii. Rehabilitační program se tedy odvíjel od individuálních potřeb každého pacienta a probíhal dle postupů předprotetické a protetické fyzioterapie popsanych v předchozí kapitole. Od první fáze péče o pahýl a jizvu správným bandážováním, otužováním pahýlu a jeho ošetřováním prostřednictvím měkkých technik, zlepšování mobility na vozíku v interiéru i exteriéru, nácvik ADL, individuální i skupinové LTV ke zlepšení SS a rozsahu pohybu končetiny a práci na stabilizaci trupu, rovnováže až k seznámení pacienta s protézou, jejím navlékání a snímání, manipulaci s protézou, rovnováhu stoje v protéze, školu chůze v interiéru, následně i exteriéru a v neposlední fázi překonávání překážek, nerovností a schodů.

Nedílnou součástí byla péče o defekty at' už pahýlu nebo dalších částí těla a jejich prevence. Během třítydenního rehabilitačního programu pečoval o pacienta vždy jeden terapeut, který znal jeho stav a potřeby. Procesu jsem se sama aktivně účastnila v rámci třítydenní stáže v období říjen - listopad 2015 a pracovala tak s několika pacienty zahrnutými do této studie.

3.2 Sběr dat

3.2.1 Zkoumané faktory ovlivňující lokomoční schopnosti

Ke zjištění případného vlivu dalších faktorů na lokomoční schopnosti pacientů byly použity informace z jejich zdravotnické dokumentace. Zkoumané faktory byly následující:

- a) věk
- b) přítomnost komorbidit
- c) prodleva mezi provedením amputace a zahájením protetické rehabilitace
- d) hmotnost pacienta

Mezi sledované komorbidity patří DM 2. typu, ICHDK, CMP a artróza nosných kloubů. K hodnocení hmotnosti pacienta, jako faktoru mající vliv na jeho lokomoční schopnosti, byla přesněji řečeno použita tzv. upravená hmotnost ($h_{\text{motnostamp}}$), v odborných člancích popisována jako „true body weight“ nebo také odhadovaná tělesná hmotnost. Deé & Lelovics (2012) popisují TBW jako součet reálné hmotnosti pacienta po provedení amputace a procenta hmotnosti, která byla amputací odstraněna. Z těchto informací bylo následně vypočítáno BMI, jako podíl odhadované tělesné hmotnosti v kilogramech a tělesné výšky ve čtverečných metrech.

3.2.2 Hodnocení lokomočních schopností

Lokomoční schopnosti pacientů byly hodnoceny před a po absolvování třítydenního rehabilitačního programu pomocí Locomotor Capabilities Index-5 (Příloha 3), který terapeuti vyplňovali při přijímacím vyšetření a při výstupu ze zařízení. Dotazník je součástí standardního vyšetření pacientů.

LCI je dotazník, skládající se ze čtrnácti bodů, který byl speciálně navržen pro měření schopnosti chůze pacientů po amputaci dolní končetiny. Dotazník byl vyvinut v roce 1993 v Kanadě jako součást dotazníku Prosthetic Profile of the Amputee. Podle jeho tvůrců slouží ke kvantifikaci globálních, základních a pokročilých lokomočních schopností pacienta s protézou a míry jeho nezávislosti. Pomocí dotazníku lze posoudit míru

základních i pokročilých lokomočních schopností pacientů po amputaci na dolní končetině a také jejich soběstačnost. (Larsson et al., 2009; Grisé, Gauthier-Gagnon & Martineau, 1993). V původním dotazníku LCI je využito stupně 0 pro neschopnost provedení až stupně 3 pro samostatné provedení. Tato škála však nebyla plně dostačující, tak byla přeměněna ze čtyřbodové na pětibodovou. Třetí stupeň byl tedy rozdělen na „ano, schopen samostatně“ a „ano, schopen samostatně bez pomůcek“. Touto modifikací původního dotazníku LCI vznikl LCI-5 s pětibodovou ordinální škálou (Franchignoni et al., 2007). Oba tyto dotazníky jsou vhodné pro klinické i výzkumné využití, s ohledem na jejich reliabilitu (75,7-97,3 %) a Spearmanovou rovnicí na hladině 0,50-0,87 (Franchignoni et al., 2004).

Dotazník LCI-5, který byl pro studii použit, se skládá ze čtrnácti položek, z nichž je 7 pro základní aktivity a 7 pro pokročilejší aktivity, které je možno hodnotit odděleně. V použitém LCI byla škála následující:

- 0- ne (není schopen)
- 1- ano, pokud mi někdo pomůže
- 2- ano, pokud je někdo se mnou
- 3- ano, samostatně s pomůckami
- 4- ano, samostatně bez pomůcek

Evaluace celkového skóre probíhala součtem bodů jednotlivých částí v rozmezí 0-56 bodů. Schopnost lokomoce je tedy tím větší, čím více bodů pacient dosáhl. Jelikož je dotazník sebeposuzovací, jeho vyplnění je rychlé a obvykle netrvá více jak pět minut (Condie, Scott & Treweek, 2006).

3.3 Analýza dat

Celá studie probíhala jako retrospektivní analýza dat. Data byla z dotazníků LCI přenesena do programu Microsoft Excel 2007 a následně postupně zpracována v programu STATISTICA 12. Pomocí deskriptivní statistiky byly charakterizovány potenciální faktory, ovlivňující lokomoční schopností probandů, čili kategoriální proměnné a taktéž směrodatná odchylka spojitých proměnných, tedy věku, prodlevy od zahájení rehabilitace a BMI po amputaci. K posouzení statistické významnosti vztahu mezi jednotlivými faktory a výsledky LCI-5 byl použit Spearmanův korelační koeficient. Z důvodu malého počtu pozorování a ordinálních, neparametrických dat byl k vyhodnocení statisticky významné

rozdílnosti hodnot LCI-5 u probandů s konkrétní komorbiditou a bez ní, použit neparametrický Mann-Whitney test, jehož statistická významnost se pohybuje na hladině $p \leq 0,05$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Charakteristiky zkoumaných faktorů lokomočních schopností

V Tabulce 2 jsou uvedeny průměry a směrodatné odchylky pro věk, prodlevu od amputace do zahájení fyzioterapie a BMI_{amp}.

Tabulka 2 Zkoumané faktory lokomočních schopností u pacientů po transfemorální amputaci (n=18)

zkoumané faktory	M±SD
věk	65,7±6,0
prodleva (dny)	215,7±133,7
BMI _{amp} (kg/m ²)	30,2±6,1

Vysvětlivky:

M - aritmetický průměr

SD - směrodatná odchylka

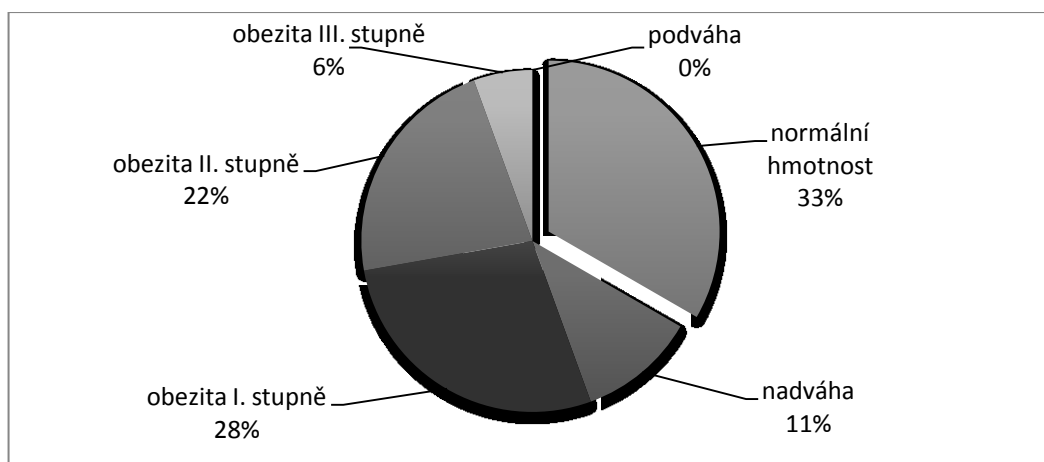
BMI_{amp} - body mass index po amputaci

Z grafického znázornění BMI_{amp} probandů je patrné, že BMI_{amp} třetiny z nich se pohybuje v normě, přičemž obezitu třetího stupně měl pouze jeden proband (Obrázek 11).

BMI_{amp} bylo klasifikováno dle standardních norem klasifikace BMI dle WHO:

-podváha -	≤18,5
-normální tělesná hmotnost -	18,5 – 24,9
-nadváha -	25 – 29,9
-obezita I. stupně -	30 – 34,9
-obezita II. stupně -	35 – 39,9
-obezita III. stupně -	≥40

Obrázek 11 Znázornění BMI_{amp} probandů ve výzkumném souboru



Tabulka 3 poukazuje na četnost vybraných komorbidit. U 50 % probandů byl přítomen diabetes mellitus II. typu a téměř u 39 % ischemická choroba dolních končetin.

Tabulka 3 Četnost vybraných komorbidit

komorbidita	počet pacientů (n=18)	procentuální vyjádření
DM II.	9	50 %
ICHDK	7	38,9 %
artróza	5	27,8 %
CMP	1	5,6 %

Vysvětlivky:

DM II. - diabetes mellitus 2. typu

ICHDK - ischemická choroba dolních končetin

CMP - cévní mozková příhoda

4.2 Vliv věku, prodlevy a BMI_{amp} na lokomoční schopnosti

Tabulka číslo 4 uvádí Spearmanovy korelační koeficienty mezi zkoumanými faktory a hodnotami LCI-5. Statisticky významné hodnoty se nachází na hladině $p \leq 0,05$.

4.2.1 Korelace věku a lokomočních schopností

Věk pacienta statisticky významně negativně koreluje pouze s některými položkami LCI-5 při vstupu (LCI_A 3- LCA_ 7, LCI_A 8, LCI_A 10- viz vysvětlily Tabulka 4) a pouze s některými po ukončení třítýdenního rehabilitačního programu (LCI_D 4, LCI_D 5, LCI_D 8- LCI_D 10, LCI_D 14, LCI_D P, LCI_D S). Dle výsledků testování se tedy věk pacienta jen zčásti potvrdil jako faktor negativně ovlivňující lokomočních schopností.

4.2.2 Korelace délky prodlevy a lokomočních schopností

Výsledky ukázaly, že prodleva v zahájení protetické rehabilitace pacienta po transfemorální amputaci nevykazuje statisticky významnou korelaci s horšími hodnotami LCI-5 v žádné z jeho položek.

4.2.3 Korelace BMI_{amp} s lokomočními schopnostmi

Statisticky významná korelace mezi BMI_{amp} a hodnotami LCI-5 nebyla prokázána pro žádnou z položek při příjmu ani při ukončení třítýdenního rehabilitačního programu.

Tabulka 4 Spearmanovy korelační koeficienty mezi hodnotami LCI-5 a zkoumanými faktory

LCI_A	1	2	3	4	5	6	7	Z	8	9	10	11	12	13	14	P	S
věk	-0,10	-0,20	-0,58*	-0,55*	-0,55*	-0,55*	-0,55*	-0,26	-0,49*	-0,02	-0,55*	-	-0,40	-0,40	-0,40	-0,23	-0,27
prodleva	-0,19	-0,15	-0,21	-0,19	-0,19	-0,19	-0,19	-0,07	-0,03	-0,04	-0,19	-	-0,40	-0,40	-0,40	-0,07	-0,10
BMI _{amp}	-0,33	-0,28	-0,01	-0,09	-0,09	-0,09	-0,09	-0,24	-0,13	-0,46	-0,09	-	-0,35	-0,35	-0,35	-0,30	-0,24
LCI_D	1	2	3	4	5	6	7	Z	8	9	10	11	12	13	14	P	S
věk	-0,46	-0,36	-0,40	-0,53*	-0,53*	-0,41	-0,41	-0,46	-0,54*	-0,55*	-0,49*	-0,36	-0,46	-0,46	-0,50*	-0,58*	-0,49*
prodleva	-0,26	-0,25	-0,17	-0,12	-0,12	-0,40	-0,400	-0,29	-0,21	-0,42	-0,22	-0,34	-0,28	-0,28	-0,45	-0,34	-0,31
BMI _{amp}	-0,37	-0,19	-0,16	-0,08	-0,08	-0,20	-0,20	-0,14	-0,10	-0,03	-0,11	-0,13	-0,12	-0,12	-0,06	-0,04	-0,15

Vysvětlivky:

LCI_A - Locomotor Capabilities Index-5 při příjmu, LCI_D - Locomotor Capabilities Index-5 při ukončení protetické rehabilitace, 1 - vstávání ze židle, 2 - chůze v domě/bytě, 3 - chůze venku po rovném terénu, 4 - chůze nahoru po schodech se zábradlím, 5 - chůze dolů po schodech se zábradlím, 6 - vystoupení na okraj chodníku, 7 - sestoupení z okraje chodníku, Z - skóre základních aktivit, 8 - zvednutí předmětu z podlahy (když stojíte s nasazenou protézou), 9 - zvednutí se z podlahy (např. když upadnete), 10 - chůze venku po nerovném povrchu (např. tráva, štěrk, svah), 11 - chůze venku v nevlídném počasí (např. sníh, déšť, led), 12 - výstup na několik schodů bez zábradlí, 13 - sestup z několika schodů bez zábradlí, 14 - chůze s nesením břemene, P - skóre pokročilých aktivit, S - celkové skóre, BMI_{amp} - body mass index amputovaných, *p≤0,05.

Položka LCI_A 11 - chůze venku v nevlídném počasí - nebyla hodnocena, z důvodu obtížnosti pro pacienty po transfemorální amputaci

4.3 Vliv komorbidit na lokomoční schopnosti

4.3.1 Vliv diabetu mellitu 2. typu na lokomoční schopnosti

Protože se hodnoty jednotlivých položek LCI-5 u pacientů s diabetem mellitem a bez diabetu mellitu na hladině významnosti $p < 0,05$ statisticky významně neliší (Tabulka 5), znamená to, že přítomnost diabetu mellitu nemá vliv na lokomoční schopnosti amputovaných pacientů hodnocené LCI-5 a to ani příjmu ani při ukončení třítydenního rehabilitačního programu.

Tabulka 5 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s DM a bez DM

Příjem	M pacientů bez DM	M pacientů s DM	přesné p	Ukončení	M pacientů bez DM	M pacientů s DM	přesné p
LCI_A				LCI_D			
1	1,50	2,00	0,57	1	3,33	3,07	0,42
2	1,33	1,36	0,97	2	2,83	2,50	0,38
3	0,83	0,86	0,97	3	2,67	1,86	0,21
4	1,17	0,50	0,52	4	2,67	2,07	0,34
5	1,17	0,50	0,52	5	2,67	2,07	0,34
6	1,00	0,57	0,38	6	2,33	1,57	0,27
7	1,00	0,57	0,38	7	2,33	1,57	0,27
Z	8,00	6,36	0,85	Z	18,83	14,71	0,30
8	0,83	1,00	0,85	8	2,17	1,71	0,47
9	0,83	0,64	0,85	9	1,83	1,43	0,68
10	0,67	0,50	0,79	10	2,17	1,36	0,18
11	0,50	0,29	0,62	11	1,67	0,86	0,13
12	0,83	0,29	0,27	12	2,33	1,07	0,09
13	0,83	0,29	0,27	13	2,17	1,00	0,09
14	0,67	0,43	0,68	14	1,67	0,86	0,21
P	5,17	3,43	0,73	P	14,00	8,29	0,13
S	13,17	9,79	0,85	S	32,83	23,00	0,30

Vysvětlivky:

DM – diabetes mellitus 2. typu

M – aritmetický průměr hodnot LCI

LCI_A 1 až LCI_D S – viz vysvětlivky Tabulka 4

4.3.2 Vliv ICHDK na lokomoční schopnosti

Jak je patrné z Tabulky 6, při příjmu resp. před zahájením rehabilitačního programu je statisticky významný rozdíl v hodnotách LCI-5 u pacientů s ICHDK a bez ICHDK pouze v položce 2 (chůze v domě/bytě). Ze součtu pořadí vyplývá, že skupina pacientů bez ICHDK měla v tomto případě vyšší mediánové hodnoty LCI-5, což naznačuje negativní vliv ICHDK na chůzi v domě/bytu před zahájením rehabilitace.

Při ukončení rehabilitačního programu je statisticky významný rozdíl u těchto dvou skupin pacientů v hodnotách LCI-5 v položce 3 (chůze venku po rovném terénu), 6 (vystoupení na okraj chodníku), 7 (sestoupení z okraje chodníku), Z (skóre základních aktivit), 8 (zvednutí předmětu z podlahy když stojíte s nasazenou protézou), 10 (chůze venku po nerovném povrchu např. trávě, šterku), P (skóre pokročilých aktivit) a S celkové skóre. Výsledky opět naznačují negativní vliv přítomnosti ICHDK na uvedené lokomoční schopnosti.

Tabulka 6 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s ICHDK a bez ICHDK

Příjem LCI A	M pacientů bez ICHDK	M pacientů s ICHDK	přesné p	Ukončení LCI D	M pacientů bez ICHDK	M pacientů s ICHDK	přesné p
1	2,38	1,58	0,18	1	3,38	3,00	0,30
2	2,13	0,92	0,04*	2	3,00	2,08	0,12
3	1,25	0,58	0,18	3	2,88	1,33	0,04*
4	1,00	0,50	0,46	4	3,00	1,50	0,09
5	1,00	0,50	0,46	5	3,00	1,50	0,09
6	1,00	0,50	0,50	6	2,75	0,92	0,01*
7	1,00	0,50	0,50	7	2,75	0,92	0,01*
Z	9,75	5,08	0,09	Z	20,75	11,25	0,03*
8	1,38	0,67	0,21	8	3,00	1,08	0,02*
9	1,00	0,50	0,34	9	2,00	1,17	0,14
10	0,63	0,50	0,65	10	2,38	0,92	0,03*
11	0,38	0,33	0,55	11	1,63	0,67	0,06
12	0,50	0,42	0,70	12	2,00	0,92	0,16
13	0,50	0,42	0,70	13	1,88	0,83	0,14
14	0,75	0,33	0,41	14	1,63	0,67	0,34
P	5,13	3,17	0,34	P	14,50	6,25	0,02*
S	14,88	8,25	0,12	S	35,25	17,50	0,02*

Vysvětlivky:

ICHDK – ischemická choroba dolních končetin

M – aritmetický průměr hodnot LCI

LCI_A 1 až LCI_D S – viz vysvětlivky Tabulka 4; * $p \leq 0,05$.

4.3.3 Vliv artrózy nosných kloubů na lokomoční schopnosti

Jak dokumentuje Tabulka 7, hodnoty jednotlivých položek LCI-5 u pacientů s artrózou nosných kloubů a bez artrózy nosných kloubů se statisticky významně neliší. Přítomnost artrózy nosných kloubů u transfemorálně amputovaných pacientů tedy nemá vliv na jejich lokomoční schopnosti a to ani při příjmu ani při propuštění z rehabilitačního programu.

Tabulka 7 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s artrózou nosných kloubů a bez ní

Příjem LCI_A	M pacientů bez artrózy	M pacientů s artrózou	přesné p	Ukončení LCI_D	M pacientů bez artrózy	M pacientů s artrózou	přesné p
1	1,93	1,20	0,31	1	3,20	2,80	0,24
2	1,40	0,80	0,31	2	2,53	2,00	0,21
3	0,87	0,40	0,45	3	2,07	1,40	0,27
4	0,80	0,00	0,31	4	2,14	1,80	0,35
5	0,80	0,00	0,31	5	2,14	1,80	0,35
6	0,80	0,00	0,24	6	1,71	1,20	0,40
7	0,80	0,00	0,24	7	1,71	1,20	0,40
Z	7,40	2,40	0,27	Z	15,43	12,20	0,27
8	1,00	0,60	0,55	8	1,93	0,80	0,13
9	0,87	0,00	0,15	9	1,71	0,60	0,08
10	0,53	0,20	0,60	10	1,64	0,80	0,21
11	0,40	0,00	0,31	11	1,14	0,60	0,40
12	0,53	0,00	0,24	12	1,50	0,80	0,45
13	0,53	0,00	0,24	13	1,43	0,80	0,49
14	0,47	0,00	0,31	14	1,29	0,00	0,11
P	4,33	0,80	0,21	P	10,64	4,40	0,08
S	11,73	3,20	0,27	S	26,07	16,60	0,27

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr hodnot LCI

LCI_A 1 až LCI_D S – viz vysvětlivky Tabulka 4

4.3.4 Vliv CMP v anamnéze na lokomoční schopnosti

Vliv CMP v anamnéze na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci nebylo možné ze sledovaného výzkumného souboru určit, jelikož z 18 probandů prodělal CMP pouze jeden z nich a tyto hodnoty tedy nelze považovat za statisticky relevantní.

5 DISKUZE

Při zjišťování efektu lůžkové rehabilitace na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci byly sledovány faktory, mající potenciální vliv na chůzi. Jednalo se o věk, prodlevu od provedení amputace do zahájení protetické rehabilitace, BMI_{amp} a přítomnost vybraných chorob (DM 2. typu, ICHDK, artróza nosných kloubů, CMP).

Na základě studia odborné literatury byla stanovena premisa, že vyšší věk má negativní dopad na lokomoční schopnost pacientů po transfemorální amputaci (Fleury, Salih & Peel, 2013; Davies & Datta, 2003; O'Neil & Evans, 2009; Schoppen et al., 2003; Taylor et al., 2005). Výsledky tuto hypotézu částečně potvrdily. Věk probandů negativně ovlivnil některé položky LCI-5 před i po ukončení třítýdenního rehabilitačního programu, a to zejména v obtížnějších aktivitách.

Před započítáním rehabilitačního programu se věk ukázal limitujícím faktorem při chůzi venku po rovném terénu, chůzi po schodech se zábradlím nahoru i dolů, vystoupení na okraj chodníku a sestoupení z něj, zvednutí předmětu z podlahy s nasazenou protézou a chůzi venku na nerovném terénu (LCI_A 3-7, 8, 10). Po ukončení třítýdenního rehabilitačního programu přetrvávala limitace při chůzi do a ze schodů, zvedání předmětu z podlahy, chůzi venku po nerovném terénu a navíc přibyl negativní dopad na chůzi s břemenem (LCI_D 4, 5, 8, 10, 14). Mimo vliv na vykonávání těchto aktivit měli pacienti trpící DM 2. typu po ukončení rehabilitačního programu horší celkové skóre LCI-5 (LCI_D S).

Z výsledků vyplývá, že vyšší věk má jednoznačně negativní dopad na chůzi po schodech se zábradlím, na zvednutí předmětu z podlahy s nasazenou protézou a chůzi venku po nerovném terénu. Tyto položky (LCI 4, 5, 8, 10) vyšly statisticky významné před zahájením třítýdenního programu i po jeho ukončení. Všechny tyto aktivity jsou posturálně náročnější a souvisí tak se zhoršenou propiocepcí a sníženou svalovou silou starších pacientů po transfemorální amputaci.

Pro ostatní položky LCI-5 nebyla statisticky významná negativní korelace mezi věkem a lokomočními schopnostmi prokázána. Věk by tedy, podle výsledků této studie, neměl mít vliv před započítáním terapie na vstávání ze židle a chůzi v domě/bytě, zvednutí se z podlahy po pádu, chůzi do a ze schodů bez zábradlí a chůzi s nesením břemene. Položku LCI_A 11 (chůzi venku v nevlídném počasí) nelze hodnotit, jelikož nebyla pacienty před započítáním terapie testována. Po ukončení rehabilitačního programu se věk

neprokázal jako faktor, který by negativně ovlivňoval vstávání ze židle, chůzi v domě/bytě, chůzi venku po rovném terénu, zdolání okraje chodníku, zvednutí se z podlahy, chůzi venku v nevlídném počasí, a zdolání schodů bez zábradlí.

Důvodem k horším lokomočním výsledkům starších pacientů je rostoucí dekondice, úpadek posturální stability a reaktibility, zhoršení vizuospeciálních a kognitivních funkcí, horší motorická kontrola a exekutivní funkce, degenerativní změny CMP či snížená motivace (Hershkovitz et al., 2013; Deans, McFadyen & Rowe, 2008). Horší skóre pokročilých aktivit po ukončení série terapií (LCI_D P) může být výsledkem fyzické i psychické únavy probandů v pokročilejším věku.

Studie považují věk za jeden z nejdůležitějších faktorů, který ovlivňuje nezávislou chůzi amputovaného. Zhoršující se zdravotní stav spojený se stářím a množící se přidružené choroby značně limitují funkční protézování pacientů po transfemorální amputaci (Fletcher et al., 2002; Lim et al., 2006; Kurichi et al., 2007; Stenholm et al., 2014).

Několik autorů recentních studií došlo k závěru, že věk je silnějším faktorem ovlivňující nezávislou chůzi transfemorálně amputovaných, než přidružené komorbidity (Munin et al., 2001; Schoppen et al., 2003; Taylor et al., 2005). Výsledky naší studie toto tvrzení podpořily. Negativní korelaci věku a lokomočních schopností amputovaných se podařilo částečně prokázat, kdežto vliv přidružených komorbidit (DM 2. typu, ICHDK, artróza nosných kloubů, CMP) se ve výzkumném souboru, kromě negativní korelace ICHDK a některých lokomočních aspektů, neprojevil.

Až tři čtvrtiny amputací na dolní končetině jsou prováděny u pacientů starších 65 let a téměř 90 % těchto amputací je způsobeno onemocněním cév dolních končetin spojeným s ischemickou chorobou dolních končetin nebo chronickými komplikacemi plynoucími z diabetu mellitu 2. typu (Dillingham et al., 2002; Fletcher et al., 2001; Moxey et al., 2011). Diabetes mellitus 2. typu neskýtá pouze komplikace primárně související s tímto onemocněním, ale osoby jím trpící mají také vyšší prevalenci k ICHDK a CMP než populace bez DM 2. typu (Davis et al., 2006).

Výzkumný soubor této studie odpovídá svým věkovým průměrem 65,7±4,4 let statistikám, popisovaným v zahraniční literatuře. Prevalence DM 2. typu dosahovala 50 %, ICHDK trpělo 39 % probandů a CMP v anamnéze mělo 5,6 % probandů. Právě tyto komorbidity jsou, jak již bylo zmíněno, vnímány jako faktory související s horšími lokomočními schopnostmi transfemorálně amputovaných, avšak naší studii se podařilo

prokázat pouze negativní vliv ICHDK, která má negativní dopad na pokročilejší lokomoční aktivity pouze po absolvování protetické rehabilitace.

Ischemická choroba dolních končetin zhoršuje funkční lokomoční schopnosti pacienta, který pak trpí klaudikacemi, vyvolávajícími bolest při chůzi. Bolest při chůzi má za následek menší pohyblivost pacienta, sedavější způsob života a z něj plynoucí celkovou dekonkordanci (Fleury et al., 2013). V našem výzkumném souboru ICHDK ovlivňovala před započítáním protetické rehabilitace chůzi v domě/bytě a po absolvování třítýdenního rehabilitačního programu především chůzi venku po nerovném terénu, zdolání okraje chodníku a měla negativní dopad na celkové skóre i skóre pokročilých aktivit. Jako vysvětlení negativního vlivu ICHDK na lokomoční schopnosti amputovaných po ukončení protetické rehabilitace může sloužit teorie, že se vzdálenost, kterou je pacient schopen s protézou ujít, v průběhu rehabilitace prodloužila a tudíž se zvýšilo i riziko klaudikací.

Navzdory publikovaným faktům o negativním vlivu DM 2. typu na lokomoční schopnosti po amputaci nebyl tento vliv naší studií prokázán (Fleury et al., 2013; Sinclair, Conroy & Bayer, 2007). Diabetes mellitus 2. typu způsobuje porušení integrity kožního krytu, pacienti jsou náchylnější k defektům měkkých tkání a to nejen pahýlu, ale i druhostranné končetiny. Tyto defekty komplikují průběh protetické rehabilitace, jelikož pacient nemůže, po dobu hojení rány, plně zatížit postiženou končetinu (Sinclair et al., 2007). Možným vysvětlením pro neprokázání negativního vlivu DM 2. typu na lokomoční schopnosti probandů může být důsledná péče zdravotnického personálu a dobrá sekundární prevence vzniku defektů během třítýdenního pobytu pacientů na protetickém lůžkovém oddělení Rehabilitační kliniky FN Hradec Králové. Každodenní kontrola kožního krytu pahýlu i chodidla, důsledná hygiena, správně zvolená obuv a ponožky a prevence porušení kůže při chůzi je pro pacienty trpící diabetickou neuropatií klíčovým prvkem k efektivní reedukaci chůze po amputaci.

Funkční kapacita pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu a následně amputaci dolní končetiny, je markantně snížena a protetická rehabilitace takového jedince je navíc komplikována hemiplegií či hemiparézou. Volba protézy a celková úspěšnost funkčního protézování pak z velké části závisí na míře disability způsobené cévní mozkovou příhodou. U pacientů se značným kognitivním deficitem, amputací dolní končetiny kontralaterálně od končetiny postižené CMP, časně provedenou amputací po prodělání CMP nebo u pacientů s vysokou mírou spasticity je malá statistická pravděpodobnost schopnosti nezávislé chůze s protézou (Brunelli et al., 2006; Hébert et al., 2012).

V našem statistickém souboru prodělal CMP pouze jeden proband, proto nebylo možno hodnotit vliv CMP na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci. Navíc tento proband prodělal cévní mozkovou příhodu dlouho před tím, než mu byla dolní končetina amputována a jeho lokomoční schopnosti již nebyly následky CMP limitovány.

Z hlediska BMI mělo 33 % našeho výzkumného souboru normální hmotnost, žádný z nich neměl podváhu, 11 % nadváhu, 28 % obezitu I. stupně, 22 % obezitu II. stupně a 6 % obezitu III. stupně. 67 % probandů tedy nemělo normální hmotnost, čímž se řadili do rizikové skupiny pacientů po amputaci.

Pacienti trpící obezitou a z ní plynoucího pohybového omezení, mají vyšší sklon k dalšímu váhovému příbytku právě v prvním roce po amputaci. Obezita je prediktorem četných zdravotních komplikací, které s ní přímo souvisí a déle pacienta limitují (Rosenberg et al., 2013; Malnick & Knobler, 2006). Tato studie negativní vliv BMI na lokomoční schopnosti pacientů po amputaci neprokázala. Navzdory předpokladu, že vyšší tělesná váha lokomoci po amputaci ovlivňuje, některé další studie přišly s podobným výsledkem (Kalbaugh et al., 2006; Munin et al., 2001). U studie Rosenberg et al. (2013) se setkáváme s výsledky, že vyšší BMI má negativní vliv na protetickou mobilitu v období 4-12 měsíců po amputaci, naše studie se však zaměřovala pouze na krátkodobou úroveň lokomočních schopností po dobu tří týdnů, kdy byli probandi hospitalizováni na protetickém oddělení.

Dalším zkoumaným potenciálním faktorem ovlivňující lokomoční schopnosti amputovaných byla artróza nosných kloubů. Dle poznatků z publikovaných článků vede oprotézování pacienta, který trpí artrózou nosných kloubů, ke zvýšení zátěže na tyto klouby a současná změna reakčních sil v kloubech způsobuje akcentaci symptomů onemocnění (Kulkarni, Adams, Thomas & Silman, 1998; Norvell et al., 2005). Artróza nosných kloubů se v naší studii neprokázala jako negativní faktor ovlivňující lokomoční schopnosti probandů. Neprojevení se vlivu artrózy ve výzkumném souboru může být následkem subjektivního vnímání artrózy pacientem, které se ne vždy musí shodovat se skutečným stupněm progresu onemocnění (Barr et al., 2015). Opět zde také může figurovat krátká doba protetické rehabilitace a kontrolního testování, jakožto relativně krátký interval pro případný projev zvýšené zátěže na nosné klouby.

Literatura uvádí, že zahájení protetické rehabilitace by mělo nastat nejpозději v období 60-160 dní od amputace. Pakliže tento interval není dodržen, šance úspěšnosti rehabilitačního procesu se rapidně snižují. Pacient po transfemorální amputaci, který je mobilní pouze na vozíku a jehož protetická rehabilitace je odkládána, má vyšší riziko

rozvoje svalových kontraktur, snižování fyzické kapacity, svalové síly a rozvoje celkové dekondice nežli pacient, u kterého je protetická rehabilitace zahájena časně (Pezzin, Dillingham, MacKenzie, Ephraim & Rossbach, 2004; Roffman, Buchanan & Allison, 2014).

Ve výzkumném souboru byla průměrná prodleva v zahájení rehabilitačního procesu po amputaci $215,7 \pm 133,7$ a udávaná maximální časová prodleva tak nebyla dodržena. Minimální prodleva byla 89 dní a maximální prodleva 554 dní. Důvodů k prodlevě v zahájení protetické rehabilitace může být mnoho. Vzhledem k tomu, že polovina pacientů trpěla DM 2. typu, prodleva mohla být způsobena komplikacemi spojenými s hojením rány a defekty dalších struktur v důsledku tohoto onemocnění. Prodleva se také odvíjí od kontraindikací pro výběr a zhotovení protézy či dekompenzace přidružených onemocnění pacienta (Dillingham, Pezzin, 2008; Roffman et al., 2014; Sansam et al., 2009).

V naší studii se prodleva v zahájení protetické rehabilitace neprojevila jako negativní determinant lokomoce s protézou před jejím zahájením ani po ukončení třítydenní rehabilitace. Proto lze říci, že doba prodlevy v zahájení protetické rehabilitace významně statisticky nekoreluje s rehabilitačním výstupem.

Jak ale doporučovaná data pro maximální prodlevu v zahájení protetické rehabilitace udávají, spodní hranice označovaná jako maximální je 60 dní. V našem výzkumném souboru nebyla tato doba dodržena u žádného z probandů, prodleva většiny z nich se pohybovala u horní udávané maximální hranice nebo tuto hranici dokonce hrubě přesáhla. Lze se domnívat, že kdyby byli do výzkumného souboru zařazeni i pacienti s kratší prodlevou v zahájení protetické rehabilitace, byl by její negativní vliv znatelnější. Jelikož byli do studie zařazeni pacienti, kteří byli v průběhu realizace této studie hospitalizováni k protetické rehabilitační péči a splňovali požadovaná kritéria pro zařazení, nebylo možno obohatit výzkumný soubor o probandy s kratší prodlevou.

Studie byla limitována několika faktory. Jelikož byla jedním z přijímacích kritérií pro zařazení do studie první hospitalizace pacienta na protetickém lůžkovém oddělení od provedení amputace s cílem reedukace lokomočních schopností, velikost výzkumného souboru se zredukovala o pacienty, kteří se na oddělení nacházeli po několikáté. Někteří pacienti, kteří již v minulosti podstoupili protetickou rehabilitaci, se někdy na oddělení po čase vrací, aby vylepšili své lokomoční schopnosti a zefektivnili mobilitu s protézou.

Dalším limitem byla nekomplexnost informací, zavedených do zdravotnické dokumentace pacientů, která znemožňovala posouzení vlivu dalších chorob a zdravotních komplikací na výsledky protetické rehabilitace.

Na oddělení se v době realizace studie nacházelo více pacientů, kteří by splňovali kritéria pro zařazení do studie, ale nebyli ještě vybaveni protézou nebo bylo v jejich případech o vybavení protézou rozhodnuto negativně.

6 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo posouzení vlivu vybraných faktorů na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci před zahájením třítydenního rehabilitačního programu a po jeho ukončení.

Dle výsledků se vyšší věk projevil jako negativní determinant některých lokomočních schopností pacientů po transfemorální amputaci při zahájení protetické rehabilitační péče a má také negativní vliv na výsledek rehabilitační péče, zejména v pokročilejších aktivitách. Pacienti vyššího věku dosahovali na konci třítydenního rehabilitačního procesu horšího celkového skóre než pacienti mladší.

Přidružená onemocnění probandů a jejich vliv na lokomoční schopnosti s protézou je nejednoznačný. Studie neprokázala vliv DM 2. typu, CMP ani artrózy nosných kloubů na úroveň lokomočních schopností při zahájení rehabilitačního procesu ani při jeho ukončení. Na druhou stranu ICHDK negativně ovlivnila výsledky pacientů především po ukončení protetické rehabilitace. Pacienti, kteří ICHDK netrpěli, dosahovali lepších výsledků, než pacienti postižení tímto onemocněním.

Vyšší BMI se v našem výzkumném souboru nepotvrdilo jako negativní faktor s vlivem na lokomoční schopnosti amputovaných. Stejně jako BMI ani prodleva v zahájení protetické rehabilitační péče neovlivnila rehabilitační výstup probandů.

Z naměřených výsledků nelze vyvodit definitivní závěr o vlivu jednotlivých faktorů na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci. Jelikož se na výsledcích podílely i další faktory, jako ostatní přidružené komorbidity pacientů či individuální schopnosti, které kvůli nekomplexnosti informací ve zdravotnické dokumentaci nebylo možno zkoumat. Průběh protetické rehabilitační péče se na různých specializovaných rehabilitačních odděleních liší, a proto mohou být výsledky ovlivněny i zavedenými rehabilitačními postupy vybraného rehabilitačního oddělení.

V dalším výzkumu by bylo vhodné rozšířit výzkumný soubor, zaměřit se na další možné faktory, které mají vliv na lokomoční schopnosti po amputaci a také zařadit pacienty po transfemorální amputaci i z jiných specializovaných protetických lůžkových oddělení.

SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo posouzení vlivu vybraných faktorů na lokomoční schopnosti pacientů po transfemorální amputaci před zahájením třítydenního rehabilitačního programu a po jeho ukončení.

Teoretická část obsahuje přehled recentních poznatků týkajících se problematiky transfemorálních amputací, protetického vybavení pacienta, změnu biomechaniky lokomoce s protézou a zaměřením především na rehabilitační postupy po amputaci vedoucích k obnovení nezávislé lokomoce. Podstatná část je věnována predikci schopnosti nezávislé chůze po transfemorální amputaci dolní končetiny z pohledu zahraničních studií.

V praktické části byla analyzována data 18 pacientů po transfemorální amputaci ve věku $65,7 \pm 4,4$ let, hospitalizovaných na protetickém lůžkovém oddělení Rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové k třítydennímu rehabilitačnímu programu.

Zkoumanými faktory lokomočních schopností byl věk, přítomnost vybraných komorbidit (DM 2. typu, ICHDK, CMP a artróza nosných kloubů), BMI a délka prodlevy mezi amputací a zahájením protetické rehabilitace. K hodnocení lokomočních schopností před a po třítydenní rehabilitaci byl použit dotazník Locomotor Capabilities Index-5, vyplněný probandem před zahájením třítydenního rehabilitačního programu a po jeho ukončení.

K analýze významu jednotlivých faktorů byly použity Spearmanovy korelační koeficienty a Mann-Whitney test.

Výsledky naznačují, že vyšší věk negativně ovlivňuje určité aspekty lokomočních schopností pacientů po transfemorální amputaci při zahájení protetické rehabilitace a pokročilejší lokomoční aktivity po jejím ukončení. Dále se ukázalo, že přítomnost ICHDK negativně ovlivňuje lokomoční schopnosti po absolvování třítydenní protetické rehabilitace. Negativní vliv ostatních komorbidit (DM 2. typu, CMP, artróza nosných kloubů), vyššího BMI a delší prodlevy v zahájení protetické rehabilitace nebyl prokázán.

SUMMARY

The objective of this diploma thesis was to evaluate the influence of various factors on locomotor abilities of patients after transfemoral amputation before the start of the three-week rehabilitation program and after its completion.

The theoretical part includes summary of recent findings about transfemoral amputation, prosthetic rehabilitation, change in biomechanics of locomotion with prosthesis and focusing primarily on rehabilitation processes after amputation leading to the restoration of independent locomotion. An important part is devoted to prediction of an ability of independent walking after transfemoral amputation from the perspective of foreign studies.

The practical part of the theses analyzes the data of 18 transfemoral amputees aged $65,7 \pm 4,4$ years, hospitalized at the prosthetic patient department of Rehabilitation Clinic of the University Hospital in Hradec Králové for three-week rehabilitation program.

Data regarding potential predictors of walking ability were collected from clinical notes: age, presence of selected comorbidities (type 2 diabetes, PAD, stroke and arthritis of weight-bearing joints), BMI and the delay between the surgery and initiation of prosthetic rehabilitation. To assess locomotor skills before and after a three-week rehabilitation program the Locomotor Capabilities Index-5 questionnaire was used, completed by patients before the start of the three-week rehabilitation program and after its completion.

To analyze the importance of individual factors, the Spearman correlation coefficient and Mann-Whitney test were used.

The results suggest that older age negatively affects certain aspects of locomotion of patients after transfemoral amputation at the start of the prosthetic rehabilitation and advanced locomotor activities after. Furthermore, it appears that the presence of PAD negatively affects locomotor skills after completion of the three-week prosthetic rehabilitation. The negative influence of other comorbidities (type 2 diabetes, stroke, arthritis of weight-bearing joints) higher BMI and a longer delay in the initiation of prosthetic rehabilitation have not been demonstrated.

REFERENČNÍ SEZNAM

Barr, A. J., Campbell, T. M., Hopkinson, D., Kingsburry, S. R., Bowes, M. A., Conaghan, & P. G. (2015). A systematic review of the relationship between subchondral bone features, pain and structural pathology in peripheral joint osteoarthritis. *Arthritis Research & Therapy*, 17(2), 228-235.

Baumgartner, R. (2011). Oberschenkelamputation. Transfemorale Amputation. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 23 (4), 296-305.

Baumgartner, R., & Botta, P. (2008). *Amputation und Prothesenversorgung*. Vyd. 3. Stuttgart: Thieme.

Birgusová, G. (2006). *Amputace dolní končetiny. Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR*. Dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4.1.4.rtf-f589f.pdf?redir>

Bell, J. C., Wolf, E. J., Schnall, B. L., Tis, J. E., & Potter, B. K. (2014). Transfemoral Amputations: Is There an Effect on Residual Limb Length and Orientation on Energy Expenditure? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472, 3055-3061.

Bilodeau, S., Hébert, R., & Desrosiers, J. (2000). Lower limb prosthesis utilisation by elderly amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 24, 126-132.

Bowker, J., & Michael, J. (1992). *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2. ed. St. Louis: Mosby Year Book.

Branemark, R., Berlin, O., Hagberg, K., Bergh, P., Gunterberg, B., & Rydevik, B. (2014). A novel osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: A prospective study of 51 patients. *The bone & joint journal*, 96 (1), 106-113.

Bromhead, P., Clark, K., Dawes, D., Hale, C., Lambert, A., Quinlovan, D., Randell, T., Shepherd, R., & Withpetersen, J. (2012). *Evidence based clinical guidelines for the managements of adults with lower limb prostheses*. Chartered Society of Physiotherapy: London.

Brunelli, S., Aversa, T., Porcacchia, P., Paolucci, S., Dimeo, F., & Trabalessi, M. (2006). Functional status and factors influencing the rehabilitation outcome of people affected by above knee amputation and hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(7), 995-1000.

Callaghan, B. G., Sockalingham, S., Treweek, T., & Condie, M. E. (2002). A post-discharge functional outcome for lower limb amputees: test-retest reliability. *Prosthetics and Orthotics International*, 26, 113-119.

Carroll, K., & Edelstein, J. (2006). *Prosthetics and Patient Management: A comprehensive Clinical Approach*. 1. ed. NJ: Slack Incorporated.

Condie, E., Scott, H., & Treweek, S. (2006). Lower Limb Prosthetic Outcome Measures: A Review of the Literature 1995 to 2005. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 18(6), 13-45.

Darter, B. J., & Wilken, J. M. (2011). Gait Training With Virtual Reality-Based Real-Time Feedback: Improving Gait Performance Following Transfemoral Amputation. *Physical Therapy Journal*, 91, 1385-1394.

Davies, B., & Datta, D. (2003). Mobility outcome following unilateral lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 27, 186-190.

Davis, W. A., Norman, P. E., Bruce, D. G., & Davis, T. M. (2006). Predictors, consequences and costs of diabetes-related lower extremity amputation complicating type 2 diabetes: the Fremantle Diabetes Study. *Diabetologia*, 49(11), 2634-2641.

Deans, S. A., Mcfadyen, A. K., & Rowe, P. J. (2008). Physical activity and quality of life: A study of a lower-limb amputee population. *Prosthetics and Orthotics International*, 32(2), 186-200.

Deathe, A. B., Pardo, R. D. Winter, D. A., Hayes, K. C., & Smyth. J. R. (1996). Stability of walking frames. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33 (1), 30-35.

Dillingham, T. R., & Pezzin, L. E. (2008). Rehabilitation setting and associated mortality and medical stability among persons with amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(6), 1038-1045.

Dillingham, T. R., Pezzin, L. E., & Shore, A. D. (2005). Reamputation, mortality, and health care costs among persons with dysvascular lower-limb amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 480-486.

Dungl, P. (2005). *Ortopedie*, 1. vyd. Praha: Grada Publishing.

Dungl, P. (2014). *Ortopedie*, 2. přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada.

Eijk, M. S., Linde, H., Buijck, B., Geurts, A., Zuidema, S., & Koopmans, R. (2012). Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 36 (1), 45-52.

Eis, E., & Křivánek, F. (1986). *Ortopedie a ortopedická protetika*. 3. vyd. Praha: Avicenum.

Erjavec, T., Štrukelj, M. P., & Burger, H. (2008). The diagnostic importance of exercise testing in developing appropriate rehabilitation programmes for patients following transfemoral amputation. *European Journal of Rehabilitation Medicine*, 44, 133-139.

Esquenazi, A., & Digiacomio, R. (2001). Rehabilitation After Amputation. *Journal of the American Pediatric Medical Association, 91* (1), 13-22.

Esquenazi, A., & Meier, R. H. (1996). Rehabilitation in Limb Deficiency: 4. Limb Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77* (3), 18-28.

Fitzpatrick, M. (1999). The psychologic assessment and psychological recovery of the patient with an amputation. *Clinical Orthopaedics & Related Research, 361* (1), 98-107.

Fletcher, D. D., Andrews, K. L., Hallett, J. W. Butters, M. A., Rowland, C. M., & Jacobsen, S. J. (2002). Trends in rehabilitation after amputation for geriatric patients with vascular disease: implications for future health resource allocation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83*, 1389-1393.

Fleury, A. M., Salih, A. S., & Peel, N. M. (2013). Rehabilitation of the older vascular amputee: A review of the literature. *Geriatrics Gerontology International, 13*(3), 264-273.

Franchignoni, F., Orlandini, D., Ferriero, G., & Moscato, A. (2004). Reliability, Validity and Responsiveness of the Locomotor Capabilities Index in Adults With Lower-Limb Amputation Undergoing Prosthetic Training. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(5), 743-748.

Franchignoni, F., Giodano, A., Ferriero, G., Munoz, G., Orlandini, D., & Amoresano, A. (2007). Rasch analysis of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International, 31*(4), 394-404.

Frossard, L., Hagberg, K., Haggstrom, E., Gow, D. L., Branemark, R., & Percy, M. (2010). Functional outcome of transfemoral amputees fitted with an osseointegrated fixation: temporal gait characteristics. *Journal of Prosthetics and Orthotics, 22*, 11-20.

Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J., & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45, 15-30.

Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, E. B., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., Maguire, M., & Nash, M. S. (2002). The Amputee Mobility Predictor: An Instrument to Assess Determinants of the Lower-Limb Amputee's Ability to Ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 613-627.

Gaunaurd, I. A., Roach, K. E., Raya, M. A., Hooper, R., Linberg, A. A., Laferrier, J. Z., Campbell, S. M., Scoville, C., & Gailey, R. S. (2013). Factors related to high-level mobility in male servicemembers with traumatic lower-limb loss. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 50 (7), 969-984.

Geertzen, J. H. B., Bosmans, J. C., Schans, C. P., & Dijkstra, P. U. (2005). Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disability and Rehabilitation*. 2005, 27(3), 101-104.

Geertzen, J. H. B., Martina, J. D., & Rietman, H. S. (2001). Lower limb amputation, Part 2: Rehabilitation- a 10 year literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 25, 14-20.

Grisé, M. C., Gauthier-GAGNON, C., & Martineau, G. G. (1993). Prosthetic profile of people with lower extremity amputation: conception and design of a follow-up questionnaire. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(8), 862-870,

Gottschalk, F. A., & Stills, M. (1994). The biomechanics of trans-femoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 18, 12-17.

Graham, L. E., Datta, D., Heller, B., Howitt, J., & Pros, D. (2007). A Comparative Study of Conventional and Energy-Storing Prosthetic Feet in High-Functioning Transfemoral Amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 801-806.

Hafner, B. J., & Smith, D. G. (2009). Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *46*, 417-434.

Hagberg, K., Branemark, R., & Hagg, O. (2004). A Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): Initial validity and reliability of a new outcome measure. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *41*, 695-706.

Hebert, J. S., Payne, M. W. C., Wolfe, D. L., Deathe, A. B., & Delvin, M. (2012). Comorbidities in amputation: a systematic review of hemiplegia and lower limb amputation. *Disability & Rehabilitation*, *34*(23), 1943-1949.

Hershkovitz, A., Dudkiewicz, I., & Brill, S. (2013). Rehabilitation outcome of post-acute lower limb geriatric amputees. *Disability & Rehabilitation*, *35* (3), 221-227.

Chan, S. J. L., Nielsen, D. H., Yack, H. J., Hsu, M. J., & Shurr, D. G. (2003). The Effects of Added Prosthetic Mass on Physiologic Responses and Stride Frequency During Multiple Speeds of Walking in Persons With Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*, 1865-71.

Iosa, M., Paradisi, F., Brunelli, S., Delussu, A. S., Pellegrini, R., Zenardi, D., Paolucci, S., & Trallesi, M. (2014). Assessment of gait stability, harmony, and symmetry in subjects with lower-limb amputation evaluated by trunk accelerations. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, *51* (4), 623-634.

Kalbaugh, C. A., Taylor, S. M., Kalbaugh, B. A., Halliday, M., Daniel, G., Cass, A. L., Blackhurst, D. W., Cull, D. L., Langan, E. M., Carsten, C. G., York, J. W., Snyder, B. A., & Youkey, J. R. (2006). Does obesity predict functional outcome in the dysvascular amputee? *The American Journal of Surgery*, *72*(8), 707-12.

Kaphingst, W. (2002). *Základy protetiky dolních a horních končetin*. FOPTO, Praha: Svoboda.

Kashani, J. H., Frank, R. G., Kashani, S. R., Wonderlich, S. A., & Reid, J. C. (1983). Depression among amputees. *Journal of Clinical Psychiatry*, 44, 256-8.

Kaufman, K. R., Levine, J. A., Brey, R. H., McCrady, S. K., Padgett, D. J., & Joyner, M. J. (2007). Energy Expenditure and Activity of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1380-1385.

Kock, H. J., Friedrichs, J., Ouchmaev, A., Hillmeier, J., & Gumpfenberg, S. (2004). Long-term Results of Through-knee Amputation with Dorsal Musculocutaneous Flap in Patients with End-stage Arterial Occlusive Disease. *World Journal of Surgery*, 28 (8), 801-806.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009.

Krawczyk, P. (2000). *Rehabilitační a protetická péče po amputaci (rady amputovaným na dolních končetinách)*. Dotisk 1. vyd. Frýdek-Místek: Federace ortopedických protetiků technických oborů. Ortopedická protetika.

Krawczyk, P. (2011). *Ortopedická protetika*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská Univerzita v Ostravě.

Kristíníková, J. (2014). *Protetická fyzioterapie*. Studijní opora, Ostravská univerzita, Lékařská fakulta, Ostrava.

Kulkarni, J., Adams, J., Thomas, E., & Silman, A. (1998). Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation*, 12(4), 348-353.

Kurichi, J. E., Kwong, P. L., Reker, D. M., Bates, B. E., Marshall, C. R., & Stineman, G. (2007). Clinical factors associated with prescription of a prosthetic limb in elderly veterans. *Journal of American Geriatrics Society*, 55(6), 900-906.

Larsson, B., Johannesson, A., Andersson, I. H., & Atroshi, I. (2009). The Locomotor Capabilities Index; validity and reliability of the Swedish version in adults with lower limb amputation. *Health and Quality of Life Outcomes*, 7, 1-9.

Leung, E. C. C., Rush, P. J., & Devlin, M. (1996). Predicting Prosthetic Rehabilitation Outcome in Lower Limb Amputee Patients With the Functional Independence Measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 605-8.

Lim, T. S., Finlayson, A., Thorpe, J. M., Sieunarine, K., Mwipatayi, B. P., Brady, A., Abbas, N., & Angel, D. (2006). Outcomes of a contemporary amputation series. *ANZ journal of surgery*, 76(5), 300-305.

Lin, S. J., & Bose, N. H. (2008). Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 2354-9.

Lin, S. J., Winston, K. D., Mitchell, J., Girlinghouse, J., & Crochet, K. (2014). Physical activity, functional capacity, and step variability during walking in people with lower-limb amputation. *Gait & Posture*, 40, 140-144.

MacKenzie, E. J., Bosse, M., Castillo, R. C., Smith, D. G., Webb, L. X., Kellam, J. F., Burgess, A. R., Swiontkowski, M. F., Sanders, R. W., Jones, A. L., McAndrew, M. P., Patterson, B. M., Trivison, T. G., & McCarthy, M. L. (2004). Functional Outcomes Following Trauma- Related Lower-Extremity Aputation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 8, 1636-1645.

MacNeill, H. L., Devlin, M., Pauley, T., & Yudin, A. (2008). Long-term outcomes and survival of patients with bilateral transtibial amputations after rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 189-196.

Malnick, S. D. H., & Knobler, H. (2006). The medical complications of obesity. *An International Journal of Medicine*, *99*(9), 565-579.

Marshall, C., & Stansby, G. (2007). Amputation. *Vascular Surgery*, *26* (1), 21-24.

Marshall, C., & Stansby, G. (2013). Amputation and rehabilitation. *Vascular Surgery*, *31* (5), 236-239.

May, B. (2002). *Amputations and Prosthetics: A case study approach*. 2. ed. Philadelphia: F. A. Davis Company.

Meent, H., Hopman, M. T., & Frolke, J. P. (2013). Walking Ability and Quality of Life in Subjects With Transfemoral Amputation: A Comparison of Osseointegration With Socket Prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *94*, 2174-2178.

Michaud, S. B., Gard, S. A., & Childress, D. S. (2000). A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *37* (1), 1-10.

Miller, W. C., & Deathea, A. B. (2004). A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, *26*, 875-881.

Moxey, P. W., Gogalniceanu, P., Hinchliffe, R. J., Loftus, I. M., Thompson, M. M. & Holt, P. J. (2011). Lower extremity amputations – a review of global variability in incidence. *Diabetic Medicine*, *28*(10), 1144-1153.

Munin, M. C., Guzman, M. C. E., Boniger, M. L., Fitzgerald, S. G., Penrod, L. E., & Singh, J. (2001). Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *38*(4), 379-384.

Norvell, D. C., Czerniecki, J. M., & Reiber, G. E. (2005). The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86*(3), 487-493.

Norvell, D. C., Turner, A. P., Williams, R. M., Hakimi, K. N., & Czerniecki, J. M. (2011). Defining successful mobility after lower extremity amputation for complications of peripheral vascular disease and diabetes. *Journal of Vascular Surgery, 54*, 412-419.

O'Neill, B. F., & Evans, J. J. (2009). Memory and executive function predict mobility rehabilitation outcome after lower-limb amputation. *Disability and Rehabilitation, 31*, 1083-1091.

Paneš, V. (1993). *Vybrané kapitoly z chirurgie, traumatologie, ortopedie a protetiky*. 1. vyd. Olomouc: Evapa.

Pantera, E., Pourtier-Piotte, C., Bensoussan, L., & Coudeyre, E. (2013). Patient education after amputation: Systematic review and experts' opinions. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 57*, 143-158.

Pejšková, I., & Mareček, A. (2010). Rehabilitační a protetická péče o pacienty - diabetiky po amputaci končetiny. *Medicína pro praxi, 7* (5), 201-220.

Pezzin, L. E., Dillingham, T. R., & Mackenzie, E. J. (2000). Rehabilitation and the long-term outcomes of person with trauma – related amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81*(3), 292-300.

Pezzin, L. E., Dillingham, T. R., MacKenzie, E. J., Ephraim, P., & Rossbach, P. (2004). Use and Satisfaction With Prosthetic Limb Devices and Related Services. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(5), 723-9.

Pinzur, M. S., Gottschalk, F. A., Pinto, M. A. G. S., & Smith, D. G. (2007). Controversies in lower-extremity amputation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 89 (5), 1118-1127.

Ploeg, A. J., Lardenoye, J. W., Peeters, V. M. P., & Breslau, P. J. (2005). Contemporary series of morbidity and mortality after lower limb amputation. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 29, 633-637.

Pohjolainen, T & Alaranta, H. (1991). Predictive factors of functional ability after lower-limb amputation. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae*, 80(1), 36-39.

Prinsen, E. C., Nederhand, M. J., & Rietman, J. S. (2011). Adaptation Strategies of the Lower Extremities of Patients With a Transtibial or Transfemoral Amputation During Level Walking: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 1311-25.

Roffman, C. E., Buchanan, J., & Allison, G. T. (2014). Predictors of non-use of prostheses by people with lower limb amputation after discharge from rehabilitation: development and validation of clinical prediction rules. *Journal of Physiotherapy*, 60, 224-231.

Rommers, G. M., Vos, L. D. W., Groothoff, J. W., & Eisma, W. H. (2001). Mobility of people with lower limb amputations: scales and questionnaires: a review. *Clinical Rehabilitation*, 15, 92-102.

Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Rosenberg, D. E., Turner, A. P., Littman, A. J., Williams, R. M., Norvell, D. C., Hakimi, K. M., & Czerniecki, J. M. (2013). Body mass index patterns following dysvascular lower extremity amputation. *Disability & Rehabilitation*, 35(15), 1269-1275.

Rybka, J. (2007). *Diabetes mellitus- komplikace a přidružená onemocnění: diagnostické a léčebné postupy*. 1. vyd. Praha: Grada.

Sansam, K. S., Neumann, V., O'Connor, R., & Bhakta, B. (2009). Predicting walking ability following limb amputation: A systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine, 41*, 593-603.

Sansam, K., O'Connor, R. J., Neumann, V., & Bhakta, B. (2012). Can Simple Clinical Tests Predict Walking Ability After Prosthetic Rehabilitation? *Journal of Rehabilitation Medicine, 44*, 968-974.

Sansam, K., O'Connor, R. J., Neumann, V., & Bhakta, B. (2014). Clinicians' perspectives on decision making in lower limb amputee rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine, 46*, 447-453.

Seker, A., Kara, A., Camur, S., Malkoc, M., Sonmez, M. M., & Mahirogullari, M. (2016). Comparison of mortality rates and functional results after transtibial and transfemoral amputations due to diabetes in elderly patients- a retrospective study. *International Journal of Surgery, 33*, 78-82.

Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams.

Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., Vries, J., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (2003). Physical, Mental, and Social Predictors of Functional Outcome in Unilateral Lower-Limb Amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84*, 803-11.

Sinclair, A. J., Conroy, S. P., & Bayer, A. P. (2007). Impact of Diabetes on Physical Function in Older People. *Diabetes Care, 31*(2), 233-235.

Singh, R., Hunter, J., Philip, A., & Tyson, S. (2008). Gender differences in amputation outcome. *Disability and Rehabilitation, 30* (2), 122-125.

Sinha, R., Heuvel, W. J. A., & Arokiasamy, P. (2011). Factors affecting quality of life in lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International, 35* (1), 90-96.

Smith, D., Michael, J., & Bowker, J. (2004). *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3. ed Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Smutný, M. (2013). *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. 2. vyd. Brno: MS Ortoprotetika.

Spires, M., Catherine, K., & Brian, D. A. (2014). *Prosthetic Restoration of the Upper and Lower Extremity*. New York: Demos Medical Publishing.

Stenholm, S., Westerlund, H., Head, J., Hyde, M., Kawachi, I., Pentti, J., Kivimaki, M., & Vahtera, J. (2014). Comorbidity and functional trajectories from midlife to old age: The health and retirement study. *The Journals of Gerontology*, 70(3), 332-338.

Stineman, M. G., Kwong, P. L., Kurichi, J. E., Bettger, J. A. P., Vogel, W. B., Maislin, G., Bates, B. E., & Reker, D. M. (2008). The Effectiveness of Inpatient Rehabilitation in the Acute Postoperative Phase of Care After Transtibial or Transfemoral Amputation: Study of an Integrated Health Care Delivery System. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (10), 1863-1872.

Talpová, E. (2011). Rehabilitace u klienta po amputaci končetin. *Sestra*, 21 (6), 39-41.

Taylor, S. M., Kalbaugh, C. A., Blackhurst, D. W., Hamontree, S. E., Cull, D. L., Messich, H. S., Robertson, R. T., Langan, E. M., York, J. W., Carsten, C. G., Snyder, B. A., Jackson, M. R., & Youkey, J. R. (2005). Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: An analysis of 553 consecutive patients. *Journal of Vascular Surgery*, 42, 227-235.

Taylor, S. M., Kalbaugh, C. A., Blackhurst, D. W., Hamontree, S. E., Cull, D. L., Messich, H. S., Robertson, T., Langan, E. M., York, J. W., Carsten, C. G., Snyder, B. A., Jackson, M. R., & Youkey, J. R. (2005). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45, 15-30.

Taylor, S. M., Kalbaugh, C. A., Cass, A. L., Buzzell, N. M., Daly, C. A., Cull, D. L., & Yourkey, J. R. (2008). „Successful Outcome“ After Below-Knee Amputation: An Objective Definition and Influence of Clinical Variables. *The American Surgeon*, 74 (7), 607-613.

Tesio, L., Lanzi, D., & Detrembleur, C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 13 (2), 83-90.

Thompson, D. M., & Haran, D. (1983). Living with an amputation: the patient. *International Rehabilitation Medicine*, 5, 165-9.

Traballesi, M., Porcacchia, P., Averna, T., & Brunelli, S. (2008). Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test. *Gait and Posture*, 27, 70-75.

Učík, O. (1969). *Protézy horních a dolních končetin*. Praha: Spofa.

Vařeka, I., Bednář, M., & Vařeková, R. (2014). Kvalitativní hodnocení a testování u pacientů po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21 (1), 3-10.

Velzen, J. M., Bennekom, C. A. M., Polomski, W., Sloopman, J. R., Woude, L. H. V., & Houdijk, H. (2005). Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 20, 999-1016.

Vrieling, A. H., Keeken, H. G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J. P. K., Hof, A. L., & Postema, K. (2008a). Gait initiation in lower limb amputees. *Gait & Posture*, 27, 423-430.

Vrieling, A. H., Keeken, H. G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J. P. K., Hof, A. L., & Postema, K. (2008b). Gait termination in lower limb amputees. *Gait & Posture*, 27, 82-90.

Waters, R. L., Perry, J., Antonelli, D., & Hislop, H. (1976). Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 58, 42-46.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. 2004. *The Rehabilitation of People with Amputations*. USA: MossRehab Hospital. 2004.

SEZNAM ZKRATEK

- ADL - activities of daily living
- AMP - Amputee Mobility Predictor
- BMI - body mass index
- BMI_{amp} - body mass index amputovaných
- CMP - cévní mozková příhoda
- COP - centre of pressure
- DM - diabetes mellitus
- ECW - energy cost of walking
- FIM - test funkční míry nezávislosti
- FTK - Fakulta tělesné kulture
- ICHDK - ischemická choroba dolních končetin
- ICHS - ischemická choroba srdeční
- LCI - Locomotor Capabilities Index
- LTV - léčebná tělesná výchova
- MFCL - Medicare Functional Classification Level
- OIP - osseointegrovaná protéza
- PAD - peripheral arterial disease
- PEQ - Prosthesis Evaluation Questionnaire
- PNF - proprioceptivní neuromuskulární facilitace
- SI - sakroiliakální skloubení
- TBW - true body weight
- UDS - Uniform Data Set
- UP - Univerzita Palackého
- USA - Spojené státy americké
- WHO - World Health Organization

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Sed pacienta po transfemorální amputaci ve dvou různých úrovních (Baumgartner, 2011).....	13
Obrázek 2 Změna svalové rovnováhy ve frontální rovině se zkracující se délkou pahýlu (Baumgartner, 2011).....	14
Obrázek 3 Sagitální pohled na svalovou nerovnováhu pahýlu; se zkracující se pahýlovou délkou převaha m. iliopsoas a flexorů kyčelního kloubu (Baumgartner, 2011)	14
Obrázek 4 Endoskeletální protéza vlevo a exoskeletální protéza vpravo (Spires et al., 2014).....	17
Obrázek 5 (A) frontální pohled na pacienta s OIP (B) rentgenový snímek pacienta s OIP.....	19
Obrázek 6 Bandážování transfemorálního pahýlu (Krawczyk, 2000)	22
Obrázek 7 Asistovaná rehabilitace ve virtuální realitě CAREN - Computer-Assisted Rehabilitation Environment (Darter & Wilken, 2011)	27
Obrázek 8 Výchyly těžiště při chůzi amputovaného (Tesio et al., 1998).....	30
Obrázek 9 Znázornění zešikmení pánve ve frontální rovině, vlevo nulové zešikmení pánve, vpravo pozitivní zešikmení pánve (Michaud et al., 2000).....	31
Obrázek 10 Orientační úhly kyčelního kloubu, pánve a trupu ve frontální rovině při fázi mezistoje u pacienta po transfemorální amputaci (Darter & Wilken, 2011).....	33
Obrázek 11 Znázornění BMIamp probandů ve výzkumném souboru	50

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Procentuální vyjádření rychlosti chůze a kadence kroků pacientů po amputaci	37
Tabulka 2 Zkoumané faktory lokomočních schopností u pacientů po transfemorální amputaci (n=18).....	49
Tabulka 3 Četnost vybraných komorbidit	50
Tabulka 4 Spearmanovy korelační koeficienty mezi hodnotami LCI-5 a zkoumanými faktory	52
Tabulka 5 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s DM a bez DM	53
Tabulka 6 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s ICHDK a bez ICHDK	54
Tabulka 7 Mann-Whitney test: srovnání hodnot LCI-5 u transfemorálně amputovaných s artrózou nosných kloubů a bez ní	55

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Souhlas Etické komise FTK UP	85
Příloha 2 Dotazník LCI	86

PŘÍLOHY

Příloha 1 Souhlas Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 23. 1. 2017 byl projekt diplomové práce
autorky **Bc. Marty Navaříkové**

s názvem

**Efekt lůžkové rehabilitace na lokomoční schopnosti u pacientů po
transfemorální amputaci**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 26/2017
dne: 31. 3. 2017

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující
lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické
komise.**

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Příloha 2 Dotazník LCI



Fakultní nemocnice Hradec Králové, Sokolská 581, PSČ 500 05
 tel: 495837406 IČO: 00179906
 Rehabilitační klinika
 REHAB odd. protetiké 6522

Datum vyplnění:

INDEX LOKOMOČNÍCH SCHOPNOSTÍ (LCI)

Jste schopni provádět následující aktivity PŘI POUŽITÍ PROTÉZY? (bez ohledu na to, zda ji v současnosti používáte)
 Zakroužkujte, prosím, u každé otázky číslo odpovědi, která nejlépe vystihuje vaše schopnosti

POLOŽKA	NE	ANO pokud mi někdo pomůže	ANO pokud je někdo se mnou	ANO samostatně s pomůckami	ANO samostatně bez pomůcek
1 Vstávání ze židle	0	1	2	3	4
2 Chůze v domě/bytu	0	1	2	3	4
3 Chůze venku po rovném povrchu	0	1	2	3	4
4 Chůze nahoru po schodech se zábradlím	0	1	2	3	4
5 Chůze dolů po schodech se zábradlím	0	1	2	3	4
6 Vystoupení na okraj chodníku	0	1	2	3	4
7 Sestoupení z okraje chodníku	0	1	2	3	4
Skóre základních aktivit					
8 Zvednutí předmětu z podlahy (když stojíte s nasazenou protézou)	0	1	2	3	4
9 Zvednutí se z podlahy (např. když upadnete)	0	1	2	3	4
10 Chůze venku po nerovném povrchu (např. tráva, štěrk, svah)	0	1	2	3	4
11 Chůze venku v nevlídném počasí (např. sníh, déšť, led)	0	1	2	3	4
12 Výstup na několik schodů bez zábradlí	0	1	2	3	4
13 Sestup z několika schodů bez zábradlí	0	1	2	3	4
14 Chůze s nesením břemene	0	1	2	3	4
Skóre pokročilých aktivit					
Celkové skóre					

Protéza - nasazení
 Lokomoční pomůcky