

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**2022**

**Bc. Tamara Švaříčková**

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Kazuistika ortoticko - protetické péče o pacienta  
s diagnózou transfemorální amputace**

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:  
**Mgr. Svatava Neuwirthová**

Vypracovala:  
**Bc. Tamara Švaříčková**

Praha, duben 2022

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

V Praze, dne

.....

Podpis

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## **Poděkování**

Na tomto místě bych chtěla poděkovat celému týmu Josefa Nehonského, i jemu osobně, za odborné konzultace a vedení protetické péče při kazuistice pacienta v této bakalářské práci. Dále děkuji panu K. R. za vstřícnost a skvělou komunikaci při výrobě a zkoušení pomůcky. Moc děkuji vedoucí práce, Mgr. Svatavě Neuwirthové, za přínosné připomínky. Velký dík patří také mému manželu Stanislavovi za podporu po celou dobu studia a pomoc s formální stránkou práce.

## Abstrakt

**Název:** Kazuistika ortoticko - protetické péče o pacienta s diagnózou transfemorální amputace

**Cíle:** Cílem práce je kazuistika pacienta s diagnózou transfemorální amputace. Hlavním úkolem je připravit ucelený přehled související s problematikou amputací dolních končetin a na základě vyšetření a klinických rozhovorů vyrobit pacientovi pomůcku, která bude co nejlépe vyhovovat jeho potřebám. Je zde zpracován postup protetické péče od vyšetření tohoto pacienta po jeho vybavení novou protézou.

**Metody:** Práce má teoretickou a praktickou část. V teoretické části je představen odborný rámec problematiky na základě literární rešerše a mých zkušeností z praxí. Zaměřuje se na anatomii a funkci dolních končetin, cyklus chůze, postup amputace a preprotetickou péči o pahýl. Dále je uveden přehled protetických komponentů, ze kterých můžeme vybírat při indikaci stehenní protézy. V praktické části je popsán průběh čtyř návštěv pacienta od odebrání měrných podkladů, přes výrobu pahýlového lůžka, zkoušky a úpravy, až po předání pomůcky. Praktická část je slovně i fotograficky zdokumentována tak, jak probíhala během mé odborné praxe.

**Výsledky:** Kazuistika byla zpracována v rámci odborné praxe v nestátním zdravotnickém zařízení Ortopedická protetika Josef Nehonský. Zde jsem se seznámila s průběhem protetické péče a protetickými komponenty obecně, ale také s kazuistikou pana K. R. Byla mu navržena a vyrobena nová stehenní protéza, jež splňuje požadavky na jeho komfort a způsob života, a zároveň se snaží eliminovat některé abnormální stereotypy cyklu chůze, které mohou vést k bolestem zad.

**Klíčová slova:** ortopedická protetika, stehenní protéza, díly protéz

## **Abstract**

**Title:** Case study of orthotic - prosthetic care for a patient with a diagnosis of transfemoral amputation

**Aims:** The aim of this paper is a case study of a patient with a diagnosis of transfemoral amputation. The main objective is to prepare a comprehensive overview related to the issue of lower limb amputations and, based on the examination and clinical interviews, to produce a device that best suits the patient's needs. The process of prosthetic care from the examination of the patient to the fitting of the new prosthesis is described.

**Methods:** This thesis has theoretical and practical part. In the theoretical part, professional framework of the problem is presented based on a literature research and my experience in practice. It focuses on the anatomy and function of the lower limb, gait cycle, amputation procedure and prosthetic care of the stump. Also, it provides an overview of prosthetic components that could be chosen when indicating a femoral prosthesis. In the practical part, the course of four patient visits is described, from the collection of the measurement materials, through the manufacturing of the stump socket, testing and adjustments, to the handover of the device. The practical part is documented verbally and photographically as it took place during my professional practice.

**Results:** The case study was prepared within the framework of professional practice in the non-governmental medical facility Orthopedic Prosthetics Josef Nehonský. Here I got acquainted with the course of prosthetic care and prosthetic components in general, but also with the case of patient Mr. K. R. A new femoral prosthesis was designed and manufactured for him, which meets requirements for his comfort and way of life, while trying to eliminate some abnormal stereotypes of the gait cycle that may cause back pain.

**Key words:** orthotics prosthetics, transfemoral prosthesis, prosthetic components

<b>1. ÚVOD .....</b>	<b>10</b>
1.1 Předmět práce .....	10
1.2 Cíl práce .....	10
1.3 Struktura práce.....	11
<b>2. TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>12</b>
2.1 Anatomie dolní končetiny .....	12
2.1.1 Skelet .....	12
2.1.2 Svalstvo.....	13
2.2 Kineziologie dolní končetiny.....	14
2.2.1 Funkce jednotlivých částí dolní končetiny .....	15
2.2.2 Dolní končetiny ve stoji.....	16
2.2.3 Chůze .....	16
2.3 Amputace .....	18
2.3.1 Gilotinové amputace.....	18
2.3.2 Lalokové amputace.....	19
2.3.2.1 <i>Laloková transfemorální amputace</i> .....	19
2.3.3 Indikace k amputaci.....	21
2.4 Protetická fyzioterapie.....	21
2.4.1 Péče o pahýl .....	21
2.4.2 Rehabilitace.....	22
2.5 Chůze u amputovaných .....	23
2.5.1 Typická transfemorální chůze .....	24
2.5.2 Abnormální transfemorální chůze .....	24
2.6 Terapeutický cíl .....	26
2.7 Stehenní protéza.....	27
2.7.1 Proximální část protézy .....	27
2.7.1.1 Lůžko .....	27
2.7.1.1.1 Lůžka podle tvaru konstrukce.....	28
2.7.1.2 Liner.....	30
2.7.1.3 Systémy připojení.....	30
2.7.2 Střední část protézy .....	31



2.7.2.1	Kolenní kloub.....	31
2.7.2.1.1	Typy kloubů podle stavby .....	31
2.7.2.1.2	Typy kloubů podle mechanismu .....	31
2.7.2.2	Trubkový adaptér .....	33
2.7.3	Distální část protézy .....	33
2.7.3.1	Protézové chodidlo .....	33
2.7.3.1.1	Typy chodidel .....	34
<b>3.</b>	<b>PRAKTICKÁ ČÁST.....</b>	<b>35</b>
<b>3.1</b>	<b>Metodika .....</b>	<b>35</b>
<b>3.2</b>	<b>Anamnéza.....</b>	<b>35</b>
<b>3.3</b>	<b>První návštěva a následné činnosti.....</b>	<b>37</b>
3.3.1	Vstupní vyšetření.....	37
3.3.2	Odebrání měrných podkladů .....	37
3.3.3	Výběr komponentů .....	40
3.3.4	Diagnostické lůžko .....	41
3.3.5	Sestavení protézy k první zkoušce .....	42
<b>3.4</b>	<b>Druhá návštěva a následné činnosti .....</b>	<b>44</b>
3.4.1	Zkouška diagnostického lůžka a statická zkouška protézy .....	44
3.4.2	Dynamická zkouška.....	45
3.4.3	Výroba druhého diagnostického lůžka .....	46
<b>3.5</b>	<b>Třetí návštěva a následné činnosti.....</b>	<b>47</b>
3.5.1	Dynamická zkouška.....	47
3.5.2	Výroba ručně laminovaného lůžka.....	48
<b>3.6</b>	<b>Čtvrtá návštěva a předání protézy .....</b>	<b>51</b>
<b>3.7</b>	<b>Zhodnocení efektu ortoticko - protetické terapie .....</b>	<b>52</b>
<b>4.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>54</b>

# 1. Úvod

## 1.1 Předmět práce

Dolní končetiny nám umožňují přemísťování těla v prostoru, ale jejich neméně důležitá funkce tkví v tom, že nesou hmotnost celého těla. Tím pomáhají udržet jeho vzpřímené držení, což je výchozí pozice pro mnoho činností každodenního života, včetně základních úkonů sebeobsluhy.

Po amputaci dolní končetiny se proto snažíme co nejlépe nahradit narušení těchto funkcí, aby pacient mohl pokračovat pokud možno v nezávislém a plnohodnotném životě. Kosmetickými i funkčními náhradami ztrát pohybového ústrojí se zabývá nelékařský zdravotnický obor ortopedická protetika. Ortotik-protetik v návaznosti na práci nebo ve spolupráci s ortopedem, fyzioterapeutem, psychologem, či ergoterapeutem, navrhuje a vyrábí individuální ortézy a protézy. Protetická pomůcka může zásadním způsobem ovlivnit život každého jednotlivého pacienta.

K amputacím končetin dochází z různých příčin. Nejčtenější jsou cévní onemocnění, velmi často způsobené komplikacemi souvisejícími s cukrovkou. Dalším častým důvodem amputace je devastující úraz. Následkem úrazu přišel o pravou dolní končetinu nad kolenem i pan K. R., jehož kazuistika je hlavním předmětem mé bakalářské práce. Na tomto konkrétním případě bude ukázáno, jak probíhá krok za krokem protetická péče při výrobě stehenní protézy. Tato práce se zabývá problematikou z pohybového hlediska, s vědomím dalších souvislostí přesahujících do jiných oborů, a jejich neméně důležité funkce.

## 1.2 Cíl práce

Cílem mé bakalářské práce je kazuistika pacienta s transfemorální amputací, který před třiceti lety traumaticky přišel o pravou dolní končetinu nad kolenem. Bude zde vyhodnoceno, jaké tento pacient používal pomůcky a bude mu navrženo, vyrobeno a sestaveno adekvátní protetické vybavení. Na konkrétní kazuistice bude ukázán postup vyšetření pacienta a výroby protetické pomůcky, při seznámení se s teoretickými souvislostmi této péče.

### 1.3 Struktura práce

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Nejdříve bude uvedeno teoretické pozadí celého procesu, jak je zaznamenáno v odborné literatuře. Bude nastíněna anatomie a kineziologie dolních končetin, typy a postup amputace, i předprotetická péče o pahýl. Bude analyzován cyklus chůze s jeho biomechanickými a fyziologickými zákonitostmi a uvedena specifika chůze amputovaných. Bude učiněn přehled protetických možností, tedy stavebnicových součástí stehenní protézy, ze kterých je možné vybírat, včetně pojednání o možnostech tvarování pahýlového lůžka.

V praktické části bude představena zdravotní anamnéza pacienta, jeho dosud používaná pomůcka a pohybové stereotypy. Bude zaznamenán postup vyšetření, odebrání měrných podkladů, výběr komponentů pomůcky, i jejich sestavení a samotná ruční výroba laminátového stehenního lůžka. Pomůcka bude s pacientem vyzkoušena a upravena podle potřeby.

Celý průběh práce s pacientem a technologie výroby bude zaznamenán jak písemně, tak fotodokumentací. Na závěr bude vyhodnocen celý proces, tedy spolupráce s pacientem i výroba pomůcky a její přínos.

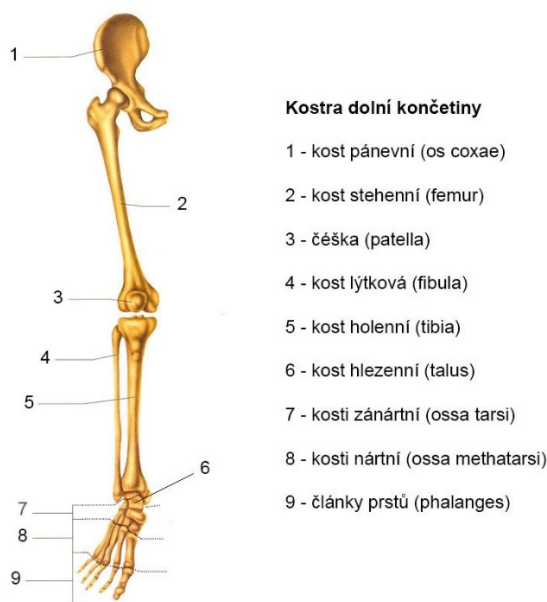
## 2. Teoretická část

V této části práce budou shrnuty teoretické souvislosti stehenní amputace v odborné literatuře. Bude představena anatomie a kineziologie dolní končetiny, aby mohly být posouzeny důsledky, které nastávají při jejím chybění. Tato diagnóza bude rozebrána rovněž z ortopedického hlediska. Bude popsán postup amputace i pooperační péče o pahýl. Poté budou uvedena specifika chůze u amputovaných, způsoby protetického řešení a informace o možných protetických komponentech. Tím bude vytvořen odborný teoretický rámec pro vyšetření a vlastní výrobu pomůcky, při snaze o zlepšení především stereotypu chůze.

### 2.1 Anatomie dolní končetiny

#### 2.1.1 Skelet

Skelet dolní končetiny (Obr. 1) tvoří pletenec dolní končetiny a kostra volné dolní končetiny. Pletenec je složen z pánevní kosti (os coxae), jež vzniká srůstem tří kostí – kyčelní (os ilium), sedací (os ischii) a stydké (os pubis). Kosti volné dolní končetiny jsou stehenní kost (femur), česka (patella), kosti bérce – holenní kost (tibia), lýtková kost (fibula), a kosti nohy – zánártní (ossa tarsi), nártní (ossa metatarsi) a články prstů (phalanges) (Elišková, 2006).



Obrázek 1: Skelet dolní končetiny (Hudek, 2022, upraveno)

## 2.1.2 Svalstvo

V této kapitole budou představeny svaly, které se podílí na pohybu dolní končetiny (Obr. 2 a 3). Podle oblastí kloubů, kterými pohybují, jsou to zejména:

- **Svaly kolem kyčelního kloubu**

Flexory – m. (musculus) iliopsoas, m. rectus femoris, m. pectineus

Extenzory – m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gluteus maximus

Adduktory – m. adductor longus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. gracilis

Abduktory – m. gluteus medius, m. sartorius

Vnitřní rotátory – m. tensor fasciae latae, m. gluteus minimus

Zevní rotátory – m. piriformis, m. obturator externus, m. obturator internus, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. quadratus femoris

- **Svaly ovlivňující pohyby kyčelního a kolenního kloubu**

Flexory kolene – m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus

Extenzory kolene – m. quadriceps femoris

- **Svaly ovlivňující pohyby nohy**

Flexory nohy (dorzální) – m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. peroneus tertius

Flexory nohy (plantární) – m. extensor hallucis longus, m. gastrocnemius, m. plantaris, m. triceps surae

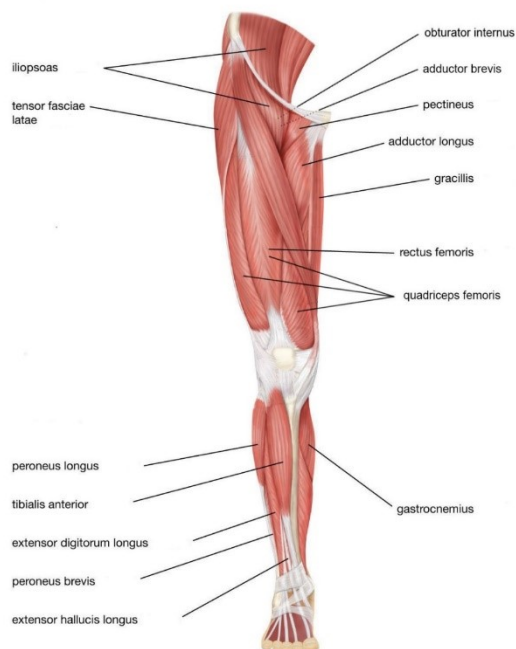
Svaly působící pronaci nohy – m. peroneus longus, m. peroneus brevis

Svaly působící supinaci nohy – m. tibialis posterior, m. peroneus longus

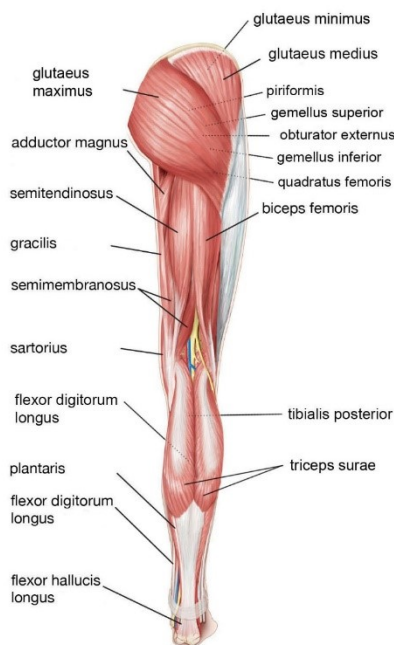
Flexory prstů nohy – m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus

- **Svaly prstů a prstů**

Svaly prstů, svaly palce, svaly malíku (Véle, 1995)



Obrázek 2: Svalstvo dolní končetiny – ventrální pohled (Encyclopaedia Britannica, 2022, upraveno)



Obrázek 3: Svalstvo dolní končetiny – dorzální pohled (Encyclopaedia Britannica, 2022, upraveno)

## 2.2 Kineziologie dolní končetiny

Dolní končetiny pomáhají zajišťovat vzpřímené držení těla a bipedální přemísťování lidského těla v prostoru. Pro komplexnost je potřeba uvést, že vzpřímený stoj i lokomoce jsou výsledkem poměrně složitého procesu, který zahrnuje několik složek. Je řízen centrální nervovou soustavou, kontrolován senzory (propriocepce, zrak a vestibulární aparát), a vykonáván pohybovým systémem – tedy kosterní a svalovou soustavou. Tato práce se zabývá pouze pohybovou soustavou.

Kineziologie je věda o biologických komponentách, aspektech a atributech pohybu v procesu vývoje a o vlivu pohybu na biologické struktury (Dylevský, 2007).

Z kineziologického hlediska můžeme dolní končetinu rozdělit na tři segmenty:

- Pletenec dolní končetiny a kyčel
- Oblast kolena
- Hlezno a nohu (Dylevský, 2009)

## 2.2.1 Funkce jednotlivých částí dolní končetiny

Nyní podrobněji popíšu funkci konkrétních částí dolní končetiny a jejich vliv na vzpřímené držení těla a chůzi.

Důležitou roli hraje axiální systém (páteř, trup a hlava), ze kterého se pak zátěž přenáší přes pánev na dolní končetiny. Dá se říci, že pánev slouží jako mechanický převodník (Véle, 2006), který převádí tuto zátěž nejdříve do kyčelního kloubu, jež vzhledem ke své stavbě a průběhu vazů kloubního pouzdra umožňuje tyto pohyby:

- **flexe** při flektovaném koleně až 150°, při extendovaném koleně do 90°
- **extenze** asi do 30° za vertikální osu těla
- **abdukce** do 45° (zvětšuje se při současné flexi)
- **addukce** do 10°
- **zevní rotace** 40-50° a **vnitřní rotace** do 40°.

Dalším významným článkem pro vzpřímený stoj i lokomoci je kolenní kloub. Funkčně je složitější než kloub kyčelní, jelikož spojuje femur s tibií i tibií s fibulou, ale funkce a uspořádání svalů je jednodušší než v kyčli. Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny podle potřeby, a také měnit vzdálenost trupu od země (Véle, 2006).

Základní pohyby v kolenním kloubu jsou:

- **flexe** v rozsahu 120 – 140° (Véle, 1995), 160° (Blumentritt, 2005)
- **extenze** je opačný pohyb do základního, nulového postavení kloubu
- **hyperextenze** 10°
- **vnitřní rotace** do 40°
- **zevní rotace** 15 - 30 ° (Véle, 1995)

Složitost tohoto kloubu tkví v plnění dvou protichůdných požadavků – stabilizovat při současné mobilitě. Důležitým stabilizačním mechanismem je kolenní zámek, který je umožněn společnou kontrakcí flexorů s extenzory, a díky němuž je možný vzpřímený stoj, aniž by se koleno podlomilo (Véle, 2006).

Noha, tedy distální část dolní končetiny od hlezenního kloubu níže, má zásadní funkci, a tou je kontakt těla s podložkou. Noha přenáší zátěž do země a zároveň zajišťuje zpětnou vazbu o terénu, kterému se dokáže přizpůsobit. Funguje jako základní prvek pro

udržení stability a opory těla (Véle, 1995). Je nutné si uvědomit, že tato část dolní končetiny po amputaci velmi výrazně chybí.

Pohyby nohy jsou:

- **dorzální flexe** 20 - 30°
- **plantární flexe** 30 – 50°
- **abdukce a addukce** – rozsah mezi nimi je kolem 40°
- **pronace** – 15°
- **supinace** – 35° (Véle, 2006).

### 2.2.2 Dolní končetiny ve stoji

Udržení rovnováhy ve vzpřímené poloze je řízeno centrální nervovou soustavou, jež koordinuje jednotlivé svaly. Svaly jsou tedy vykonavateli příkazů z CNS k udržení těžiště těla umístěného v pánvi nad opornou bází. Jestliže se těžiště více vychýlí, dolní končetiny vykonají úkrok do strany. Tím se zvětší oporná báze a je zabráněno pádu.

Schopnost udržet rovnováhu ve stoji umožňuje zajišťovat sebeobsluhu, vzpřímené držení těla je totiž výchozí pozicí pro většinu lidské činnosti (Véle, 1995). Při narušení této funkce je nutné používat opory, tedy ortézy, protézy, nebo další pomocné prostředky (Véle, 2006).

### 2.2.3 Chůze

K lepšímu pochopení funkce dolních končetin jako celku nejlépe poslouží analýza chůze. Chůze je složitý fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle určitého scénáře (Fejfarová, 2015). Je to repetitivní, rytmická, symetrická aktivita. Cyklus chůze (Obr. 4) zahrnuje veškerou aktivitu těla od okamžiku, kdy se jedna noha dotkne podložky, až do opětovného dopadu stejné nohy na podložku. (Edelstein, 2011). Základní jednotkou chůze je krok. Z hlediska jedné končetiny se chůze dá rozdělit na dvě fáze, z nichž každá má ještě své další podjednotky (Fejfarová, 2015).

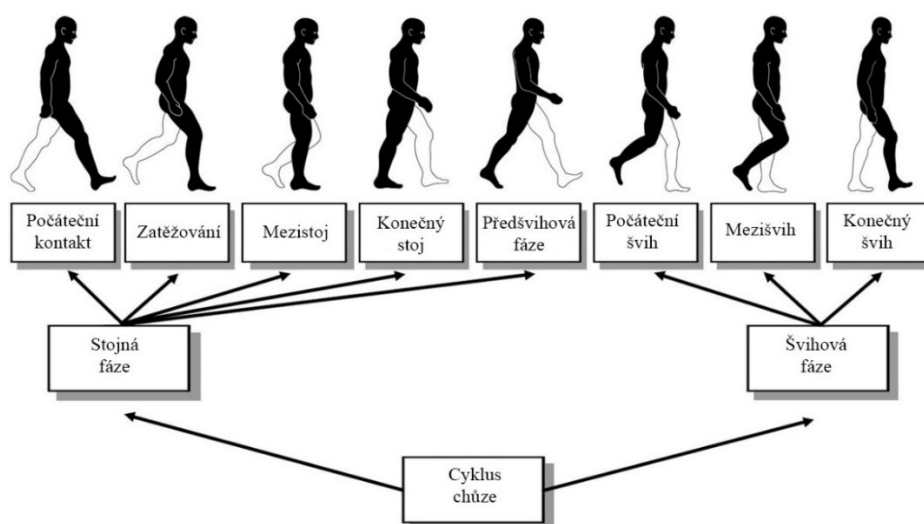
Stojná fáze tvoří asi 60% cyklu (Edelstein, 2011; Půlpán, 2011). Jejími podjednotkami jsou počáteční kontakt s podložkou, fáze zatěžování, mezistoj, konečný stoj a předšvihová fáze (Fejfarová, 2015). Z pohledu svalové aktivity probíhají v dolních končetinách tyto pohyby:



- extenze v **kyčli**, aktivují se gluteální svaly a flexory kolena, na konci se aktivují adduktory stehna,
- mírná flexe v **koleni**, na počátku je aktivní m. quadriceps femoris, m. vastus intermedius aktivní v první polovině stojné fáze, na konci aktivace flexorů kolena,
- plantární flexe v **kotníku a na noze**, hyperextenze kloubů přední části nohy, na počátku je aktivní m. tibialis anterior a mm. peronei, při stabilizaci stoje aktivace m. soleus, triceps surae aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky (Véle, 2006).

Švihová fáze tvoří zbylých 40 % krokového cyklu (Půlpán, 2011). Podjednotkami jsou počáteční švih, mezišvih a konečný švih (Fejfarová, 2015). Dolní končetiny vykonávají tyto pohyby:

- flexe v **kyčli**, mírná zevní rotace, addukce na počátku přechází k abdukci na konci, aktivní iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris a m. sartorius,
- v první části švihu v **koleni** flexe, ve druhé části extenze (aktivace m. quadriceps femoris, m. sartorius a flexory kolena),
- v **kotníku** dorziflexe a mírná everze nohy, aktivní m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, relaxace plantárních flexorů v průběhu švihu (Véle, 2006).



Obrázek 4: Cyklus chůze (Perry 2010, upraveno)

Přehled svalové funkce během cyklu chůze naznačuje, že jakmile je tělo uvedeno do pohybu, jeho vlastní kinetická síla má tendenci jej udržovat v pohybu. Tato progresse však musí být kontrolována a stabilizována svaly působícími na segmenty končetin při nesení váhy. Primární, akcelerující svalová akce je nejdůležitější během švihové fáze, kdy iliopsoas a quadriceps femoris přesunují končetinu dopředu, aby byla zachována kontinuita cyklu chůze. Jakmile je končetina ve fázi opory, většina svalů působí na končetinu řídicími silami tím, že zpomaluje pohyb segmentů končetin a stabilizuje klouby (Spires, 2013).

Důvodem, proč je fyziologická chůze tak plynulá, je minimální pohyb těžiště těla. To se nachází před křížovou kostí na 57 % celkové tělesné výšky u mužů a 55 % u žen. Opisuje horizontální spirálu o rozkmitu asi 5 cm (Spires, 2013). Lidská chůze probíhá tak, aby byl minimalizován výdej energie. Snížení rozkmitu středu těla a sekvenční aktivace svalových skupin kolem horní a dolní části těla pomáhají maximalizovat účinnost chůze.

## **2.3 Amputace**

Amputací rozumíme odstranění periferní části těla včetně měkkých tkání s přerušáním skeletu (Dungl, 2014). Primární cíl amputace je odstranit veškerou neživou, ischemickou nebo infikovanou tkáň, zachovat funkční délku, zajistit hojení ran a ošetřit bolest. Sekundárním cílem je obnovení funkce končetiny s pomocí rehabilitace a protetiky (Spires, 2013).

V současné době se provádí dva typy amputací – gilotinové a lalokové.

### **2.3.1 Gilotinové amputace**

Při gilotinové amputaci se nejprve v jedné rovině přeruší kůže, po jejím odtažení proximálně se přeruší svaly, podvázají se cévy a ošetří nervy, a po dalším odtažení těchto měkkých tkání proximálně se přeruší kost (Dungl, 2014).

Tato operace se provádí jako otevřená, to znamená, že se po výkonu rána neuzavírá a je nutný ještě jeden operační výkon, aby se vytvořil pahýl vhodný k oprotézování.

Gilotinová operace se používala zejména historicky, dnes je indikována zpravidla u infekcí a těžkých zhmožděnin doprovázených kontaminací měkkých tkání, jež je potřeba rychle odstranit pro usnadnění hojení.

## **2.3.2 Lalokové amputace**

Nejčastějším typem amputací jsou tzv. lalokové amputace, při kterých se utvoří kožní laloky, které se založí dovnitř (invertují) a sešijí.

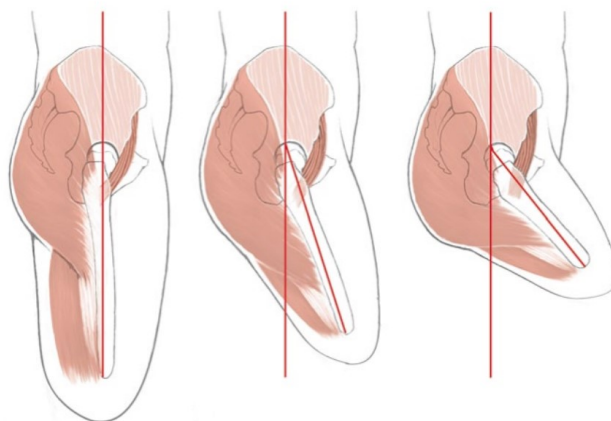
Tento typ amputace se týká i pacienta v kazuistice v praktické části mé práce, popíšu jej tedy detailněji v následující kapitole.

### **2.3.2.1 Laloková transfemorální amputace**

Cílem zákroku je pahýl krytý lalokem měkkých tkání, co nejvíce periferně, nebolestivý, celoplošně zatížitelný a proteticky léčitelný. Kyčelní kloub musí zůstat volně pohyblivý (Baumgartner, 2011).

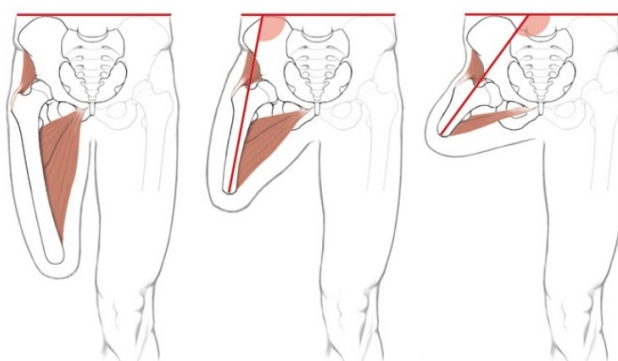
Délku pahýlu určujeme podle konkrétního stavu tkání, chirurgických možností a v neposlední řadě bychom měli přihlédnout k protetickým možnostem tak, aby mohla být zhotovena funkční protéza (Sosna, 2001). Až na výjimky ovšem převažuje snaha o zachování co největší části skeletu (Dungl, 2014).

Podle pravidla páky je tedy lepší delší pahýl, u stehenní amputace to platí zejména také kvůli uchycení svalů, které zajišťují pohyb v kyčli. Rovnováha svalů je totiž při každém zkrácení stále více narušena. V sagitální rovině táhne m. iliopsoas pahýl do flektované polohy kyčelního kloubu, čemuž se extenzory kyčle brání tím hůře, čím kratší je pahýl (Obr. 5). Zpravidla se provádí sešití flexorů s extenzory přes pahýl femuru, tzv. myoplastika (Dungl, 2014).



Obrázek 5: Flexory a extenzory kyčle po amputaci (Baumgartner, 2011)

Totéž platí pro frontální rovinu: malé kyčelní abduktory (mm. gluteus medius a minimus) přitahují pahýl ven, zatímco adduktory jako antagonisté to mají s každou repozicí pahýlu směrem dovnitř těžší (Obr. 6). Fixací svalových pahýlů na stehenní kosti v neutrální poloze se této tendenci snažíme čelit (Baumgartner, 2011). U dlouhého pahýlu je vhodné vytvořit nový svalový úpon adduktorů stehna laterálně přes vrchol kosti, kde se připevní stehy do předvrtaných otvorů, tzv. myodézu (Dungl, 2014).



Obrázek 6: Adduktory a abduktory kyčle po amputaci (Baumgartner, 2011)

Rozhodující je délka ramene páky. Důležitá je také pro co největší kontaktní plochu mezi pahýlem a lůžkem protézy a pro dosedací plochu (Baumgartner, 2011).

V neposlední řadě je nutné podvázání velkých cév a ošetření nervů, jež se většinou provádí protěním ostrým skalpelem při povytáhnutí z operačního pole (Sosna, 2001).

### 2.3.3 Indikace k amputaci

Amputace se provádí pouze v případě, že není jiná operační, ani konzervativní možnost léčby a záchrany končetiny.

Při rozhodování o jejím provedení se používají různé bodovací systémy, díky kterým jsme schopni objektivně zhodnotit možnost záchrany končetiny. Nejčastěji se využívá hodnocení MESS (magled extremity severity score – rozsah rozdrčení končetiny), tabulka viz Přílohu 3 (Dungl, 2014, strana 119).

Amputace jsou dnes prováděny z následujících příčin:

- Trauma – čím dál méně častá indikace, z důvodu pokročilých možností mikrochirurgie a cévní chirurgie
- Infekt – většinou při nezvládnuté sepsi po lokální infekci
- Nekróza – odstranění nevratně odumřelé tkáně z různých příčin, včetně omrzlin, popálenin nebo poranění elektrickým proudem
- Poruchy prokrvení
- Nádorová onemocnění
- Afunkce – amputace indikována, pokud tkáň brání ve zlepšení funkce končetiny, může se jednat o vrozené vady, ale i afunkce po úrazu nebo operaci
- Stav kožního krytu, defekt měkkých tkání – dnes také okrajová indikace, podobně jako u traumatu (Dungl, 2014; Kaphingst, 2002)

## 2.4 Protetická fyzioterapie

Protetická fyzioterapie by měla ideálně pacienta provázet od období bezprostředně po operaci (v případě plánované operace již před operací), přes nácvik chůze s protetickým vybavením, až po průběžnou následnou péči. Zahrnuje v sobě tedy péči o jizvu, polohování pahýlu, nácvik mobility, manuální léčbu, protahování kontraktur, aktivní posilování, balanční cvičení, či reedukaci chůze (Birgusová, 2004a).

### 2.4.1 Péče o pahýl

Péče o amputační pahýl se dá rozdělit na období:

- mezi amputací a protézováním
- během protézování

- při nošení protézy (Hadraba, 2006)

V předprotetické pooperační péči nám jde především o přípravu pahýlu pro protetické vybavení, které by mělo tvořit s pacientem funkční jednotku, již můžeme označit jako „biomechanický celek“ (Dungl, 2016).

Zásadní v předprotetické péči je komprese bandážováním ke snížení otoku a vytvoření kónického tvaru pahýlu, jež je ideální pro oprotézování. Bandáž se uvazuje elastickým obvazem odspodu osmičkovým stylem, nejdříve více utahujeme, postupně povolujeme, abychom dosáhli kónického tvaru. Bandážujeme vždy nad kloub, u stehenního pahýlu vážeme vzadu k hrbolu kosti sedací, mediálně do třísel, vhodné je zavázat kolem pasu, aby bandáž nesklouzla. Použijeme klasické elastické krátkotažné obinadlo, s tažitelností 1 centimetr na 1 metr délky obinadla (Maleš, 2021).

Masáže pahýlu a jizev jsou nezbytnou součástí pooperační péče. Jizva by ve výsledku měla být měkká a posunlivá všemi směry. Přínosné je i otužování pahýlu střídáním teplého a studeného sprchování.

Bandážování, masáže i teplotní otužování jsou součástí mechanického „otužování“ pro brzkou „fyziologickou atrofii“ měkkých tkání tak, abychom docílili optimálního přenosu zátěže z pahýlu na lůžko. Jde nám o zvýšení pevnosti a tuhosti atrofovaných tkání (Dungl, 2014).

## 2.4.2 Rehabilitace

Stav po operaci lze výrazně zlepšit pravidelným prováděním rehabilitačních cvičení. Jde nám o optimalizaci funkce proximálně ležícího kloubu, v případě transfemorální amputace se tedy jedná o kloub kyčelní. Zaměřujeme se na zabránění vzniku kontraktur a flekčního či abdukčního postavení pahýlu. To je posléze důležité při používání protézy. Typické transfemorální kontraktury jsou flexe kyčle, abdukce a zevní rotace. K tomu dochází, protože flexory a abduktory kyčle jsou zachovány, zatímco extenzory a adduktory kyčle jsou amputací narušeny (Edelstein, 2011). Například flekční kontraktura v kyčli nebo koleni, která je větší než 15°, již výrazně změní postavení segmentů těla, a tím je narušen fyziologický stoj i chůze (Birgusová, 2004b).

Využíváme různé techniky od pasivního polohování, přes protahování a techniky manuálního odporu, až po samotný aktivní pohyb. Posilovací cviky zařazujeme co

nejdříve po operaci, nejlépe hned druhý či třetí den podle stavu pacienta. Nejlepší dávkování je častěji a kratší dobu, pravidelně. Postupně zvětšujeme rozsah pohybu i zátěž.

Když je pacient připraven, snažíme se o mobilizaci s převázaným pahýlem u bradel. Pokud jsou rány dobře zhojeny, přibližně kolem pátého týdne od amputace lze začít s protetickou péčí a také se školou chůze (Spires, 2013). Podle Dungla (2016) bychom protézou neměli pacienta vybavovat dříve než za 6 týdnů po operaci, přičemž i potom je zásadní dokonalé zhojení jizvy.

## 2.5 Chůze u amputovaných

Chůze je základní pohybovou funkcí z hlediska samoobsluhy a dosažení této schopnosti je prvořadým cílem rehabilitační snahy (Véle, 2006).

Při používání protézy je v první řadě nutné zajistit funkci stabilizační, a teprve při dosažení úspěchu v tomto úsilí lze přidat nácvik lokomočního pohybu (Véle, 2006). Nejjednodušší strategií při nácviku je pozorování symetrie chůze, či naopak jejího nedostatku. Fyziologická chůze zdravého člověka má symetrický a rovnoměrný pohybový vzorec. O jeho dosažení bychom měli usilovat i u amputovaného (Kaphingst, 2002). Snažíme se docílit, aby jednotlivé kroky protézou a zdravou končetinou urazily stejnou dráhu a čas, potom je chůze symetrická (Půlpán, 2011).

Protéza by se měla pohybovat vpřed s minimálním bočním posunem, s udržením šíře kroku přibližně 5–10 cm mezi středy pat. V ideálním případě pacient udržuje trup vzpřímený s minimálním pohybem ve frontální i sagitální rovině, jako při normální chůzi. Protéza by se měla pohybovat vpřed v relativně přímé linii, jak pacient přechází ze stoje do švihů a ze švihů zpět do stoje. Protetický bērec by se měl houpat dopředu s minimálním vychýlením do stran a měl by odrážet pohyb kontralaterální nohy s ohledem na rozsah a směr pohybu. Během švihové fáze se musí protéza zvednout z podlahy asi o 1,3 cm. V opačném případě pacient riskuje klopýtnutí. Protože protetický kotník během švihové fáze zůstává stacionární, pacient obvykle ohýbá koleno pro získání vůle ve fázi švihů. K asymetrii dochází při delším kroku na protetické straně z důvodu delšího času stráveného na zdravé končetině (Edelstein, 2011).

Jak jsem uvedla výše, člověk se automaticky snaží o chůzi co nejhospodárnějším způsobem, tedy ujít co největší vzdálenost s co možná nejnižším výdejem energie. Chůze amputovaných je ale logicky mnohem více energeticky náročná. Je to tím, že protéza

nedisponuje aktivním mechanismem svalů a šlach jako zdravá končetina, je tedy potřeba mnohem více energie na dopředné i brzdivé pohyby protézy (Půlpán, 2011). Energii se amputovaný snaží zachovat chůzí v pomalejším tempu (Spires, 2013).

### **2.5.1 Typická transfemorální chůze**

Člověk s transfemorální amputací chodí odlišným způsobem než zdravý člověk. Amputovaný se musí vyrovnat s absencí kolenního a chodidlového svalstva a s tím souvisejícím senzorickým vstupem, stejně jako s narušenou funkcí zbývajících svalstva. Chybí zde tedy svalové i senzorické propojení amputované končetiny s podložkou a naopak. Navíc konstrukční nedostatky současných protéz brání dosažení optimální chůze. Nedostatky se ale dají zredukovat, zejména bolest amputované končetiny a druhého kolena, kontraktury, oslabení svalů, nestabilita, nekoordinovanost pohybů nebo nedostatky v nastavení protézy (Edelstein, 2011).

Typickým klinickým nálezem u amputovaných osob je širší rozkročení z důvodu horší rovnováhy a snížená rychlost chůze, zejména u osob s cévními chorobami (Murphy, 2014). Krok bývá delší na protetické straně, což umožňuje delší dobu opory na zdravé noze. Ve švihové fázi má pacient tendenci nadzvedávat pánev (Edelstein, 2011).

Flexe a abdukční kontraktury v kyčli jsou u stehenních amputací běžným jevem a kvůli nim je chůze také asymetrická (Murphy, 2014).

### **2.5.2 Abnormální transfemorální chůze**

Odchyly v symetrii krokového cyklu mohou být ve špatném tvarování objímky nebo nastavení protézových komponentů, anebo v nesprávném stereotypu chůze pacienta. Snažíme se zjistit příčinu a pokud možno ji odstranit, přičemž je třeba mít na paměti, že téměř všechny chyby mohou být zapříčiněny strachem z pádu a nejistotou s novou pomůckou. Nápravný zásah zaměřený na změnu v nastavení protetické pomůcky je obvykle vhodnější než zlepšení anatomické nebo fyziologické poruchy. Nedostatky, které můžeme snadno odstranit, zahrnují nesprávné nazutí protézy, použití nevhodných bot, nesedící lůžko nebo špatné nastavení modulárních dílů, nefunkční komponenty anebo nesprávná výška protézy (Edelstein, 2011).

Odchyly pozorujeme pohledem zepředu, zezadu, i z boku. Jak jsem vypožorovala v průběhu svých praxí, nejčastěji se jedná o:



- Chůzi s abdukovanou amputovanou končetinou a jejím obloukovitým posunem (cirkumdukci) při švihové fázi kroku. Příčinou může být příliš dlouhá protéza, uzavření kolenního kloubu, ale také kontraktura kyčelních abduktorů anebo obava pacienta ze zakopnutí o špičku.
- Asymetrickou chůzi na jednu nebo druhou stranu. Pokud je kratší krok protézou než zdravou končetinou, může být příčina v amputačním pahýlu, který je buď bolestivý nebo má oslabené svalstvo. Pokud je krok protézou naopak delší než zdravou končetinou, může to být svalovou slabostí zdravé končetiny, či nejistotou v kolenním kloubu protézy.
- Chůzi s nadzvedáváním se na špičku na zdravé noze ve chvíli švihu oprotézované končetiny. Příčinou může být opět délka protézy, ale také nesprávně zafixovaný pahýl v lůžku (Nehonský, 2021-2022).

Častou odchylkou bývá tzv. „Trendelenburgův příznak“, který se projevuje nakláněním pánve na stranu zdravé končetiny ve švihové fázi protézy. Příčinou mohou být oslabené hýžďové svaly anebo špatné postavení lůžka z hlediska addukce. To je nutné zkontrolovat a nastavit do správné addukce, aby se hýžďové svaly mohly aktivovat a fungovat bez prodlevy (Sibbel, 2003).

Podle Edelsteinové (2011) existují různé příčiny abnormálních odchylek při chůzi v protéze. Mohou spočívat ve špatném nastavení protézy anebo v oslabení či kontrakturách určitých svalových skupin. Je potřeba se na ně zaměřit a pokusit se o jejich odstranění, abychom optimalizovali krokový cyklus, a tím zabránili mnohdy bolestivým následkům. Uvedu zde některé příklady příčin s jejich projevy v bodech (Edelstein, 2011):

- Kontraktura kyčelního abduktoru = abdukce, cirkumdukce, boční naklánění trupu
- Kontraktura kyčelního flexoru = lordóza, naklánění dopředu, nesoulad v délce kroku
- Slabé kyčelní abduktory = abdukce, boční naklánění trupu
- Slabé kyčelní extenzory a břišní svaly = lordóza, kolaps kolene
- Nestabilita rovnováhy = abdukce, boční naklánění, naklánění dopředu, asymetrická délka kroku
- Špatná kontrola kolene = cirkumdukce, přizvedávání kyčle
- Zrotovaná protéza = švihnutí bérce
- Silná flexe kyčle = vysoké zvedání paty

- Protéza delší než kontralaterální končetina = abdukce, cirkumdukce, přizvedávání kyčle
- Krátká protéza = boční naklánění
- Nedostatečná výška boční objímky = abdukce, boční naklánění
- Nepohodlné lůžko = nesoulad v délce kroku
- Nedostatečná flexe lůžka = lordóza, kolaps kolene
- Ostré nebo vysoké lůžko mediálně = abdukce, boční naklánění.

## 2.6 Terapeutický cíl

Cíle, které si s pacientem stanovujeme, vychází z hodnocení stupně aktivity, který jednoduchým číselným označením vyjadřuje míru schopností uživatele vykonávat běžné denní činnosti (Pejšková, 2007). Určuje technické provedení protézy, tedy komponenty, ze kterých bude protéza sestavena (kolenní kloub, chodidlo). Pahýlové lůžko je vyrobeno vždy podle stavu pahýlu, stupeň aktivity na jeho typ nemá vliv (Půlpán, 2011).

Stupeň aktivity 0 – celkový stav pacienta nedovoluje chůzi ani přesuny s protézou, zhotovuje se nejjednodušší kosmetická protéza.

Stupeň aktivity 1 – interiérový typ uživatele se schopností pohybu na rovném povrchu pomalou konstantní rychlostí chůze. Doba a vzdálenosti chůze jsou výrazně limitovány.

Stupeň aktivity 2 – limitovaný exteriérový uživatel, který je schopen překonat malé přírodní nerovnosti a schody. Doba a vzdálenosti jsou limitovány.

Stupeň aktivity 3 – nelimitovaný exteriérový uživatel, který chodí střední i vysokou rychlostí chůze, překonává přírodní nerovnosti a bariéry, zvládá pracovní i další pohybové aktivity. Doba a vzdálenost chůze jsou jen nepatrně limitovány.

Stupeň aktivity 4 – nelimitovaný exteriérový uživatel se zvláštními požadavky, s výrazným rázovým a mechanickým zatížením protézy, např. děti, sportovci, vysoce aktivní dospělí lidé (Pejšková, 2007).

Pro indikaci komponentů protézy je vedle fyzických možností neméně důležitý také psychický stav. Pacient musí být samozřejmě schopný pochopit ovládání pomůcky a také mít motivaci ji používat tak, aby pokud možno zachoval svou aktivitu, kterou disponoval

před amputací. Platí zde úsloví, že protézu zhotovujeme pro pacienta, nikoli pro pahýl. Musíme vidět zájem a ochotu k výcviku a používání pomůcky (Hadraba, 2006).

Předpokladem úspěšného ortoprotetického řešení je týmová spolupráce lékaře, ortoprotetického technika a fyzioterapeuta (Hadraba, 2006).

## 2.7 Stehenní protéza

Protéza je individuálně zhotovená ortopedicko-protetická pomůcka, jejímž úkolem je nahradit pacientovi ztracený tvar končetiny a její pohybovou funkci. U dolní končetiny se tedy jedná o náhradu statiky a lokomoce (Koreň, 2016).

Při stavbě protézy musíme zohlednit statickou stabilitu kloubů a zároveň dynamický pohyb končetin. Při sestavení protézy tedy provádíme základní statickou stavbu podle olovnice nebo laserového měřidla, a poté i dynamickou korekci stavby, tedy zkoušku a analýzu chůze (Kaphingst, 2002).

Podle techniky stavby můžeme protézy rozdělit na dva typy:

1. **Exoskeletové** – nosnou funkci zajišťuje tvar a užitý materiál stavebních dílů, většinou se vyrábí ze dřeva nebo plastu
2. **Endoskeletové** – nosnou funkci zajišťují stavební moduly v biomechanické ose protézy, které mohou (ale nemusí) být opatřeny kosmetickým krytím – používané materiály jsou kov a plast (Koreň, 2016).

**Endoskeletová** konstrukce je modernější typ a také u pacienta z mé kazuistiky ji použijeme.

Stehenní endoskeletová protéza se skládá ze tří hlavních částí:

1. proximální část – lůžko (objímka), liner a spojovací adaptér
2. střední část – trubkový adaptér a kolenní kloub
3. distální část – protézové chodidlo

### 2.7.1 Proximální část protézy

#### 2.7.1.1 Lůžko

Lůžko (objímka) zajišťuje připojení protézy na amputační pahýl. Umožňuje přenos hmotnosti těla na ostatní části protézy a přes ně potom na podložku (Koreň, 2016). Jedná

se o klíčovou část pomůcky, jelikož musí velmi dobře pojmout pahýl a přenášet síly a zátěže (Maleš, 2021).

Tyto síly jsou dané na jedné straně tvarem pahýlu, na druhé straně konstrukcí protézy, ale vyplývají ze sil působících mezi protézou a zemí. Jedná se o tlakové síly, tahové síly, ohybové, točivé nebo torzní momenty. Nelze jim zabránit, ale snažíme se o rozložení těchto sil. Protichůdné síly je potřeba vykompenzovat a jejich působení fyziologicky co nejvíce zachytit. Teoreticky můžeme například tlak zmírnit tím, že zvětšíme plochu, na kterou působí. Ovšem v protetické praxi je nutné zohlednit fyziologii lidských tkání a rozlišovat zatížitelná a nezatížitelná místa v konkrétní oblasti (Pejšková, 2007).

Zásadní podmínkou pro kvalitní ovládání a používání protézy je dobrý kontakt mezi amputačním pahýlem a objímkou, a také spolehlivá fixace protézy k pahýlu nebo k tělu. Můžeme toho dosáhnout buď přímo pomocí objímky anebo pomocí tzv. ulpívacích elementů. Ty se používají v případech, kdy objímka protézy stabilizuje nedostatečně. Mohou to být závěsné objímky, závěsné bandáže nebo elastické fixační návleky (Koreň, 2016).

Ve většině případů se dnes používají tzv. plně kontaktní (ulpívací) lůžka, která nevyžadují žádné přídavné zařízení. Jejich přilnutí k pahýlu vzniká na základě dokonalého tvarování lůžka podle tvaru pahýlu, za současného vzniku podtlaku, který je regulován podtlakovým ventilem (Dungl, 2016). Pro tento typ lůžka je právě nejvýhodnější kónický tvar pahýlu, jehož vytvoření z velké části závisí na provedení vlastní amputace, ale i na pooperačním bandážování a péči, jak jsem uvedla výše.

Lůžko můžeme rozdělit na tři části:

- proximální část (nasedací věnec)
- středová část (řídící oblast)
- distální část (oblast konce pahýlu) (Maleš, 2021).

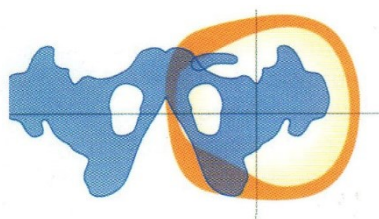
Z důvodů uvedených výše vytváříme lůžko v účelovém, funkčním tvaru, který respektuje anatomicko-fyziologické struktury, ale není totožný s tvarem pahýlu (Kaphingst, 2002).

#### **2.7.1.1.1 Lůžka podle tvaru konstrukce**

Názory na tvar stehenního pahýlového lůžka se různí, ale hlavním úkolem je vytvořit lůžko, které odpovídá tvaru a objemu pahýlu. Cílem je, aby svalstvo bylo uloženo v lůžku, ale nesmí být předeprnuté, ani zdeformované (Botta, 2003).

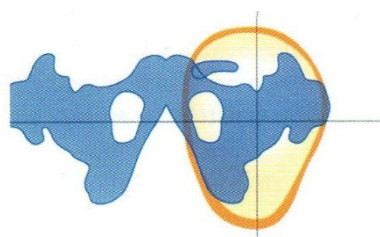
Podle tvaru konstrukce můžeme použít lůžko příčně oválné anebo podélně oválné.

**Příčně oválné lůžko** (Obr. 7) se opírá o zevní spodní plochu hrbolu kosti sedací (Koreň, 2016). Aby mohla sedací kost dosednout, musí být zatlačeno svalstvo v této oblasti, zejména se jedná o m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pod oporou pro hrbol kosti sedací je pro tyto svaly vytvořen prostor. Toto tvarování způsobuje sklápění pánve dopředu (Kaphingst, 2002).



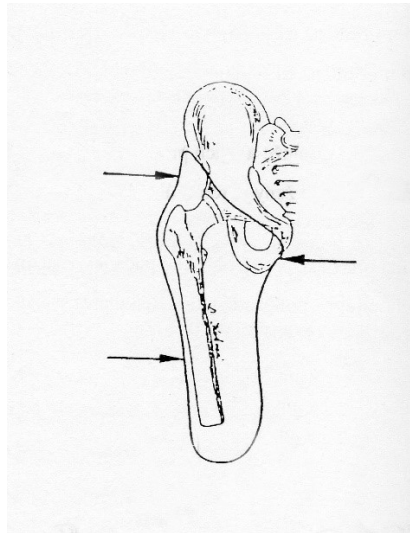
Obrázek 7: Příčně oválné lůžko (Koreň, 2016)

**Podélně oválné lůžko** (Obr. 8) je utvořeno jako ovál v předozadním směru, který se v přední části rozšiřuje (Kaphingst, 2002). Hrbol kosti sedací je začleněn do nasedacího věnce, a tím se méně zatěžují měkké tkáně. Zátěž se přenesse více do středu, na trochanterické (laterální) peloty lůžka, přičemž část zátěže nese i konec pahýlu (Kaphingst, 2002). Zátěž se tak lépe roznese a zároveň se celá protéza lépe ovládá (Koreň, 2016).



Obrázek 8: Podélně oválné lůžko (Koreň, 2016)

Podélně oválné lůžko využívá účinky tříbodového silového systému k blokování pohybu doleva nebo doprava (Obr. 9). Lůžko vyvíjí tlak z laterální strany nahoře nad trochanterem a v dolní polovině femuru, a naproti tomu z mediální strany tlačí na hrbol kosti sedací (Kaphingst, 2002).



Obrázek 9: Tříbodový silový systém (Kaphingst, 2002)

### 2.7.1.2 Liner

Součástí lůžka je také tzv. liner, což je návlek, který chrání pahýl před přímým působením tvrdého pahýlového lůžka a omezuje pohyby a tření uvnitř lůžka. Vyrábí se ze

- silikonu – probíhá neustálá komprese pahýlu,
- kopolymeru – tvaruje se teplotou lidského těla,
- polyuretanu – teče ve vakuu a vyplňuje prázdné prostory (Maleš, 2021).

### 2.7.1.3 Systémy připojení

Pro připojení lineru k pahýlovému lůžku se využívají tyto systémy připojení:

- Vtahovací systém
- Vybavení se zámkem Shuttle Lock
- Podtlakové systémy pasivní nebo aktivní (Otto Bock)

U vťahovacího systému si uživatel vtáhne pahýl do lůžka ručně pomocí pásu.

U vybavení se zámkem Shuttle Lock je liner na dolním konci opatřen trnem (tzv. pin), jež se při nasazování protézy zasune do zámku.

U pasivního podtlakového systému je přebytečný vzduch odveden z lůžka přes jednocestný ventil působením hmotnosti uživatele, a nemůže již proudit zpět.

U aktivního podtlakového systému se využívá pumpa v kombinaci s jednocestným ventilem. Vzduch mezi lůžkem a linerem je téměř všechen odsát a systém je uzavřen

nákolenkou s gelovým povlakem. Pumpa je aktivní při každém kroku a podtlak stále reguluje (Otto Bock).

Pahýlové lůžko se dále pomocí spojovacího adaptéru připojuje ke kolennímu kloubu.

## 2.7.2 Střední část protézy

### 2.7.2.1 Kolenní kloub

Kolenní kloub spojuje lůžko s distální částí protézy, tedy s chodidlem. Má velký vliv na bezpečnost chůze a měl by být vybrán podle stupně aktivity, hmotnosti, a motorických schopností pacienta.

Základní tři úkoly, které musí náhrada kolene plnit, jsou:

- a) plynulé ohnutí a napnutí ve švihové fázi kroku a zároveň
- b) nesmí se podlomit a musí udržet váhu těla ve stojné fázi kroku, kdy se nad ním přesouvá těžiště celého těla,
- c) musí umožnit co největší flexi kolene při sezení nebo v kleku (Dupes, 2022).

#### 2.7.2.1.1 *Typy kloubů podle stavby*

Protetické kolenní klouby můžeme z hlediska základní stavby rozdělit na monocentrické a polycentrické.

**Monocentrické** mají jednu osu rotace, kolem které se volně otáčí distální část protézy. Mohou být vybaveny zámkem, který drží při chůzi nohu nataženou v extenzi, nebo brzdou, která zabraňuje podlomení kolene ve stojné fázi, kdy se pod vahou těla zablokuje, anebo hydraulickým pístem.

**Polycentrické** klouby jsou nejčastěji čtyř- nebo šestiosé. Fungují tak, že jejich pohyb je složen z rotace a klouzání, a u každého kloubu je střed otáčení jiný, mění se podle velikosti úhlu mezi stehnem a bércelem. To umožňuje větší stabilitu při nášlapu, kdy je střed otáčení posunutý více dozadu a dolů. Další výhodou oproti monocentrickému kloubu je plynulejší průběh švihové fáze chůze, jelikož se při ní zkracuje délka protézy (Kaphingst, 2002).

#### 2.7.2.1.2 *Typy kloubů podle mechanismu*

Podle mechanismu, kterým je kolenní kloub ovládán, dělíme klouby na:

- 1) mechanické
- 2) pneumatické
- 3) hydraulické
- 4) mikroprocesorové (zahrnují bionické)

## 1. Mechanické koleno

Nejjednodušším typem je mechanické **koleno s ručním zámkem**, jež umožňuje automatické zablokování kolena pomocí zátěže, ale pacient si může zvolit ruční zablokování kolena. Je určeno pro pacienty, kteří potřebují zvláštní zabezpečení, aby se koleno nepodlomilo ve stoji, při kontaktu s patou nebo při chůzi po nerovném terénu. Během chůze je tak ale protetická noha stále natažená. Indikace pro tento typ kolena je obvykle u pacientů se stupněm aktivity 1 a oslabených jedinců, kteří nemohou koleno ovládat jinak.

Dalším typem tohoto mechanismu může být **koleno s kontrolou stoje aktivovaném vahou** těla, tzv. bezpečnostní koleno. V kolenu je systém konstantního tření, což způsobuje brzdou sílu při zatížení protézy, aby se zabránilo podlomení kolena. Zbytek času se bude koleno volně houpat, dokud na něj nebude aplikována váha.

Toto koleno je vhodné pro první uživatele protézy, kteří potřebují stabilitu, zejména u starší nebo méně aktivní populace, nebo pro lidi, kteří se rychle unaví. Nevýhodou je, že při sezení bude pacient muset odlehčit nohu, aby se mohla ohnout, to znamená, že nebude moci používat protetickou stranu v sedu. Kvůli tření v kolenu bude pacient také chodit pomaleji a dělat menší kroky (Dupes, 2022; Physiopedia, 2022).

## 2. Pneumatické koleno

Pokročilé ovládání švihu pro protetická kolena využívá dynamiku vzduchu nebo tekutin k zajištění proměnlivého odporu, což umožňuje snáz měnit rychlost chůze.

Tyto jednotky se skládají z pístů uvnitř válců obsahujících vzduch (pneumatické) nebo kapalinu (hydraulické). Pneumatické ovládání stlačuje vzduch, když je koleno ohnuto, ukládá energii a poté vrací energii, když koleno přechází do extenze. Ovládání chůze lze dále zlepšit přidáním pružinové cívky. Pneumatické systémy jsou obecně považovány za systémy poskytující lepší ovládání výkyvu než třecí kolena, ale jsou méně účinné než hydraulické systémy (Dupes, 2022; Physiopedia, 2022).



### **3. Hydraulické koleno**

Pro aktivní amputované osoby jsou hydraulické systémy nejbližší normální funkci kolena. Hydraulické systémy používají místo vzduchu kapalně médium (obvykle silikonový olej), který reaguje na široký rozsah rychlostí chůze. Hydraulická kolena poskytují hladší chůzi, ale jsou těžší, vyžadují více údržby a mají vyšší počáteční náklady (Dupes, 2022; Physiopedia, 2022).

### **4. Mikroprocesorové koleno**

Tato kolena mají mikroprocesor, který přijímá zpětnou vazbu ze senzorů umístěných uvnitř kloubu. Údaje ze senzorů se používají k úpravě rozsahu flexe a extenze kolena a rychlosti tak, aby odpovídaly tomu, co jedinec v danou chvíli potřebuje. Lze to popsat jako "vylepšený hydraulický systém", kde počítač řídí otevírání a zavírání ventilů, aby umožnil průtok hydraulické kapaliny uvnitř jednotky. Poskytuje aktivní flexi a extenzi při chůzi, což umožňuje symetrické rozložení hmotnosti a přirozenou chůzi.

Mikroprocesorové koleno snižuje množství a úsilí, které jednotlivec potřebuje pro chůzi. Koleno se dokáže rychle přizpůsobit různým rychlostem chůze, měnícímu se prostředí nebo specifickým situacím. K úpravě nastavení lze použít mobilní telefon nebo počítač.

Nevýhodami jsou vysoká cena, nutnost nabíjení baterie, vyšší hmotnost, ale také náchylnost k poškození vodou, teplotou, klečením, apod. (Dupes, 2022; Physiopedia, 2022).

#### **2.7.2.2 Trubkový adaptér**

Trubkový adaptér spojuje koleno s chodidlem a vyrábí se většinou z hliníku, titanu nebo uhlíkových vláken (Jindra, 2015). Může ho zakrývat kosmetický kryt podle přání pacienta.

### **2.7.3 Distální část protézy**

#### **2.7.3.1 Protézové chodidlo**

Tato část protézy se dostává do kontaktu s podložkou. Má proto zásadní vliv na rovnováhu, pocit bezpečí a energetickou účinnost chůze. Vybírá se, stejně jako kolenní kloub, především podle stupně aktivity uživatele.

### **2.7.3.1.1 Typy chodidel**

Rozlišujeme chodidla pevná a dynamická.

**Pevná chodidla** volíme při nižším stupni aktivity. Jsou lehká a stabilní při stoji. Nejčastěji se používá chodidlo typu SACH (solid ankle cushion heel - pevné chodidlo s měkkým podpatkem), které má dřevěné jádro, patní klín z mechanicky odolného elastického plastu a plastový povrch.

**Dynamická chodidla** používáme u pacientů s vyšším stupněm aktivity, kteří potřebují větší přizpůsobivost různým typům povrchů. Tato chodidla dokáží akumulovat energii došlapu a využít ji při odvalu a ve švihové fázi kroku. To je dáno pružností materiálu, ze kterého jsou vyrobená, nejčastěji se jedná o karbonové kompozity (Dungl, 2014; Koreň, 2016).

Dále se používají jednoosá, ale i víceosá chodidla, jež umožňují i pronaci a supinaci při chůzi. Tím výrazně zlepšují aktivním uživatelům pohyb v nerovném terénu. Speciální skupinu tvoří karbonová chodidla pro běh tělesně postižených sportovců (Koreň, 2014).

## 3. Praktická část

### 3.1 Metodika

V praktické části bakalářské práce je rozpracována kazuistika pacienta s transfemorální amputací pravé dolní končetiny, jemuž jsem vyrobila novou protézu během své praxe na pracovišti Ortopedická protetika Josef Nehonský v Plzni. Celý proces od prvního kontaktu do vybavení pacienta pomůckou probíhal od října 2021 do ledna 2022.

Pacient měl v tomto období nárok na novou protézu, kterou si na tomto pracovišti nechává vyrábět již několik let. Kontaktovali jsme ho tedy a domluvili se na návštěvě Protetiky. Zde jsem mu vysvětlila podmínky, za nichž bude probíhat naše spolupráce, především ohledně ochrany jeho osobních údajů a fotografií, jelikož s ostatními náležitostmi měl již letitou zkušenost. Postup jsme mu zopakovali, ale v podstatě téměř přesně věděl, co ho čeká. Hned podepsal informovaný souhlas (jeho vzor viz Přílohu 2), prošli jsme spolu jeho anamnézu a provedli odběr měrných podkladů. Data jsme poslali do Ortopedické protetiky ve Frýdku-Místku, kde si zařízení nechává na základě změřených dat a historie uložených dat pacienta vyfrézovat model pahýlu a natáhnout zkušební lůžko. Zároveň jsme se domluvili na komponentech, které zůstaly stejné, a na něž byl pacient již zvyklý. Po této návštěvě jsem e-mailem zaslala podepsaný informovaný souhlas Etické komisi FTVS UK a požádala ji o schválení projektu této bakalářské práce. Souhlas k práci s pacientem mi byl udělen (Příloha 1).

Při další návštěvě jsme již provedli statickou i dynamickou zkoušku celého systému. Bylo potřeba provést úpravu tvaru lůžka. Příští setkání již lůžko i veškeré nastavení sedělo a mohli jsme zhotovit trvalé lůžko ručním laminováním. Poslední návštěva obnášela poslední kontrolu ve stoji i při chůzi, poučení pacienta a předání pomůcky k užívání.

### 3.2 Anamnéza

**Pacient:** K. R.

**Pohlaví:** muž

**Rok narození:** 1977

**Výška:** 193 cm

**Váha:** 125 kg

**Diagnóza:** transfemorální amputace na pravé dolní končetině po traumatu, dlouhý pahýl.

**Osobní anamnéza:** listopad 1991 úraz – pád pod vlak, pravá dolní končetina oddělena těsně pod kolenem, bezprostředně po úraze provedena amputace ve stehně v Okresní nemocnici Klatovy. Zároveň rozdrčené prsty na levé dolní končetině, neúspěšný pokus o záchranu, po několika týdnech ještě v roce 1991 amputace 1. – 3. prstu na levé dolní končetině. Rehabilitace probíhala v Klatovské nemocnici v rámci rekonvalescence. Nebylo zde speciální rehabilitační oddělení, vertikalizace a škola chůze probíhala na širokých chodbách nemocnice. V březnu 1992 první protetické vybavení. Asi měsíc chůze s dvěma francouzskými holemi, pak na kontralaterální straně ještě rok s jednou holí. Od roku 1993 chodí bez holí, jen s protézou. Na pahýlu svěšené měkké tkáně na mediální straně, které způsobovaly potíže při chůzi, tvoří se v nich váčky s tekutinou, bolestivé, nehojí se, v roce 2004 vyústění v reoperaci měkkých tkání distální části pahýlu stehna PDK pro lepší přilnutí k lůžku protézy a funkční používání pomůcky.

**Protetická anamnéza:** do roku 2010 klasická příčně oválná objímka pahýlu, oblékání pomocí obinadla, čtyřosý kolenní kloub a klasické chodidlo SACH. Od 2010 dosud - podélně oválné lůžko se silikonovým linerem, hydraulický kolenní kloub Total Knee 2100 od firmy Össur a karbonové chodidlo. V roce 2016 měl na vyzkoušení zapůjčený bionický kloub Össur Rheo Knee, který mu vyhovoval, chůze byla snazší. Nesplnil podmínky zdravotní pojišťovny k proplacení, zůstal tedy u Total Knee, jež používá dosud.

**Alergická anamnéza:** pouze běžné alergie na trávu a pyly.

**Farmakologická anamnéza:** neužívá žádné léky.

**Sociální anamnéza:** svobodný, žije sám v bytovém domě s výtahem, bezbariérový byt v 1. NP, s přítelkyní rekonstruuje rodinný dům.

**Pracovní anamnéza:** úředník.

**Volný čas:** pěší turistika, záliba v rozhlednách. Řidičské oprávnění skupiny B, řízení upravené k ovládnutí spojky levou dolní končetinou, brzdy a plynu levou rukou pomocí páky na volantu, pravá ruka standardně ovládá řadící páku. Po schodech chodí přinožením, nikoli střídavě.

**Status praesens:** pacient zdravý, cítí se dobře, dle možností aktivní, ale sport v současné době žádný. Dle tabulek obezita, BMI 33. Pahýl bez otlaků, bez otoků, jizva zhojená, tkáň

palpačně měkká. Při změnách počasí nebo přetížení mírné fantomové bolesti, projevující se jako lehké brnění, které občas nedovolí usnout. Pomáhá lehké masírování distální části pahýlu. Tyto občasné potíže ho výrazně nelimitují. Za stejných podmínek bolesti bederní páteře.

**Stupeň aktivity: 3**

### **3.3 První návštěva a následné činnosti**

#### **3.3.1 Vstupní vyšetření**

Na první schůzce, kterou jsem již popsala v části 3.1 Metodika, byl pan K.R. srozuměn s náležitostmi týkajícími se účasti na projektu mé bakalářské práce, a podepsal informovaný souhlas, který zejména chrání jeho identitu. Hned jsme také sepsali výše uvedenou anamnézu, provedli vyšetření pahýlu, kontrolu stoje a chůze ve stávající protéze. Stoj je standardní, střídavé zatěžování obou dolních končetin probíhá symetricky, mírně zvětšená bederní lordóza. Skoliotické změny na páteři nejsou patrné.

Při chůzi široký krok, asymetrie s delším krokem na protetické straně, a tedy delší stojnou fází vlevo, na zdravé straně. Při tom si všímáme laterálního posunutí pánve doleva, což je kompenzováno úklonem trupu doprava. Je zde znatelný „Trendelenburgův syndrom“. Tyto příznaky bychom rádi eliminovali s pomocí nové protézy.

Pahýl byl bez otoků a oděrek, s měkkou tkání a v pořádku. Tvar spíše cylindrický. Jizva měkká, umístěná na dorzální straně.

Dále jsme provedli odebrání měrných podkladů pro výrobu nového diagnostického lůžka, které popíši v následující kapitole.

#### **3.3.2 Odebrání měrných podkladů**

Namísto klasického sádrování pahýlu, které je stále nejčastějším způsobem odebrání končetinových měř, se Protetika rozhodla pro počítačové zpracování naměřených vstupních dat pomocí technologie CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) a zhotovení modelu pahýlu frézováním. Tuto službu pro ně provádí ING Corporation ve Frýdku-Místku. Výhodami jsou přesnost, opakovatelnost výsledků, čistota provedení i směrem k pacientovi, možnost digitálního uložení záznamu nebo snadné úpravy parametrů v programu. Klíčovým faktorem pro dobré transfemorální

lůžko zhotovené touto technologií je správné měření. Jeho přesný postup podrobně popíšu v následující kapitole.

Nejdříve jsme zvolili podélné oválné/anatomické lůžko, s podtlakovým přichycením pomocí silikonového návleku a ventilu, které má pan K. R. i nyní a je s ním spokojený. Jelikož odebrání měř pro zhotovení lůžka je nutné provádět již přímo v silikonovém návleku, který bude pacient s lůžkem používat, změřili jsme obvod pahýlu ve výšce 4 cm od jeho distálního konce, s měkkými tkáněmi volně prověšenými. Naměřili jsme 46 cm, velikost návleku je tedy podle instrukcí od výrobce 45 cm. Vybrali jsme liner Icecross Seal-In X5 (Obr. 10), který jsme měli přímo na skladě, pacient si ho tedy rovnou pomocí lubrikačního spreje nasadil. Nasazení probíhá tak, že se celý silikon otočí naruby, vnitřní distální konec umístíme na vrchol pahýlu a plynule rolujeme nahoru tak, aby uvnitř nezůstaly vzduchové kapsy. Ty mohou způsobit nadměrné pocení pahýlu. Před tím jsme si vystříhali malý výkroj pro třísko, aby silikon dobře přilehl (délku po obvodu budeme zařezávat až po definitivních úpravách lůžka, aby liner přesahoval přes okraj), a mohli jsme pokračovat v měření podkladů pro výrobu lůžka. Na laterální část silikonového návleku jsme nalepili papírovou pásku podél osy femuru. Od hrbolu kosti sedací jsme posuvkou přenesli výškovou polohu tohoto bodu na papírovou pásku, do oblasti subtrochanteru. Posuvku jsme drželi v rovině kolmé k ose pahýlu. Vyznačený bod odpovídá rovině „0“. Od tohoto bodu jsme označili výškové značky po 3 cm (Obr. 11). V každém z těchto bodů jsme změřili obvod, dvakrát po sobě, všechny míry zapsali do měrného listu (Příloha 4), a výsledné obvody zprůměrovali. Při odebrání měř ve stoji stál pacient u bradel a stále jsme kontrolovali, zda je pánev v rovině podle dobře viditelné kontrolní oblasti, tzv. Michaelisovy routy. To je kosodélník vytvářený zadními horními spinami kyčelní kosti, trnovým výběžkem pátého bederního obratle a počátkem rýhy řitní (Kaphingst, 2004).



Obrázek 10: Silikonový liner (autorská fotografie)



Obrázek 11: Odebrání měrných podkladů (autorská fotografie)

Délku pahýlu jsme změřili od hrbolu kosti sedací po distální konec pahýlu.

Skeletární mediolaterální rozměr jsme změřili opět pomocí posuvky tak, že její kratší rameno jsme přiložili z mediální strany sedacího hrbolu a delší rameno do oblasti subtrochanteru. Dále jsme určili muskulární mediolaterální rozměr opět pomocí posuvky v rovině 6 cm pod rovinou „0“. Změřili jsme při relaxovaném pahýlu i v kontrakci, do měrného listu jsme zapsali střední hodnotu.

Diagonální šířka stehna se měří tak, že kratší rameno posuvky umístíme z mediální strany podél raménka kosti stydké, a delší rameno položíme na anterolaterální stranu stehna. Zároveň s tím zkontrolujeme horizontální úhel raménka kosti stydké tak, že pomocné rameno posuvky umístíme rovnoběžně s rovinou chůze, a výsledný úhel zapíšeme do měrného listu.

Dále se podíváme na laterální úhel addukce pahýlu, který měříme goniometrem přiloženým na stehno pod trochanterem.

Úhel flexe měříme vleže na tvrdé podložce. Nejdříve jsme si na laterální straně pahýlu vyznačili průběh femuru. Pak si pacient lehnul, rukama ohnul levou dolní končetinu a držel ji přitaženou u břicha. Vsunula jsem mu otevřenou dlaň pod záda v oblasti bederní lordózy. Pacient ohnul pahýl do plné flexe. Pahýlem jsme pak posouvali směrem dolů, dokud se nesnížil tlak na ruku pod zády. Pahýl jsme pak posouvali zase zpět ve směru flexe, dokud nedošlo k odstranění tohoto snížení tlaku na ruku. V této poloze jsme goniometrem změřili úhel flexe.

Mediální anteroposteriorní rozměr měříme v sedě na tvrdé podložce. Pacient provede abdukcí pažky v kyčelním kloubu, vnější rukou jsem vyvíjela odpor proti pažce, pacient při tom tlačil pažku do addukce, a já vnitřní rukou palpovala šlachy m. adductor longus. Vzdálenost od podložky po horní hranu úponu je požadovaný rozměr.

Laterální anteroposteriorní rozměr měříme také v sedě z vnější strany od podložky po m. rectus femoris, tedy po vrchol stehna.

Posttrochanterická míra, již je také potřeba pro zhotovení lůžka změřit, je oblast měkkých tkání za trochanterem, která je využívána jako pelota, tedy místo kde je možné zvýšit tlak objímky. Měřidlo jsme umístili na střed trochanteru a namířili ho dozadu rovnoběžně s rovinou chůze, z prohlubně, která se nachází na okraji m. gluteus maximus jsme vyvedli kolmici. Rovnoběžná míra se směrem chůze je posttrochanterická vzdálenost potřebná do měrného listu, a délku přímkou na kolmici označujeme jako posttrochanterickou hloubku.

Také jsme ve stoji změřili výšku od podložky k hrbolu kosti sedací u levé končetiny a výšku ke kolenní štěrbině mezi femurem a tibií, pro správné nastavení výšky komponentů.

### **3.3.3 Výběr komponentů**

Při první návštěvě jsme se s panem K. R. zároveň domluvili poměrně rychle na dalších komponentech protézy, jelikož stejné již využíval poslední dva roky a nemá důvod je měnit. Ani z naší strany nepadl návrh na vhodnější koleno, vyjma bionického kloubu, který ale pojišťovna panu K. R. neproplatí, jak jsem již uvedla v anamnéze výše. Objednáme tedy kolenní kloub Total Knee 2100 od firmy Össur (Obr. 12 a 13), což je polycentrický kloub s geometrickým uzamykacím systémem. Má hydraulické ovládání švihů a je určený i pro vícerychlostní pohyb, spíše pro aktivnější osoby s amputací. Zároveň je určen pro uživatele až do hmotnosti 125 kg, do tohoto limitu se tedy s naším pacientem vejde. Výrobce uvádí až 160° flexi, možnost proměnlivé rychlosti a větší vzdálenost špičky od podložky ve švihové fázi kroku.

Chodidlo jsme vybrali Pro-flex XC Össur (Obr. 14), jež je určeno i pro aktivnější uživatele, pro chůzi po rovném i nerovném povrchu.





Obrázek 12: Koleno Total Knee 2100 – sagitální pohled (autorská fotografie)



Obrázek 13: Koleno Total Knee 2100 – frontální pohled (autorská fotografie)



Obrázek 14: Chodidlo Pro-flex XC (autorské fotografie)

### 3.3.4 Diagnostické lůžko

Hotový měrný list jsme poslali do ING Corporation, a za 10 dní přišel vyfrézovaný model stehna s diagnostickým lůžkem (Obr. 15). Zároveň jsme objednali vybrané komponenty od firmy Össur, které také byly doručeny do 14 dnů.

Diagnostické lůžko je průhledné lůžko z termoplastového materiálu, které je určeno ke statické a dynamické stavbě protézy a k dalším úpravám a zkouškám, jelikož umožňuje posoudit uložení pahýlu v lůžku. Pomáhá odhalit místa velkého tlaku nebo tření při statickém i dynamickém zatížení. Také díky němu můžeme snadno ověřit dostatečnou stabilitu, správný objem pahýlu do lůžka, a zkontrolovat potřebný rozsah pohybu v kyčelním kloubu.



Obrázek 15: Vyfrézovaný model a diagnostické lůžko vytvořené metodou CAD/CAM (autorská fotografie)

### 3.3.5 Sestavení protézy k první zkoušce

Diagnostické lůžko jsme před návštěvou pacienta v distální části zdrsnil brusným papírem, abychom k němu kytem mohli přilepit „tříprstý adaptér“, na nějž posléze připevníme veškeré komponenty (Obr. 16). Mezi lůžko a kloub se v případě dlouhého pahýlu pacienta už nevkládá žádné další příslušenství, jelikož stavební výška kloubu je taková, že jeho osa otáčení odpovídá zdravému kolenu, díky polycentrickému mechanismu. To je také jeden z důvodů, proč by panu K. R. nevyhovoval monocentrický kloub, ten by totiž v sedě značně přesahoval zdravé koleno, což by vadilo jak opticky, tak by mohlo překážet v pohybu nebo při potřebě vejít se například na sedadla hromadné dopravy, kulturních zařízení nebo i do vlastního vozu.



Obrázek 16: Statická stavba protézy (autorská fotografie)

Nejdříve jsme sestavili protetické chodidlo. Vložili jsme jej do přiloženého návleku Spectra Sock. Sejmuli jsme připojení krytu chodidla a pomocí speciální přiložené lžice jsme nasunuli chodidlo v návleku do krytu chodidla. Kryt chodidla jsme zpět připevnili.

Chodidlo jsme připevnili pyramidovým adaptérem k trubkovému adaptéru uříznutému v délce vypočítané podle naměřených výškových údajů, viz kapitolu 3.3.1, a odečtu ostatních stavebních dílů a podešve používané obuvi. Dali jsme si pozor na vytočení chodidla. Výšku středu kolenního kloubu jsme určili od referenčního středu kolenního kloubu, označeného v manuálu. Mezi koleno a trubkový adaptér jsme přidali posuvný adaptér pro možnost posunu kloubu při statické stavbě a hledání správné osy.

Kolenní kloub jsme nastavili podle přiložených instrukcí. Vložili jsme do něj správnou dorazovou destičku podle hmotnosti pacienta, tedy extra tuhou, oranžové barvy. Doraz určuje velikost počáteční flexe v kolenním kloubu. Poté jsme koleno připevnili mezi posuvný adaptér a tříprstý adaptér lůžka.

Pomocí laserového měřidla jsme zkontrolovali zátěžnou osu (Obr. 17). U podélně oválného lůžka používáme jako výchozí bod stavby přibližně střed věnce lůžka, jelikož vycházíme z toho, že vektor zatížení má ve stoji svůj počátek přibližně v kyčelním kloubu (Kaphingst, 2002). Zátěžná osa by dále měla procházet osou vahadla a zadní třetinou délky chodidla, která je vyznačena na obalu chodidla zevnitř.



Obrázek 17: Hledání zátěžné osy laserovým měřidlem (autorská fotografie)

## 3.4 Druhá návštěva a následné činnosti

### 3.4.1 Zkouška diagnostického lůžka a statická zkouška protézy

Při zkoušce lůžka rovnou provedeme statickou zkoušku celé protézy a pokusíme se lůžko vyrovnat do správné osy, abychom pak věděli kam připevnit adaptér na kolenní kloub, i jak nastavit kolenní kloub samotný.

Pacient si za pomoci lubrikačního spreje nasadil silikonový liner, vertikalizoval se, a pomocí opětovného zatížení a odlehčení se dostal asi na třetí cyklus do lůžka, což vypadalo slibně, jelikož pokud by do něj dostal příliš rychle, asi do dvou cyklů, mohlo by to znamenat, že je objem lůžka příliš velký. Zkusili jsme nejprve zatížit a odlehčit pravou končetinu. Zkontrolovali jsme výšku celé sestavy protézy podle postavení pánve, viz kapitolu 3.3.1, a zjistili, že bude potřeba o 1 cm zkrátit trubkový adaptér.

Pak jsme si opět s pomocí laserového měřidla nasvítili na pacientovi boční osu (Obr. 18), která by měla ideálně procházet od hlavy před uchem, přes rameno, trochanter, osu otáčení kolenního kloubu, a nakonec přibližně na konec zadní třetiny chodidla, což vychází kousek před hlezenní kloub.



Obrázek 18: Statická zkouška s pacientem (autorská fotografie)

Pacienta jsme nechali přesunout váhu na protézu, tím se aktivoval geometrický zámek, který zabraňuje podlomení kolene při zátěži. Pomocí ventilu jsme nastavili odpor flexe ve švihové fázi. Nastavení se provádí v sedě. Pacient provede extenzi protetické končetiny a nechá kolenní kloub uvolnit do flexe. Zvyšujeme odpor ventilu, dokud se při flexi v úhlu  $60^\circ$  neobjeví malý přechodový odpor.

### 3.4.2 Dynamická zkouška

Po těchto úpravách a nastaveních můžeme přikročit k dynamické zkoušce protézy, tedy zkoušku chůze (Obr. 19).

Pacient z počátku dělá krátký krok na pravé protetické straně a je znát obava. Při chůzi v jeho staré protéze jsem si všimla cirkumdukce protetické končetiny ve švihové fázi, chůze tak byla i dříve asymetrická. Když se osmělil na nové zkušební protéze a začal dělat delší kroky, tento zvyk tam byl stále znatelný. Pokusili jsme se vyloučit možné příčiny, které by mohla způsobit nová pomůcka, viz kapitolu 2.5.2. Délku protézy již víme ze statické zkoušky, že budeme zkracovat, možná to trochu pomůže. Dále jsou možné kontraktury stehenních abduktorů, o nichž jsme se bavili a doporučili jsme jejich protahování pohybem stehna do addukce. Určitá nejistota či obava z pádu v nové pomůcce může zcela jistě hrát také svou roli.

Zkusíme tedy do příští návštěvy na obou stranách udělat vše pro to, abychom tuto odchylku v chůzi eliminovali.

Dalším poznatkem, který jsme s pacientem při chůzi zjistili bylo ucházení vzduchu z protetického lůžka. Hned po dvou krocích pan K. R. cítil, že lůžko netěsní. Budeme tedy určitě vyrábět ještě jedno provizorní lůžko z termoplastu se zmenšeným objemem. K. R. si také stěžuje na „ujíždění“ objímky do vnější strany, a její odtažení od trochanterické oblasti. Lůžko tedy musíme celkově zmenšit, aby lépe dosedalo.

Sejmuli jsme znovu obvodové míry pahýlu na třech místech. V nejširším místě stehna a pod a nad těsníci membránami lineru.



Obrázek 19: Dynamická zkouška (autorské fotografie)

### 3.4.3 Výroba druhého diagnostického lůžka

Diagnostické lůžko od ING Corporation jsme vyřezali z sádky, zanořili do něj železnou tyč k zatuhnutí a pozdějšímu uchycení do svěráku k opracování a natažení termoplastu. Po vytvrdnutí jsme vyjmuli sádkový model k dalším úpravám na základě zkoušky. Fixem jsme si z lůžka na model přenesli obvody ve znovu změřených rovinách a na základě zkoušky se rozhodli o 1 cm obvod pahýlu zmenšit, v distální části o něco více. Tento rozdíl mohl vzniknout jak drobnými nepřesnostmi při měření, tak při zpracování v počítačovém programu CAD/CAM technologie, který podle již uložených dat pacienta zapracovává údaje nové, a vše „zprůměruje“ tak, aby tvar lůžka byl hladký.

Na modelu jsme pilníkem na sádku ubrali hmotu kde bylo potřeba, aby bylo lůžko těsnější. Model jsme vyhladili sítkem a mokřím hadříkem, aby po natažení termoplastu byla vnitřní strana objímky hladká.

Desku termoplastu ThermoLyn o tloušťce 20 mm jsme připevnili do objímky a na stojanu vložili do infračervené pece. Na digitálním displeji jsme nastavili teplotu prohřátí plastu na 160°. Dvakrát jsme objímku otočili, vždy po prověšení termoplastu téměř k podložce tak, aby byl plast prohřátý z obou stran. Model jsme si připravili do svěraku a připojili trubicí k vývěvě (Obr. 20). Když bylo dosaženo požadované teploty z obou stran, natáhli jsme plast na model, zapnuli vývěvu pro vytvoření podtlaku k dokonalému přilnutí a vytvarování lůžka (Obr. 21). Po vychladnutí jsme polotovar sejmuli, na elektrické brusce zabrousili a silikonovým nástavcem vyhladili nasedací věnec. Lůžko bylo připraveno k další zkoušce.



Obrázek 20: Sádrový model (autorská fotografie)



Obrázek 21: Výroba druhého diagnostického lůžka (autorská fotografie)

## 3.5 Třetí návštěva a následné činnosti

### 3.5.1 Dynamická zkouška

Na třetí návštěvě si pan K. R. znovu nazul nově upravené průhledné diagnostické lůžko s nastavenými moduly z minula. Provedli jsme zkoušku a analýzu chůze. Vše bylo hned od začátku mnohem lepší než minule a ani po několika otočkách a menší procházce v chodbě Protetiky mu z lůžka neutíkal vzduch, navíc si již nestěžoval na velký obvod

nasedacího věnce. Jen horní okraj laterální části jsme ještě vyhodnotili jako volnější, v dílně jsme ho tedy nahřáli pomocí horkovzdušné pistole a lehce zahruli směrem k tělu.

Po další zkoušce chůze jsme se domluvili na vytvoření definitivního lůžka.

### 3.5.2 Výroba ručně laminovaného lůžka

Na lehce doupravený sádrový model z minulého natahování termoplastu vyrobíme definitivní femorální lůžko metodou ručního laminování. Nejdříve natáhneme ovšem měkké vnitřní flexibilní lůžko z termoplastu.

Stejným způsobem, jakým jsme vyráběli diagnostické lůžko, jsme natáhli termoplast Seaflex o síle 15 mm nahřátý v infračervené peci na 150° na sádrový model. Postup je totožný jaký jsem popsala v kapitole 3.4.3, ale výsledkem je měkké vnitřní lůžko (Obr. 22). Nyní můžeme přikročit k výrobě „skořepiny“, tedy k ručnímu laminování.



Obrázek 22: Výroba vnitřního měkkého lůžka ze Seaflexu (autorské fotografie)

Model jsme připevnili na stojan s dvěma odsávacími prostory a dvěma hadičkami k vývěvě. Přímo na vnitřní lůžko jsme natáhli navlhčenou PVA fólii, kterou jsme utěsnili na vrcholu modelu a pod prvním odsávacím prostorem. Na ni jsme potom navlékli dvě vrstvy pružné tkaniny se skelným vláknem, nyglassu. Pro další dvě vrstvy jsme zvolili karbonovou tkaninu, pro větší pevnost, a tu jsme ještě přetáhli dvakrát nyglassem. Vnější obal lůžka jsme utvořili rovněž z PVA fólie. Její horní okraj jsme nechali otevřený pro



nalití laminovací směsi a dolní okraj jsme utěsnili pod druhým odsávacím prostorem. Tak jsme vytvořili formu pro odlití pryskyřičného laminátu.

Připravili jsme si směs akrylátu s 2% tvrdidla. Tuto směs jsme nalili shora mezi dvě PVA fólie, do trikotového kompozitu (Obr. 23). Rovnoměrně jsme rozvrstvili pryskyřici pomocí elastických proužků perlonu a při tom odsávali vzduch pomocí vývěvy z prostoru mezi fóliemi tak, aby lůžko přesně okopírovalo tvar modelu a abychom vytlačili nežádoucí vzduchové bubliny. Tímto způsobem je vytvořena stejná tloušťka skořepiny po celém povrchu lůžka. Mezi pryskyřicí a tvrdidlem došlo k chemické reakci, zahřátí, a tím postupně k vytvrzení materiálu.



Obrázek 23: Ruční laminování – první vrstva (autorská fotografie)

Sejmuli jsme lůžko z modelu a ořízli. Poté jsme nalepili tříprstý adaptér a provedli opět kontrolu referenční linie laserovým měřidlem (Obr. 24). Celé lůžko jsme z vnějšku zdrsnili brusným papírem, nasadili zpět na model do držáku a provedli další vrstvu laminace, pro co největší pevnost. Oblast nasedacího věnce a oblast konce pahýlu, zejména kolem adaptéru pro připevnění protézy, jsme zpevnili výztuhami z karbonové tkaniny a přetáhli celou skořepinu dvěma vrstvami karbonového rukávu (Obr. 25). Navrch přišla opět PVA fólie. Pak jsme provedli laminaci pryskyřicí s tvrdidlem, stejně jako u vnitřní vrstvy lůžka.



Obrázek 24: Kontrola statické stavby (autorská fotografie)



Obrázek 25: Ruční laminování – vnější karbonová vrstva (autorská fotografie)

Po vytvrnutí a sejmutí z modelu jsme opět ořízli a zahladili hrany nasedacího věnce, měkké vnitřní lůžko o trochu výše, aby netlačilo (Obr. 26).



Obrázek 26: Hotové laminované a vnitřní měkké lůžko (autorská fotografie)

Zkompletovali jsme znovu všechny díly a protéza byla připravena k poslední zkoušce a předání (Obr. 27).



Obrázek 27: Sestavená protéza připravená k předání (autorská fotografie)

### 3.6 Čtvrtá návštěva a předání protézy

Po nazutí protézy zkusíme opět nejdříve střídavě přenášet váhu z levé končetiny na protézu u bradel, lůžko je těsnější a zdá se že sedí. Pak se pan K. R. pouští do chůze (Obr. 28). Pocitově se mu zdá lůžko menší, ale dobře udržuje podtlak a cítí se v něm dobře. My sledujeme postupně zepředu, zezadu i z boku, zda je chůze symetrická, případně další abnormality uvedené v kapitole 2.5.2.

Všímáme si lehce rozšířeného kroku, který má ale užší základnu než se starou protézou. Přizvedávání pravého boku a cirkumdukce s abdukci kyčle u protetické končetiny ve švihové fázi jsou patrné. Provedli jsme kontrolu možných příčin způsobených protézou. Zkontrolovali jsme délku protézy v obuvi podle Michaelisovy routy. Pánev je v rovině. Nastavení ventilů kolenního kloubu jsme také zkontrolovali a

ještě upravili ventily pro flexi i extenzi. Lehká cirkumdukce i uklánění trupu stále přetrvává, ale stereotyp chůze, který má pacient po třiceti letech s protézou zažitý, hraje svou roli. Doporučujeme rehabilitaci ke zpevnění i protažení svalstva, nejlépe pod vedením zkušeného fyzioterapeuta. Pacient je spokojený, domluvili jsme se na kontrole za měsíc, zavolá dříve při obtížích.



Obrázek 28: Závěrečná dynamická zkouška (autorské fotografie)

### 3.7 Zhodnocení efektu ortoticko - protetické terapie

Zhodnocení výsledku naší společné práce jsme provedli především v rámci dynamické zkoušky chůze. Jak bylo uvedeno, pacient používá protézu již 30 let, na pomůcku jako takovou je zvyklý a po celou dobu od úrazu má plně zajištěnou soběstačnost i mobilitu. Šlo nám tedy především o zefektivnění jeho způsobu chůze tak, aby ho co nejméně vyčerpávala a byl schopen ujít delší vzdálenost nebo snáze vystoupat na některou z jeho oblíbených rozhleden.

Z toho plyne, že naší hlavní snahou byla co nejvhodnější volba protetických komponentů, ale zejména také pečlivé tvarování lůžka pro pahýl. To je hlavní součást protézy, se kterou se dá stále pracovat a přizpůsobovat ji aktuálním individuálním potřebám. Jejím funkčním tvarováním je možné docílit správného přenášení zátěže a snazšího ovládní protézy.

Na základě posledního vyšetření soudím, že se nám to částečně podařilo. Stále je patrný širší krok, lehká asymetrie chůze a uklánění trupu, ale znatelně méně, než s původní protézou. Práce na změně zažitého stereotypu chůze je už na panu K. R. Doufám, že bude pracovat na rehabilitaci pod odborným vedením fyzioterapeuta, jak mu bylo doporučeno. Pomůcka není všespásná, vždy je nutná motivace a snaha pacienta, aby se mohl dostavit požadovaný výsledek.

## 4. Závěr

Cílem této bakalářské práce byla kazuistika protetické péče o pacienta se stehenní amputací, který již třicet let používá protetické vybavení. V tom může být určitá nevýhoda ve chvíli, kdy se snažíme o zlepšení nějakého zažitého pohybového vzorce, pokud není optimální. Na druhé straně právě letitá protetická historie může být zároveň výhodou, protože některé věci už pacient vyzkoušel a víme, že u něj nefungují anebo je nemožné je pořídit.

S využitím zkušeností Josefa Nehonského, pod jehož vedením jsem protézu vyráběla, ale také se zapracováním připomínek zkušeného pacienta K. R., jsme se pokusili vytvořit náhradu končetiny, která plní všechny funkce, jež se od ní očekávají, a dobře pacientovi sedí. Při tom jsme se zaměřili především na komfort a na efektivitu chůze. Pan K. R. po celou dobu péče velmi ochotně spolupracoval a snažil se pracovat s informacemi, které jsme mu průběžně podávali. Vypadá to, že se nám trochu více podařilo přiblížit normálnímu cyklu chůze.

Díky odborným praxím v průběhu studia, ale zejména díky této podrobné kazuistice, jsem se mohla seznámit s celým procesem ortoticko - protetické péče, i s jejími teoretickými základy. V neposlední řadě také komunikace s pacientem byla tím, co bylo na celé práci pro mě přínosné a zajímavé, i když si uvědomuji, že pan K. R. nebyl co se týče komunikace v ničem problematický. Není viditelně poznamenaný prodělaným traumatem, spolupráce probíhala hladce a skvěle fungovala zpětná vazba, takže o to bylo jistě vše jednodušší. Mám za to, že z naší i pacientovy strany dosud bylo učiněno vše co bylo možné a věřím, že se mu podaří s novou pomůckou pracovat tak, aby se pohyboval co nejefektivněji, a aby ho netrápily bolesti v bedrech.

## Bibliografie

- BAUMGARTNER, R. Oberschenkelamputation. *Operative Orthopädie und Traumatologie* [online], 2011, 23, s. 296–305 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00064-011-0039-5>.
- BIRGUSOVÁ, G. a J. ROSICKÝ. 2004a. Protetická fyzioterapie pro pacienty po amputaci DK (1. část). *Ortopedická protetika*. Frýdek-Místek: Federace ortopedických protetiků, 2004, č. 10, s. 25-34. ISSN 1212-6705.
- BIRGUSOVÁ, G. a J. ROSICKÝ. 2004b. Protetická fyzioterapie pro pacienty po amputaci DK (2. část). *Ortopedická protetika*. Frýdek-Místek: Federace ortopedických protetiků, 2004, č. 11, s. 33-39. ISSN 1212-6705.
- BLUMENTRITT, S. Biomechanické aspekty pro indikaci protézových kolenních kloubů. *Ortopedická protetika*, 2010, č. 17, s. 13-19. ISSN 1212-6705.
- BOTTA, P. Určení objemu a tvaru stehenních pahýlů a jeho význam pro návrh pahýlového lůžka. *Ortopedická protetika*, 2003, roč. 5, č. 9, s. 28-32. ISSN 1212-6705.
- BOWKER, H. K. a J. W. MICHAEL. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 2nd ed. [online], 2002. Rosemont, Il.: American Academy of Orthopedic Surgeons, 1992. ISBN 0-8016-0209-2. [cit. 2022-03-03] Dostupné z: <http://www.oandplibrary.org/alp/>.
- CMUNT, E. Nácvik chůze na stehenní protéze. *Rehabilitácia*, 1997, 30, č. 2, s. 86 – 95. ISSN 0375-0922.
- DUNGL, P. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DUPES, B. *Prosthetic Knee Systems* [online]. A publication of the Amputee Coalition of America in partnership with the U.S. Army Amputee Patient Care Program, ©2022. [cit. 2022-03-13]. Dostupné z: <https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/>.
- DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EDELSTEIN, J. E. a A. MOROZ. *Lower-Limb Prosthetics and Orthotics: Clinical Concepts*. New Jersey: SLACK Incorporated, 2011. ISBN 978-1-55642-896-8.

ELIŠKOVÁ, M. a O. NAŇKA. *Přehled anatomie*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1216-x.

ENCYCLOPAEDIA BRITANNICA. *Muscles of the human leg: anterior view of leg muscles* [online]. ©2022 [cit. 2022-04-02]. Dostupné z:

<https://www.britannica.com/science/muscle/images-videos#/media/1/398553/121602>.

ENCYCLOPAEDIA BRITANNICA. *Muscles of the human hip, thigh, and lower leg* [online]. ©2022 [cit. 2022-04-02]. Dostupné z:

<https://www.britannica.com/science/muscle/images-videos#/media/1/398553/101369>.

FEJFAROVÁ, V. a A. JIRKOVSKÁ. *Léčba syndromu diabetické nohy odlehčením*. Praha: Maxdorf, 2015. ISBN 978-80-7345-436-4.

HADRABA, I. *Ortopedická protetika*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1296-8.

HUDEK, F. *Kostra dolní končetiny* [online]. ©2022 [cit. 2022-03-05]. Dostupné z: [http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson\\_detail&id=376](http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=376).

JINDRA, M., B. VĚCHTOVÁ a J. BIELMEIEROVÁ. Základní principy a úskalí rehabilitace u diabetiků po amputaci. *Vnitřní lékařství* [online]. 2015, 61(6): 604–608. [cit. 2022-02-21]. Dostupné z: <https://casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2015/06/27.pdf>.

KAPHINGST, W. a kol. *Ortotika: pro učební obor technické ortopedie*. 1. vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2004.

KAPHINGST, W. a kol. *Protetika: pro učební obor technické ortopedie*. 1. vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002.

KOREŇ, J. *Ortopedické pomůcky*. Bratislava: NEOPROT, 2016. ISBN 978-80-972338-0-8.

MURPHY, D. (ed.). *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics*. New York: Demos Medical Publishing, 2014. ISBN 978-1-936287-70-3.

ÖSSUR. *Total Knee 2100*. [online]. ©2022 [cit. 2022-04-05]. Dostupné z: <https://www.ossur.com/cs-cz/protetika/kolena/total-knee-2100>.

OTTO BOCK. *Cesta k optimálnímu protetickému vybavení*. Pahýlová lůžka, návleky, systémy připojení. Zruč-Senec: Otto Bock ČR s.r.o. Příručka 646A271=CS-03-1310.



OTTO BOCK. *Části stehenní protézy* [online]. ©2022. [cit. 2022-03-05]. Dostupné z: <https://mojeproteza.cz/cerstva-amputace/prubeh-vybaveni-protezzou/doporuceni-pro-vybaveni/casti-stehenni-protezy/>.

PEJŠKOVÁ, I. a A. MAREČEK. Rehabilitační a protetická péče o pacienty – diabetiky po amputaci končetiny. *Vnitřní lékařství* [online]. 2007, 53(5), s. 566–572. ISSN 1801–7592. [cit.2022-02-26]. Dostupné z: <https://www.casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2007/05/23.pdf>.

PERRY, J., and J. M. BURNFIELD. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New York: Slack Inc., 2010. ISBN 978- 556-42766-4.

PHYSIOPEDIA. *Prosthetic Knees*. [online]. ©2022 [cit. 2022-03-25]. Dostupné z: [https://www.physio-pedia.com/Prosthetic\\_Knees](https://www.physio-pedia.com/Prosthetic_Knees).

PŮLPÁN, R. *Základy protetiky*. Praha: Epimedia, 2011. ISBN 978-80-260-0027-3.

SIBBEL, B. Kritéria návrhu proximální části u podélně oválných lůžek. *Ortopedická protetika*. Frýdek-Místek: Federace ortopedických protetiků, 2003, č. 9, s. 21-27. ISSN 1212-6705.

SOSNA, A. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.

SPIRES, M. C., B. KELLY a A. J. DAVIS. *Prosthetic restoration and rehabilitation of the upper and lower extremity*. New York: Demos Medical, 2013. ISBN 978-1936287666.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.

### **Ústní sdělení**

MALEŠ, J. *Protetika*. Seminář. Otto Bock ČR s.r.o. Zruč-Senec, 29.6.2021.

NEHONSKÝ, J. *Ortopedická protetika Plzeň*. Odborná praxe říjen 2021 – březen 2022.

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Skelet dolní končetiny (Hudek, 2022, upraveno).....	12
Obrázek 2: Svalstvo dolní končetiny – ventrální pohled (Encyclopaedia Britannica, 2022, upraveno) .....	14
Obrázek 3: Svalstvo dolní končetiny – dorzální pohled (Encyclopaedia Britannica, 2022, upraveno) .....	14
Obrázek 4: Cyklus chůze (Perry 2010, upraveno) .....	17
Obrázek 5: Flexory a extenzory kyčle po amputaci (Baumgartner, 2011) .....	20
Obrázek 6: Adduktory a abduktory kyčle po amputaci (Baumgartner, 2011).....	20
Obrázek 7: Příčně oválné lůžko (Koreň, 2016) .....	29
Obrázek 8: Podélně oválné lůžko (Koreň, 2016).....	29
Obrázek 9: Tříbodový silový systém (Kaphingst, 2002) .....	30
Obrázek 10: Silikonový liner (autorská fotografie) .....	38
Obrázek 11: Odebrání měrných podkladů (autorská fotografie) .....	39
Obrázek 12: Koleno Total Knee 2100 – sagitální pohled (autorská fotografie).....	41
Obrázek 13: Koleno Total Knee 2100 – frontální pohled (autorská fotografie) .....	41
Obrázek 14: Chodidlo Pro-flex XC (autorské fotografie) .....	41
Obrázek 15: Vyfrézovaný model a diagnostické lůžko vytvořené metodou CAD/CAM (autorská fotografie) .....	42
Obrázek 16: Statická stavba protézy (autorská fotografie).....	43
Obrázek 17: Hledání zátěžné osy laserovým měřidlem (autorská fotografie).....	44
Obrázek 18: Statická zkouška s pacientem (autorská fotografie).....	45
Obrázek 19: Dynamická zkouška (autorské fotografie) .....	46
Obrázek 20: Sádrový model (autorská fotografie) .....	47
Obrázek 21: Výroba druhého diagnostického lůžka (autorská fotografie).....	47
Obrázek 22: Výroba vnitřního měkkého lůžka ze Seaflexu (autorské fotografie) .....	48
Obrázek 23: Ruční laminování – první vrstva (autorská fotografie) .....	49
Obrázek 24: Kontrola statické stavby (autorská fotografie).....	50
Obrázek 25: Ruční laminování – vnější karbonová vrstva (autorská fotografie).....	50
Obrázek 26: Hotové laminované a vnitřní měkké lůžko (autorská fotografie) .....	50
Obrázek 27: Sestavená protéza připravená k předání (autorská fotografie).....	51
Obrázek 28: Závěrečná dynamická zkouška (autorské fotografie).....	52

## **Přílohy**

Příloha 1: Žádost o vyjádření EK FTVS UK

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu

Příloha 3: MESS tabulka

Příloha 4: Měrný list pacienta

## Příloha 1: Žádost o vyjádření EK FTVS UK

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

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Kazuistika protetické péče o pacienta s diagnózou transfemorální amputace

**Forma projektu:** výzkumná práce - bakalářská práce

**Období realizace:** 1/2022 – 3/2022

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

**Předkladatel:** Tamara Švaříčková, Bc., UK FTVS

**Hlavní řešitel:** Tamara Švaříčková, Bc., UK FTVS

**Místo výzkumu (pracoviště):** Ortopedická protetika Josef Nehonský (Plaská 76, 323 00 Plzeň)

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** Mgr. Svatava Neuwirthová

**Popis projektu:** Kazuistika pacienta s transfemorální amputací. Cílem této bakalářské práce je seznámení s postupem protetického řešení výše uvedené diagnózy. Práce bude obsahovat teoretickou a praktickou část. V teoretické části popíši dosavadní odborné poznatky, které souvisí s danou diagnózou a amputacemi dolních končetin obecně. Také se zaměřím na možnosti protetického řešení stehenní amputace a používané postupy s jejich výhodami i nevýhodami. Praktická část bude věnována konkrétnímu pacientovi. Pod dohledem zkušeného protetiky a se zohledněním bohatých zkušeností pacienta vybereme nejvhodnější typ lůžka a ostatní komponenty tak, aby byl pacient spokojený a mohl vykonávat všechny činnosti, na které je zvyklý, se snahou o zvýšení jeho komfortu. Celý postup výběru a výroby pomůcky důkladně popíši a fotograficky zdokumentuji.

**Charakteristika účastníků výzkumu:** Jeden pacient ve věku cca 45 let. Přibližně 30 let musí používat protézu a v současné době má nárok na novou pomůcku. Výzkumu se nezúčastní pacient s akutním (zejména infekční) onemocněním.

**Zajištění bezpečnosti:** Péče o pacienta bude probíhat pod odborným dohledem ortotika-protetiky. Použité metody budou pouze neinvazivní. Rizika testování a aplikovaného postupu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika v rámci tohoto typu výzkumu.

**Etické aspekty výzkumu:** Pacient bude plnoletý a projektu se účastní dobrovolně.

**Potenciální střet zájmů:** Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu.

**Ochrana osobních dat:** Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce, zejména v rámci anamnézy.

Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do jednoho týdne po ukončení práce s pacientem anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v bakalářské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

**Pořizování fotografií:** V rámci bakalářské praxe mohou být pořízeny fotografie pacienta. Bude-li tomu tak, v případě publikování fotografií v bakalářské práci, budou anonymizovány. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zahaslovaném počítači řešitele, přístup k nim bude mít pouze řešitel. Neanonymizované fotografie budou do 1 dne po jejich pořízení smazány/anonymizovány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

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

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

**Text informovaného souhlasu (IS):** příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření.

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

Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne : 27.12.2021

Podpis předkladatele:



### Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

**Členové:** prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 304/2021 .....

dne: ..... 4. 1. 2022 .....

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

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

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

- 20 -

  
.....  
podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu

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

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci bakalářské práce s názvem **Kazuistika ortoticko - protetické péče** ..... na pracovišti ..... , kde Vás protetický technik seznámil s Vaším vyšetřením a následnou terapií. Výsledky vyšetření a průběh terapie bude publikován v bakalářské práci.

Cílem této bakalářské práce je popis výroby pomůcky a zajištění soběstačnosti pacienta.

Získané údaje, fotodokumentace, průběh a výsledky terapie budou uveřejněny v bakalářské práci v anonymizované podobě. Osobní data nebudou uvedena, po anonymizaci budou smazána a budou uchována pouze v anonymní podobě.

Bude zabezpečeno, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu: Tamara Švaříčková      Podpis: .....

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

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Příloha 3: MESS tabulka – hodnocení rozsahu rozdrčení končetiny (Dungl, 2014)

<b>I. Úrazová energie</b>		
1.	nízká energie – jednoduché zlomeniny a průstřely	1 bod
2.	střední energie – otevřené nebo víceetážové zlomeniny, větší pohmoždění	2 body
3.	vysoká energie – vstřel zblízka, vysokorychlostní střelné zranění	3 body
4.	masivní rozdrčení – důlní, železniční zranění	4 body
<b>II. Tlaková stabilita</b>		
1.	normotenzní hemodynamika – TK stabilní i během operace	0 bodů
2.	přechodná hypotenze – TK stabilizován infuzní terapií	1 bod
3.	prolongovaná hypotenze – systolický tlak pod 90 mm Hg	2 body
<b>III. Ischemické postižení – při ischemii delší než 6 hodin se body zdvojnásobují</b>		
1.	žádné – hmatná pulzace, bez známek ischemie	0 bodů
2.	lehké – oslabená pulzace, bez známek ischemie	1 bod
3.	střední – nedetekovatelná pulzace (Doppler), obleněný kapilární návrat, oslabená motorika	2 body
4.	těžké – chladná a nehybná končetina, necitlivost, bez kapilárního návratu	3 body
<b>IV. Věk</b>		
1.	do 30 let	0 bodů
2.	mezi 30–50 roky	1 bod
3.	více než 50 let	2 body

Do 6 bodů včetně – šance na záchranu končetiny

7 bodů a více – indikace k amputaci

Příloha 4: Měrný list pacienta

Měrný list - Lůžko transfemorální protězy  
ANATOMICKÉ / PODÉLNĚ OVÁLNÉ

**ING**

Číslo zakázky: \_\_\_\_\_

Odběratel: \_\_\_\_\_

**Jiří NEHONSKÝ**  
ortopedická protetika  
Pláská 76, 323 00 Plzeň  
Tel.: 777 123 853, 777 123 870  
IČ: 73412091, DiČ: CZ7504132086

Technik: \_\_\_\_\_

Telefon: \_\_\_\_\_

Fax: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Jméno pacienta \_\_\_\_\_

Hmotnost: 125 kg

Strana: Levá  Pravá

Stupeň aktivity: 1  2  3  4

Typ lůžka: Anatomické

Podélně oválné

Zavěšení:  mechanické (popruh, pás...)

podtlak bez silikonu

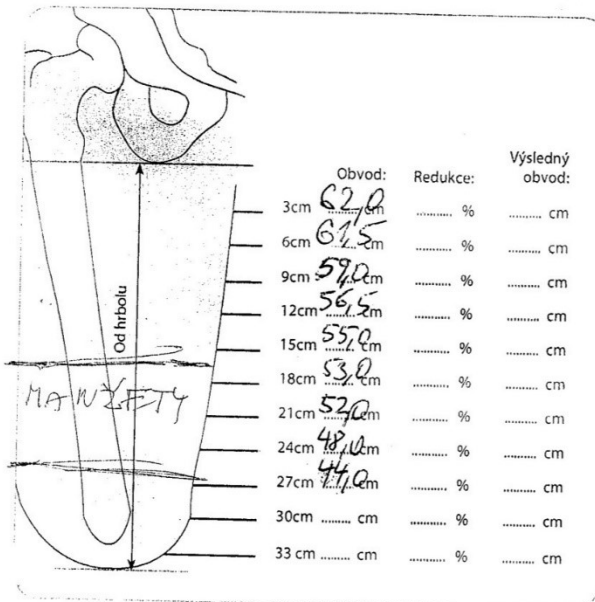
silikon typ / velikost: X5 TF ASSUR

zámek

ventil

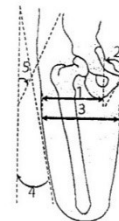
lanko

Poznámka: \_\_\_\_\_



Délka pahýlu od tubery 31 cm  
(naměřená hodnota)

Délka lůžka 31 cm  
(požadovaná hodnota)



- Skeletární ML rozměr\* (požadovaná míra v lůžku) 17,5 + 0,7 = 18,2 cm
- Horizontální úhel raménka 30 °
- Muskulární ML rozměr (60 mm pod hrbolem) 16,5 cm
- Laterální addukce pahýlu\*\* 4 °
- Ilio úhel\*\* 13 °
- Flexe pahýlu\*\* 20 °
- Mediální AP rozměr 9 cm
- Laterální AP rozměr 16,5 cm
- Diagonální rozměr 19,7 cm
- Postrochanterická vzdálenost\*\*\* 7 cm
- Postrochanterická hloubka\*\*\*\* 4 cm

\* naměřená hodnota plus 6-8 mm

\*\* naměřeno od svíslce

\*\*\* vzdálenost středu peloty za trochanterem

\*\*\*\* hloubka středu peloty za trochanterem

Tel: +420 558 663 215  
Fax: +420 558 663 217  
cad@ingcorporation.cz

www.ingcorporation.cz