

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Transfemorální protéza, konstrukční typy lůžek

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Petra Mikšíčková

Vypracoval:

Karel Rejthar

Klatovy, srpen 2014

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

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

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 chtěl poděkovat Ing. Petře Mikšíčkové za odborné vedení práce. Dále všem, kteří mě pomohli při studiu a tvorbě bakalářská práce. Děkuji pracovníkům Ortopedické protetiky Nehonský za odborné konzultace a umožnění odborné praxe.

Abstrakt

Název: Transfemorální protéza, konstrukční typy lůžek

Cíle: Cílem práce je vytvořit ucelený pohled na problematiku stehenních amputací a následné rehabilitační a protetické péče. Hlavním cílem je porovnat jednotlivé typy pahýlových lůžek. Na závěr bych chtěl popsat výrobní postup při snímání měrných podkladů pro výrobu pahýlového lůžka.

Metody: Základem pro sepsání práce je literární rešerše. Dále poznatky získané na odborných seminářích pořádaných odbornými firmami. Pro ucelení získaných informací je použita metoda neformálního rozhovoru s expertem.

Výsledky: Domnívám se, že podélně oválné lůžko umožní větší komfort pro pacienta.

Klíčová slova: transfemorální amputace, protéza, stehenní pahýlové lůžko, díly protéz

Abstract

Title: Transfemoral prosthesis, construction types of sockets

Objectives: The aim of this work is to create a comprehensive view of the thigh amputation issue and a subsequent rehabilitation and prosthetic care. The main objective is to compare the different types of sockets. In conclusion, I would like to describe the manufacturing process of scanning measurement data for the socket production.

Methods: The basis for the writing of the thesis is a literature review. I also used the knowledge gained in seminars organized by professional firms. For a complete information obtained I used a method of an informal interviews with experts.

Results: I believe that the anatomical socket allows better comfort for the patient.

Keywords: transfemoral amputation, prosthesis, transfemoral socket, prosthetic components

Obsah

1 Úvod	9
2 Cíle, úkoly a metodika práce	10
2.1 Cíle práce	10
2.2 Úkoly práce	10
2.3 Metodika práce	10
3 Amputace	11
3.1 Indikace k amputacím	11
3.2 Chirurgie amputačního pahýlu	11
3.2.1 Gilotinová amputace	11
3.2.2 Laloková amputace	12
3.2.3 Amputace v dětském věku	13
3.2.4 Ošetření kůže	13
3.2.5 Ošetření nervů	14
3.2.6 Ošetření kosti	14
3.3 Výše amputace	14
4 Rehabilitační péče po amputaci	15
4.1 Bandážování amputačního pahýlu	16
4.2 Okamžité protézování	17
4.2 Otužování amputačního pahýlu	18
4.3 Polohování pahýlu	18
4.4 Tonizace svalů	19
4.5 Ostatní rehabilitace	20
4.6 Fantomové bolesti a pocity	20
5 Anatomie pánve a transfemorálního pahýlu	20
5.1 Pánev	20
5.2 Stehenní kost	22
5.3 Svaly stehenního pahýlu	23
6 Vyšetření pacienta	24
6.1 Osobní anamnéza	24
6.2 Vyšetření amputačního pahýlu	25
6.3 Svalový test	25
6.3.1 Test addukce v kyčli	26
6.3.2 Test abdukce v kyčli	26
6.3.3 Test flexe v kyčli	27
6.3.4 Test extenze v kyčli	28

6.3.5 Kontraktura.....	28
6.3.6 Thomasův test.....	29
6.4 Stupeň aktivity uživatele.....	30
7 Stehenní protéza.....	31
7.1 Pahýlové lůžko.....	32
7.2 Materiály používané pro výrobu lůžek.....	33
7.3 Zavěšení pahýlových lůžek.....	34
7.3.1 Upínací prvky.....	34
7.3.2 Podtlakové zavěšení.....	35
7.3.3 Viskoelastické návleky (linery).....	37
7.4 Kolenní klouby.....	39
7.4.1 Monocentrické kolenní klouby.....	40
7.4.2 Polycentrické kolenní klouby.....	41
7.4.3 Mikroprocesorem řízené kolenní klouby.....	43
7.5 Protetická chodidla.....	44
7.5.1 Klasický typ chodidel.....	45
7.5.2 Dynamický typ chodidel.....	46
7.6 Spojovací adaptéry a zvláštní protetické dílce.....	48
7.6.1 Spojovací adaptéry.....	49
7.6.2 Zvláštní protetické dílce.....	49
8 Příčně oválné lůžko.....	50
9 Podélně oválné lůžko.....	53
10 Sejmutí měrných podkladů pro výrobu lůžka.....	57
10.1 Zhotovení modelu příčně oválného lůžka.....	57
10.2 Zhotovení modelu podélně oválného lůžka.....	61
10.3 Určení vstupních dat pro výrobu lůžka CAD/CAM technologií.....	65
9 Výsledky.....	70
10 Závěr.....	72
Seznam použité literatury.....	73
Elektronické zdroje.....	75
Ústní sdělení.....	76
Seznam použitých obrázků.....	77

1 Úvod

Amputace dolní končetiny v jakékoliv úrovni je velký zásah jak do pohybového systému, tak do psychiky člověka. Představuje vážný handicap vedoucí ke snížení kvality života. Úkolem protetiky je vybavit pacienta takovou protézou, která mu umožní co možná nejnadhnější návrat do plnohodnotného života. Při tomto neshadném úkolu protetik spolupracuje v týmu společně s rehabilitačními lékaři a fyzioterapeuty.

Pro svoji práci jsem si vybral téma stehenní protézy. Nejdůležitějším článkem těchto protéz je pahýlové lůžko, které spojuje tělo s protézou. Pacient může mít nejmodernější kolenní kloub a chodidlo, ale bez kvalitně zhotoveného lůžka ztrácí tato vybava opodstatnění.

Vývoj protéz v posledních desetiletích prodělal velký rozvoj. Byly představeny nové typy lůžek se zanořeným sedacím hrbolem. Do oboru ortopedické protetiky se zavedly nové materiály, ať už to je silikon, uhlíkový kompozit nebo elektronicky řízené kolenní klouby.

V bakalářské práci popisuji kromě jednotlivých částí stehenní protézy také chirurgické postupy při amputaci, rehabilitaci a vyšetření pacienta před aplikací protézy. Na závěr popisuji doporučené postupy při snímání měrných podkladů pro výrobu transfemorálního lůžka.

Cílem této práce je nashromáždit veškeré dostupné informace o dané problematice a publikovat je v ucelené a přehledné formě.

2 Cíle, úkoly a metodika práce

2.1 Cíle práce

Cílem práce je vytvořit ucelený pohled na problematiku stehenních amputací a následné rehabilitační a protetické péče. Hlavním cílem je porovnat jednotlivé typy pahýlových lůžek. Na závěr bych chtěl formou manuálu popsat získání měrných podkladů pro výrobu pahýlového lůžka.

2.2 Úkoly práce

- Sběr dat a informací, které se zabývají danou problematikou
- Analýza získaných dat a informací
- Sestavení osnovy a řešení práce
- Zpracování dat a informací dle osnovy
- Zhodnocení výsledku práce

2.3 Metodika práce

Základem pro sepsání práce je literární rešerše. Vyhledal a nashromáždil jsem tuzemskou i zahraniční literaturu z oboru chirurgie, ortopedie, anatomie, rehabilitace a ortopedické protetiky. Dále jsem použil metodu sekundární analýzy dat z odborných publikací a článků. Jako velmi hodnotný zdroj informací jsem využil časopis Ortopedická protetika, ve kterém jsou nejnovější poznatky z oboru. Ze zahraničních publikací jsem čerpal z německého periodika Orthopädie technik. V neposlední řadě jsem využil internetové stránky Americké akademie pro ortotiku a protetiku.

Co se týká závěrečné kapitoly mé práce, zhotovení sádrového odlitku pahýlu, byly zdrojem informací účasti na odborných seminářích firem dodávajících výrobky a technologie pro obor ortopedické protetiky a také praxe prováděná v rámci studia.

K ověření a ucelení získaných informací je použita metoda neformálního rozhovoru s expertem.

Získaná data jsem analyzoval a poté sepsal do přehledné a logicky uspořádané formy. Pro názorné vysvětlení problematiky jsem text doplnil větším počtem obrázků.

3 Amputace

„Jako amputaci definujeme odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu, která vede k funkční anebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření“ (Dungl, 2005, s. 165).

Pokud je celá končetina nebo její část odstraněna v linii kloubu, hovoříme o exartikulaci. V případě reamputace se jedná o odstranění distální části končetiny, která byla již dříve amputována (Brozmanová, 1990).

Cílem amputace je eliminace onemocnění anebo funkčního postižení se snahou o dosažení návratu lokomoce nebo částečné funkce (Dungl, 2005).

3.1 Indikace k amputacím

K amputaci se přistupuje v těchto případech:

1. Při úplné ztrátě krevního oběhu v postižené části.
2. Pokud poškozená tkáň ohrožuje život.
3. Když těžké, nenapravitelné poškození kostí, šlach, svalů, nervů a cév způsobuje ztrátu funkce.

Příčinou těchto stavů jsou cévní příčiny bez podílu diabetes mellitus (57%), cévní příčiny s podílem diabetes mellitus (26%), úrazy (8%), nádory (4%), vrozené a získané vady (3%) a infekce (2%) (Picek, 1953; Krawczyk 2011).

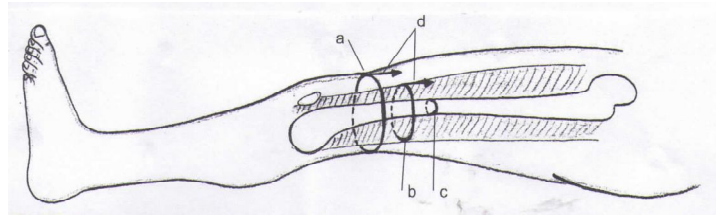
3.2 Chirurgie amputačního pahýlu.

Amputace můžeme rozdělit do dvou skupin. Na gilotinové a lalokové, které mohou být prováděny jako otevřené nebo uzavřené. Otevřené amputace jsou indikovány v případě infektu a u těžkého zhmoždění a kontaminaci měkkých tkání, kdy umožňují sekundární uzavěr již bez rizika komplikovaného hojení (Dungl, 2005).

3.2.1 Gilotinová amputace

Gilotinová amputace je vždy prováděna jako otevřená. V minulosti se prováděla jedním řezem. V současnosti se nejprve cirkulárně přeruší kůže, po její retrakci se v její úrovni přeruší svaly (s podvazem cév a ošetřením nervů) a po jejich retrakci se v této další a nejproximálnější linii přeruší skelet. Podle stavu před uzavěrem rány je nutná

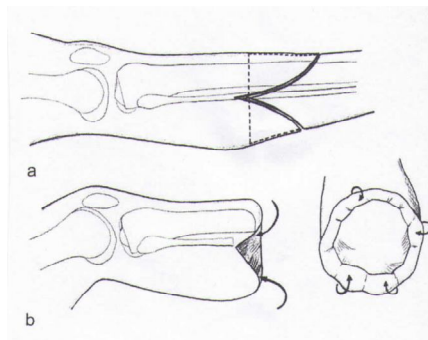
jeho konečná úprava pro umožnění dobrého oprotézování. A to buď reamputací, revizí nebo plastickou úpravou (Dungl, 2005).



Obrázek 1: Gilotinová amputace: a – linie kožního řezu, b – linie svalového řezu, c – linie přerušení kosti, d – retrakce měkkých tkání (Dungl, 2005)

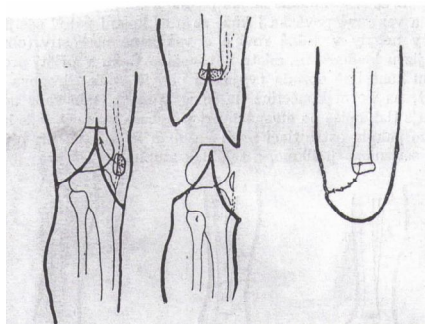
3.2.2 Laloková amputace

Laloková amputace může být provedena jako zavřená i otevřená. V případě otevřené lalokové amputace se používá technika překlopených kožních laloků. Po opakovaných převazech asi po dvou týdnech je možné primární sešití po uvolnění a rozbalení laloků (Dungl, 2005).



Obrázek 2: Otevřená laloková amputace, a – schéma kožních řezů, b – boční a čelní pohled na překlopené (zavinuté) kožní laloky (Dungl, 2005)

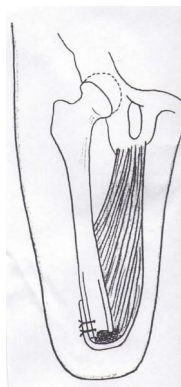
Při uzavřené lalokové amputaci se kůže s měkkými částmi rozřízne tak, že se vytvoří dva laloky měkkých částí, mezi nimiž se při základně laloků protne kost. Měkké části i kůže se přes kostní pahýl sešijí. U těchto amputací se musí předem naplánovat umístění laloků měkkých tkání tak, aby mohla být bezpečně odstraněna veškerá patologická tkáň a kost přerušena v plánované výši i po retrakci měkkých tkání. Laloky musí umožnit dostatečné krytí kosti měkkými tkáněmi, které bude možné vymodelovat do kónického pahýlu a zároveň jde o zachování motoriky pahýlu. Toho lze dosáhnout buď myoplastikou nebo myodézou (Picek, 1953; Dungl, 2005).



Obrázek 3: Dvojlaloková amputace (Picek, 1953)

Myoplastikou se rozumí spojení svalů jedné motorické skupiny s antagonisty, nejčastěji se sešívají flexory s extenzory (Dungl, 2005).

Myodéza neboli kostní reinzerce je vytvoření nového svalového úponu k umožnění zachování původní funkce jedné motorické skupiny svalů. Zároveň je i prevencí nežádoucích kontraktur. Typicky se provádí myodéza adduktorů stehna (Dungl, 2005).



Obrázek 4: Myodéza adduktorů stehna (Dungl, 2005)

3.2.3 Amputace v dětském věku

Amputace v dětském věku mají svou zvláštní charakteristiku, neboť jsou prováděny ve tkáni, která ještě neskončila svůj růst a nemá tedy definitivní tvar. Vlastní operační technika se nijak neliší od amputací v dospělém věku. U femuru dochází k 70% růstu z distální epifýzy, tudíž její ztráta vede ke vzniku velmi krátkého pahýlu v dospělosti (Eis a Křivánek, 1972).

3.2.4 Ošetření kůže

Kožní jizva má být v místě nejméně vystaveném tlaku a má být pohyblivá. Kůže pahýlu nesmí být ani příliš volná, ani příliš napjatá, musí být dobře prokrvená. Pahýl má být komole konický bez zbytečných měkkých částí. Svalstvo v nich degeneruje a

zdržuje definitivní konfiguraci pahýlu. Přebytečná kůže se řasí a vede k otokům, opruzení a otlakům (Picek, 1953).

3.2.5 Ošetření nervů

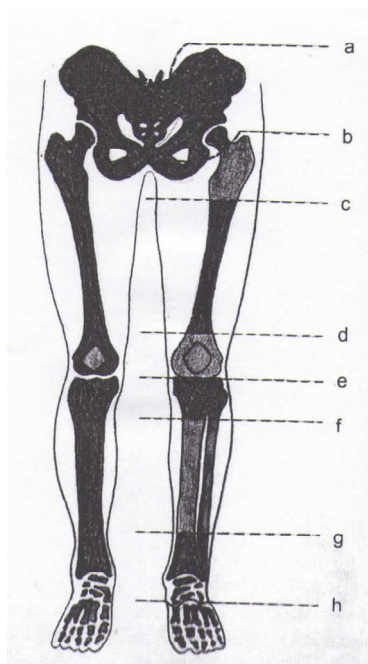
Jako prevence amputačního neuromu se provádí šetrné vytažení nervového kmene a poté jeho ostré přerušení. Někdy se také prořatý konec nervu přešívá nervovou pochvou. Tím se má zabránit tvorbě nervového klubička a nově rostoucího nervu (neuromu). Neurom je velmi citlivý na tlak a jiné dráždění a může svému nositeli působit velké obtíže jako např. fantomové bolesti, nebo dokonce znemožnit užívání protézy (Eis a Křivánek; 1972).

3.2.6 Ošetření kostí

Přerušená kost se překrývá předem připraveným periostálním lalokem pro zachování výživy v celém jejím průběhu. (Dungl, 2005).

3.3 Výše amputace

Výše amputace závisí na postižení jednotlivých tkání končetiny. Donedávna byla také ovlivněna možností protetického vybavení. Z tohoto důvodu byla vypracována tzv. amputační schémata, kde se části končetiny rozdělovali na důležité, relativně hodnotné, bezcenné a překážející. Díky rozvoji ortopedické protetiky tato schémata mají spíše historickou platnost. V současnosti se při volbě optimální výšky amputace zvažují tyto hlediska v pořadí: patologické, anatomické, chirurgické a protetické. Existují však určité oblasti, kde je odstranění končetiny nevýhodné, a proto se nedoporučuje. Všeobecně platí, že čím je delší amputační pahýl, tím má pacient lepší možnost ovládat protézu (Brozmanová, 1990; Dungl, 2005).



Obrázek 5: Schematické znázornění hraničního rozsahu úrovní možných amputací na dolní končetině: a – hemipelvektomie, b – exartikulace v kyčelním kloubu, c – extrémně krátký stehenní pahýl, c-d stehenní amputace, e – exartikulace v kolenním kloubu, f-g – amputace v bérce, h – amputace v oblasti nohy (Dungl, 2005)

4 Rehabilitační péče po amputaci

Po amputaci bývá pahýl oteklý a bolestivý, objevují se fantomové pocity a fantomové bolesti. Organismus je celkově oslaben (Eis, 1966; Krawczyk, 2001).

Otok končetiny je způsoben samotným operačním výkonem a změnou cévního řečiště, které bylo porušeno. Oběh krve se proto postupně upravuje zbytněním drobných cév v zachovaném řečišti a vytvořením nového oběhu (Eis, 1966; Krawczyk, 2001).

Svaly, kterým byly spolehlivě zachovány nebo plasticky upraveny úpony, mohou cvičením i zbytnět (hypertrofují), jiné svaly, které ztratily svoji funkci, hubnou (atrofují). Na celkovém objemu však pahýl postupně ztrácí jak úbytkem svalů, tak i zmenšováním vrstvy podkožního tuku (Eis, 1966; Krawczyk, 2001).

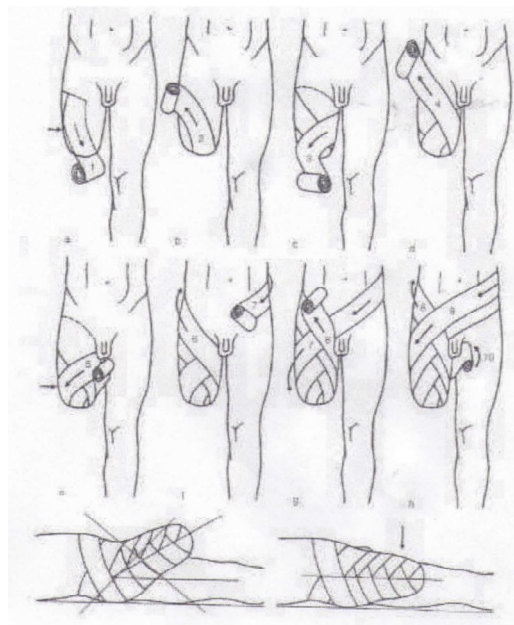
Fantomové vjemy jsou způsobeny drážděním zakončení nervových vláken, které s postupem hojení ustupují a stávají se snesitelnými. Mohou dokonce i vymizet. (Eis, 1966; Krawczyk, 2001).

4.1 Bandážování amputačního pahýlu

Bandážování pahýlu má velký význam pro získání správného tvaru pahýlu a redukci otoku. Začíná se již druhý den po operaci, až do doby kdy pacient dostane protézu. K bandážování se používají dostatečně široká elastická obinadla (10 – 14 cm), popřípadě stahující elastické návleky, které jsou k tomuto účelu vyráběny. První otáčky obvazu nevedeme přes pahýl cirkulárně, mohlo by dojít ke stlačení povrchového žilního systému a nedostatečné drenáži pahýlu. U stehenních amputací se bandážuje až nad kyčelní kloub a přes pás. Vzadu by otáčky obvazu měly sahat až k sedacímu hrbolu a na vnitřní ploše stehna až do rozkroku tak, aby se při bandážování nevytvořily valy měkkých tkání, které by při pozdější aplikaci protézy mohly bránit správnému nasazení protézy. (Picek, 1953; Krawczyk, 2001).

Cílem bandážování je:

- Ideálně tvarovaný pahýl
- Adaptace měkkých tkání na tlak a tah
- Polohování pahýlu a ovlivnění osově nevyhovujícího postavení v zachovalém kloubu končetiny (Krawczyk, 2001).



Obrázek 6: Postup při bandážování pahýlu (Krawczyk, 2001)

4.2 Okamžité protézování

Nejúčinnější formování pahýlu se dosáhne prací svalů při chůzi. Na přelomu šedesátých let 20. století byl popsán postup, při kterém je pacient vybaven sádrovou objímkou ihned po operaci. Postup protézování je takový, že po překrytí operační rány sterilním obvazem se na pahýl navlékají trikotové a elastické návleky, a také různé vyměkčovací materiály. Poté se na takto připravený pahýl zhotoví sádrové lůžko. Na distální konec se přisádruje adaptér, který umožní připojení kolenního kloubu, chodidla a spojovací trubky. Pacient tak může už druhý den po operaci pahýl částečně zatěžovat (Brozmanová, 1990).

V současnosti se aplikují tzv. interim protézy. Tento typ protézy je zhotoven jako rehabilitační pomůcka k časně vertikalizaci pacientů. K aplikaci protézy se přistupuje obvykle po vyndání stehů z operační rány. Objímka je vyrobena z plastu a je možno ji přizpůsobit objemu pahýlu. K přenosu váhy dochází v oblasti sedací objímky, aniž by docházelo ke kontaktu s operačním místem (Krawczyk, 2011).

Cílem aplikace včasných protéz je podobně jako u běžné rehabilitace zabránění vzniku kontraktur, posílení svalstva a podpora krevního oběhu. Významné je urychlené zhojení operační rány a včasný nácvik chůze, který nedovolí zaniknout pohybovému stereotypu. Celkově se to projeví v dřívější aplikaci standardní protézy. (Brozmanová, 1990).



Obrázek 7: Sádrování „na operačním stole“ (Gerhardt, 1982)



Obrázek 8: Interim protéza s nastavitelným lůžkem (www.ingcorporation.cz)

4.2 Otuzování amputačního pahýlu

Po zhojení operační rány se začíná s masáží jizvy a její mobilizací proti spodině. Dále se provádí poklepová masáž prsty, protřepávání všech svalových skupin, sprchování střídavě teplou a studenou vodou, klasickou masáží. Používají se k tomu také různé pomůcky např. jemný kartáč na poklepávání, míček na masáž, suchá žínka nebo houba na otírání (Krawczyk, 2001).

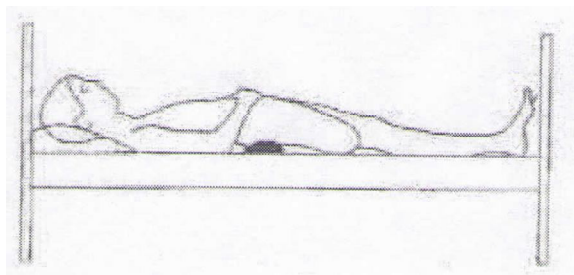
Cílem otuzování je:

- adaptace pahýlu na tlak lůžka protézy a na postupně se zvyšující zátěž protézované končetiny
- zlepšení mikrocirkulace v oblasti vrcholu pahýlu
- vytváření zpětné vazby – vnímání podnětů z pahýlu (Krawczyk, 2001)

4.3 Polohování pahýlu

Cílem polohování je zabránit kontrakturám v kyčelním kloubu, které mohou znesnadnit nasazování protézy i samostatnou chůzi na protéze. Předpokladem pro správnou chůzi v protéze je zanožení v kyčelním kloubu. Polohování se provádí vleže na zádech s podloženou pánví a zatíženou přední částí stehenního pahýlu. Nebo vleže

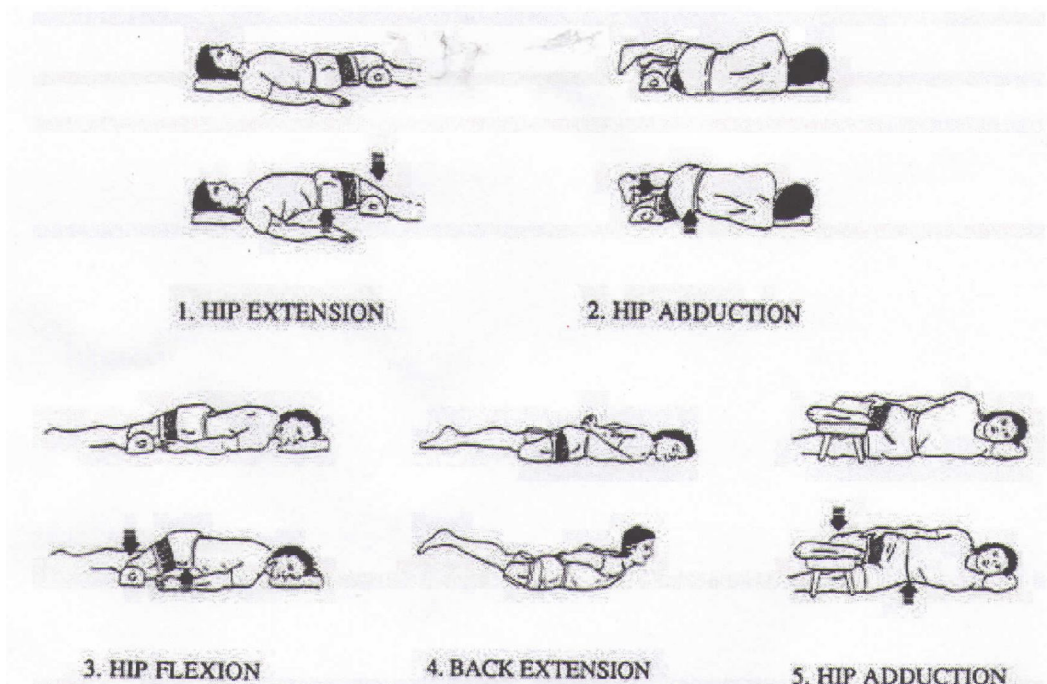
na břicho s horní polovinou trupu v horizontále a podloženým pahýlem do zanožení. Pahýl se v tomto případě musí zajistit proti unožení (Krawczyk, 2001).



Obrázek 9: Amputovaný ve stehně s podloženou pánví (Krawczyk, 2001)

4.4 Tonizace svalů

Cílem těchto cviků je zajistit dostatečnou svalovou sílu k ovládnutí protézy a vytvoření předpokladu k pevnější fixaci pahýlu v pahýlovém lůžku protézy. Je nutné více se zaměřit na extensory kyčelního kloubu, které jsou vždy více oslabeny z důvodu převahy flexorů. Rovněž tyto cviky napravují kontrakturu v kyčelním kloubu. Mezi základní cviky patří: extenze, flexe, abdukce, addukce v kyčelním kloubu, protahování zad a sedy-lehy (Krawczyk, 2001).



Obrázek 10: Cviky pro posílení svalů amputačního pahýlu (www.oandp.org)

4.5 Ostatní rehabilitace

Při rekonvalescenci pacienta s amputací na dolní končetině se nesmí zapomínat i na ostatní části těla. Aktivní cvičení nepostižených částí těla je v prvních dnech po amputaci důležitější než cvičení s postiženou částí. Nepostižené části bude pacient potřebovat na včasnou sebeobsluhu a chůzi o berlích. Proto je nutné systematické posilování horních končetin, zachovalé dolní končetiny a provádění dýchací gymnastika. Cílem rehabilitace je udržet pacienta v dobré fyzické i duševní kondici a naučit ho přizpůsobit se změnám statiky při stoji a chůzi s berlemi (Brozmanová, 1990).

4.6 Fantomové bolesti a pocity

Fantomové bolesti jsou bolesti promítané do chybějící části končetiny. Častěji se vyskytují u pacientů, kteří před amputací trpěli velkými bolestmi končetiny. Pravděpodobně jde o projev, kdy v mozkové kůře vzniká ložisko patologického dráždění, které přetrvává i po odstranění končetiny (Eis a Křivánek; 1972).

Fantomovými pocity se popisují stavy, kdy postižený má představy, že dosud vlastní ztracenou část končetiny a že tato část těla je v nepříznivém postavení (Eis a Křivánek; 1972).

Důvody fantomových bolestí a pocitů nejsou dosud plně vyjasněny. Také léčení je problematické (léky, fyzikální terapie). Tímto typem bolesti se zabývají specializovaná oddělení v nemocnicích, tzv. centra bolesti. (Eis a Křivánek, 1972; Smutný, 2009).

5 Anatomie pánve a transfemorálního pahýlu

Při návrhu lůžka stehenní protézy je nutné respektovat anatomické poměry na pánvi a kosti stehenní.

5.1 Pánev

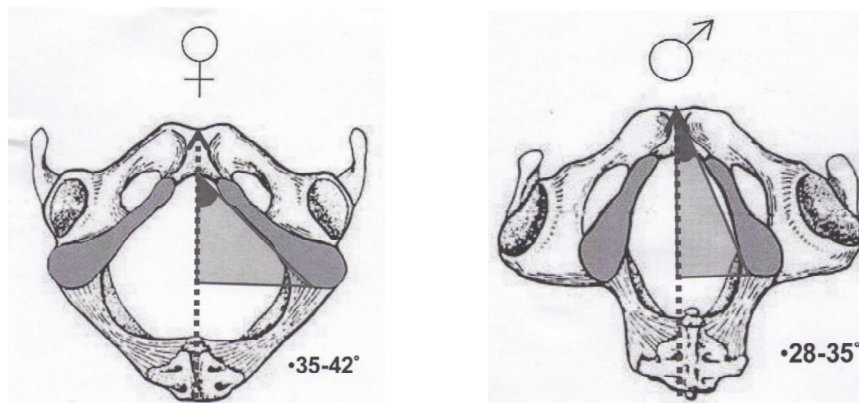
Pánevní kosti, kost křížová a spona stydká tvoří kruh (pletenec), na který je v křížokyčelním kloubu přenášena převážná část hmotnosti těla. Vzhledem k rozdílné funkci pánve muže (zajišťuje především pohyb vzpřímeného těla) a ženy, kde kromě pohybové funkce je pánev také porodní cestou, jsou i celkový tvar a velikost pánve u

obou pohlaví různé. Ženská pánev je prostornější a širší. Mužská pánev je menší, strmá a úzká. (Dylevský, 2011).

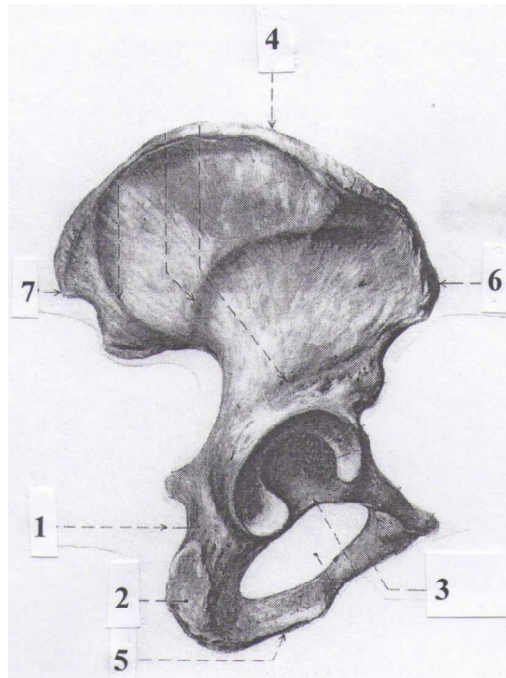
Důležité orientační body na pánvi pro stavbu protézy jsou: kost sedací, hrbol sedací, kost stydká, hřeben kyčelní kosti, přední horní trn kyčelní, zadní horní trn kyčelní.



Obrázek 11: Pohlavní rozdíly na pánvi (Čihák, 2011)



Obrázek 12: Rozdíl úhlu mezi sedací kostí a stydkou kostí (www.standtallchina.org)

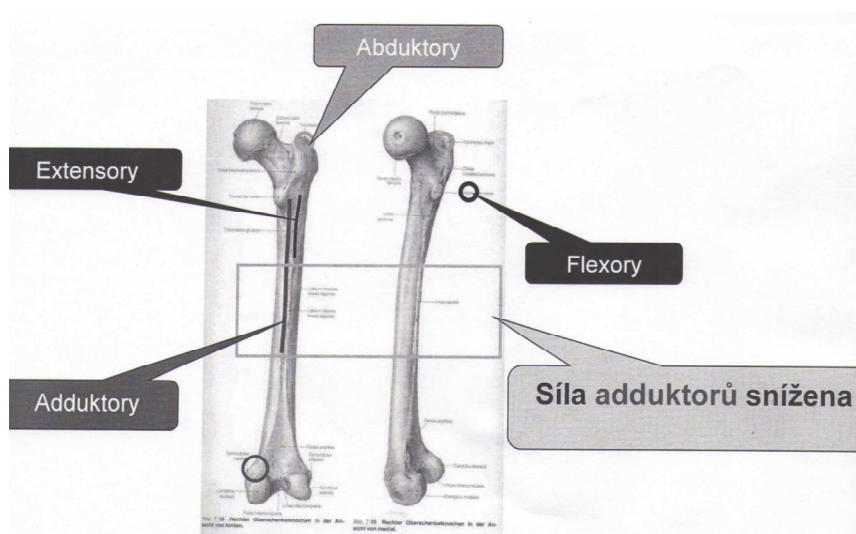


Obrázek 13: Kost kyčelní, pravá strana, laterální strana: 1 – kost sedací, 2 – hrbol kosti sedací, 3 – kost stydká, 4 – hřeben kyčelní kosti, 5 – raménko kosti sedací, 6 – přední horní trn kyčelní, 7 – zadní horní trn kyčelní (úprava Čihák, 2011)

5.2 Stehenní kost

Stehenní kost (femur) je nejmohutnější dlouhou kostí v těle. Do kloubní jamky na kosti pánevní zapadá kulovitou hlavicí. Hlavice spojuje s tělem femuru dlouhý krček. Na tělo kosti se upínají svaly ovládající kyčelní kloub (Dylevský, 2011).

Jako důležitý orientační bod při stavbě protézy slouží velký trochanter.



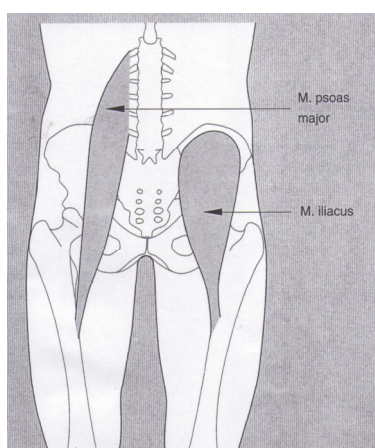
Obrázek 14. Stehenní kost s úpony (Princ, 2013)

5.3 Svaly stehenního pahýlu

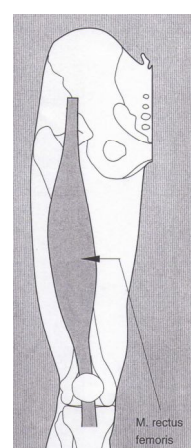
Svaly podle funkce rozdělujeme na flexory, extensory, abduktory, adduktory, zevní a vnitřní rotátory. Úbytek svalové funkce je závislý na výšce amputace. Čím vyšší je amputace, tím více ztrácí na síle adduktory a extensory. Flexory se upínají nejvýše, takže jsou nejméně postiženy, přetahují extensory, a to je jedna z příčin flekční kontraktury. Převaha méně porušených abduktorů nad níže upínajícími se adduktory způsobuje, že pahýl se nachází v abdukčním postavení (Brozmanová, 1990; Půlpán 2011).

Svaly hlavní jednotlivých skupin:

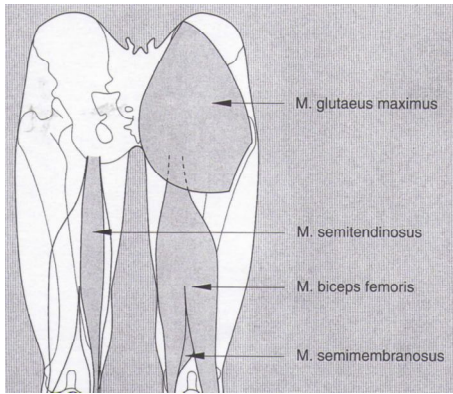
- **Flexe:** *m. iliopsoas, m. pectineus, m. rectus femoris*
- **Extense:** *m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus, m. semimembranosus*
- **Abdukce:** *m. gluteus medius*
- **Addukce:** *mm. adductores, magnus, longus, brevis, m. gracilis, m. pectineus*
- **Vnitřní rotace:** *m. gluteus minimus (přední snopce), m. tensor fasciae latae*
- **Zevní rotace:** *m. quadratus femoris, m. piriformis, m. gluteus maximus, oba mm. gemuli, oba mm. obturatorii* (Čihák, 2011).



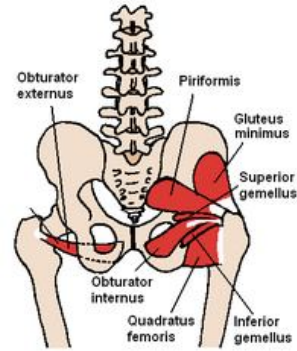
Obrázek 15 : Flexory kyčle (Půlpán, 2011)



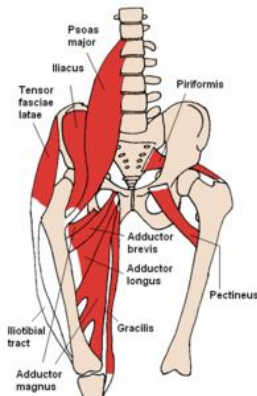
Obrázek 16: Pomocný flexor kyčle (Půlpán, 2011)



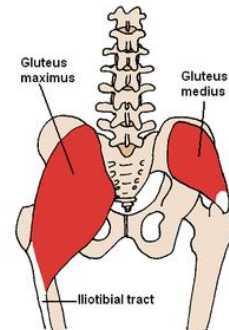
Obrázek 17: Extenzory kyčle (Půlpán, 2011)



Obrázek 18: Zevní rotátory (www.wikipedia.org)



Obrázek 19: Adduktory kyčle (www.wikipedia.org)



Obrázek 20: Abduktory a rotátory kyčle (www.wikipedia.org)

6 Vyšetření pacienta

Abychom mohli navrhnout správné řešení protézy, je třeba zhodnotit stav amputačního pahýlu, zjistit svalovou sílu, předpokládanou aktivitu a respektovat celkový fyzický a psychický stav pacienta.

6.1 Osobní anamnéza

Při osobní anamnéze se zjišťuje z jakého důvodu a kdy došlo k amputaci. Důležité je také vědět o vážných chorobách, které pacient prodělal, nebo pro které se léčí. Součástí osobní anamnézy jsou také údaje o úrazech a operacích. Zjištění váhy pacienta je důležité pro objednání dílů protézy (kloub, chodidlo, spojovací adaptér). Výrobci těchto komponentů je rozdělili do váhových kategorií, nejčastěji do 75 kg, do 100 kg, do 125 kg a nad 125 kg. Stav měkkých tkání hodnotíme pohmatem, její konzistence je důležitá při korekci sádrového pozitivu. Samozřejmě se nesmí

zapomenout na jméno, adresu, zdravotní pojišťovnu a telefonní číslo. (Půlpán 2011, Kolář, 2009).

6.2 Vyšetření amputačního pahýlu

Při vyšetření popisujeme:

Délku pahýlu:

Velmi krátký (méně než 1/3 původní délky stehna)

Krátký (roven 1/3 původní délky stehna)

Střední (větší než 1/3 původní délky stehna)

Dlouhý (větší než 2/3 původní délky stehna)

Tvar pahýlu: válcovitý, kuželovitý, hruškovitý

Další možné nálezy:

Prominence kostí – při růstu kostí u dítěte

Vtažené jizvy – fixované ke skeletu a podkoží, mohou vznikat odřenin a ragády (trhlinky)

Stav pokožky – chorobná změna na kůži, folikulitidy

Prokrvení – po cévních operacích, možné pokračování ischemie

Objemové změny – při obezitě, při diuretické terapii, při kardiální dekompenzaci (Krawczyk, 2011).

6.3 Svalový test

Svalový test je pomocnou vyšetřovací metodou užívanou pro zjištění a hodnocení svalové síly jednotlivých svalů či svalových skupin vykonávajících jeden pohyb. Testování probíhá na pevné podložce, nejlépe vyšetřovacím stole (Janda a kol, 2004).

Svalový test má šest základních stupňů hodnocení:

Stupeň 5 - N (normal) – sval s velmi dobrou funkcí. Je schopen překonat při plném rozsahu pohybu značný vnější odpor. Odpovídá tedy 100% normálu.

Stupeň 4 - G (good) – odpovídá přibližně 75% síly normálního svalu. Testovaný sval provede lehce pohyb v celém rozsahu a dokáže překonat středně velký vnější odpor.

Stupeň 3 - F (fair) – vyjadřuje 50% síly normálního svalu. Sval dokáže vykonat pohyb v celém rozsahu s překonáním gravitace, tedy proti váze testované části těla.

Stupeň 2 - P (poor) – určuje 25% síly normálního svalu. Sval je schopen vykonat pohyb v celém rozsahu, ale nedovede překonat ani tak malý odpor, jako je váha testované části těla. Musí být proto poloha testovaného upravená tak, aby se při pohybu maximálně vyloučila gravitace.

Stupeň 1 – T (trace) – vyjadřuje zachování 10% svalové síly. Sval se sice při pokusu o pohyb smrští, ale jeho síla nestačí k pohybu testované části.

Stupeň 0 – při pokusu o pohyb sval nejeví nejmenší známky stahu (Janda a kol., 2004).

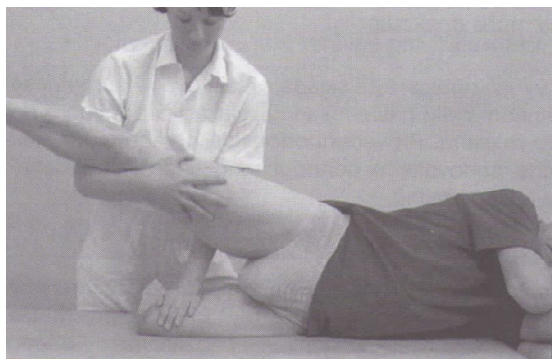
6.3.1 Test addukce v kyčli

Poloha: vleže na boku testované dolní končetiny. Vrchní paže se přidržuje okraje stolu, aby pomáhala stabilizovat trup. Spodní paže je položena pod hlavou. Dolní končetiny jsou v extenzi, netestovaná dolní končetina je pasivně abdukována v 30°.

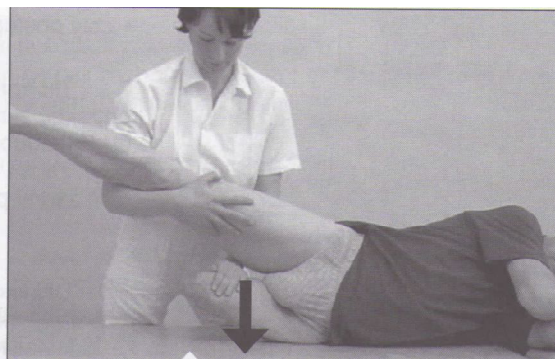
Fixace: Podpíráme netestovanou končetinu v abdukci

Pohyb: Spodní končetinu addukuje testovaný v kloubu kyčelním přes střední čáru a přiblíží ji k druhé končetině.

Odpor: Klade se rukou na vnitřní plochu dolní třetiny stehna. (Janda a kol., 2004)



Obrázek 21: Addukce v kyčli - výchozí poloha



Obrázek 22: Addukce v kyčli provedení cviku

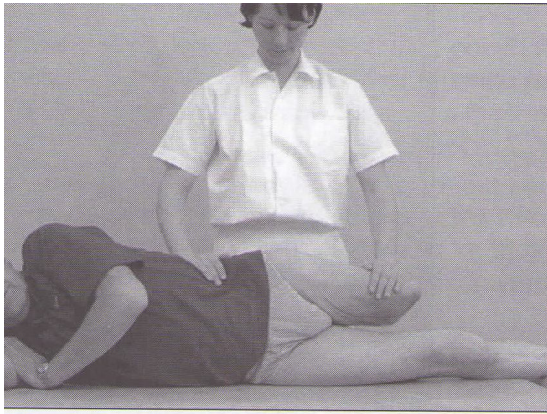
6.3.2 Test abdukce v kyčli

Poloha: Vleže na boku netestované dolní končetiny. Spodní dolní končetina (netestovaná) je lehce flektována v kyčelním a kolenním kloubu, vrchní (testovaná) je v mírné hyperextenzi v kyčelním kloubu. Horní končetiny: spodní je pod hlavou, vrchní položena dlaní na stole před trupem a pomáhá udržovat stabilitu trupu.

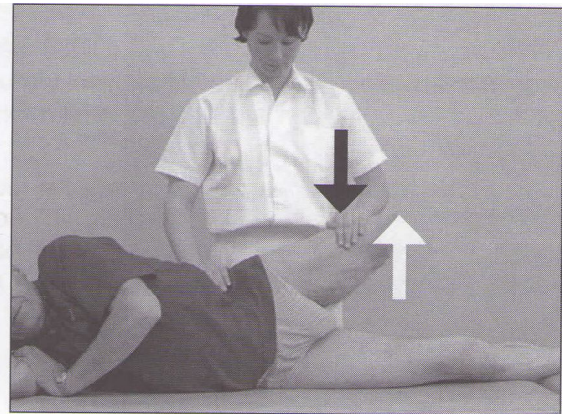
Fixace: Celou rukou za lopatu kosti kyčelní na testované straně a palpaci velkého trochanteru jako kontrola správně provedeného pohybu.

Pohyb: Addukce extendované končetiny v celém rozsahu pohybu.

Odpor: Klade se dlaní na laterální stranu dolní třetiny stehna (Janda a kol., 2004).



Obrázek 23: Abdukce v kyčli – výchozí poloha



Obrázek 24: Abdukce v kyčli – provedení cviku

6.3.3 Test flexe v kyčli

Poloha: Vleže na zádech. Nevyšetřovaná dolní končetina je flektovaná v kyčelním i kolenním kloubu, chodidlo na vyšetřovacím stole. Paže podél těla.

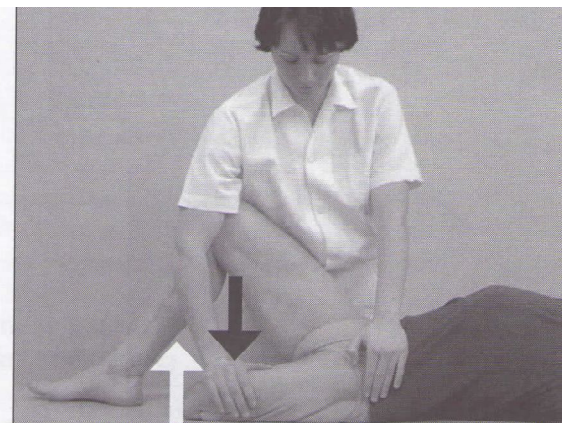
Fixace: Lehce přidržujeme pánev za lopatu kosti kyčelní testované strany.

Pohyb: flexe v kloubu kyčelním v celém rozsahu pohybu.

Odpor: Klade se dlaní na ventrální plochu dolní třetiny stehna, obloukovitě proti směru pohybu (Janda a kol., 2004).



Obrázek 25: Flexe v kyčli – poloha na boku



Obrázek 26: Flexe v kyčli – poloha na zádech

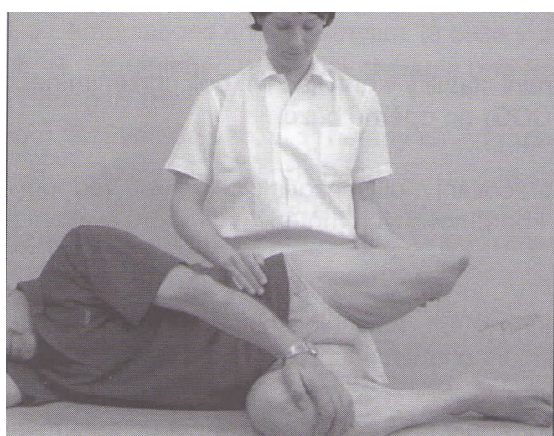
6.3.4 Test extenze v kyčli

Poloha: Vleže na břiše, horní končetiny podle těla, hlava na čele, dolní končetiny v základním postavení, špička zachovalé končetiny mimo stůl. Břicho je podloženo tak, aby se vyrovnala bederní lordóza.

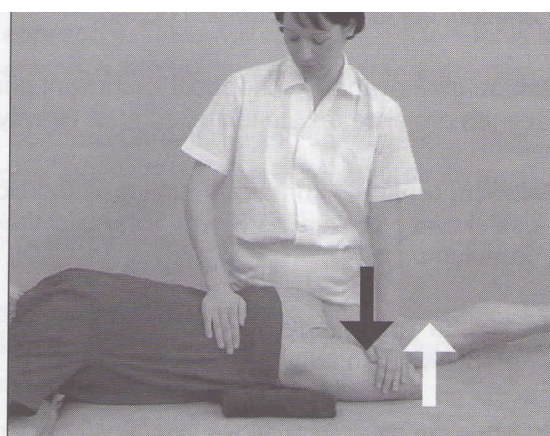
Fixace: Prsty a dlani fixujeme pánev na testované straně.

Pohyb: Extenze dolní končetiny za střední čáru v rozsahu 10°.

Odpor: Klade se dlani na dolní třetinu dorzální plochy stehna, obloukovitě proti směru pohybu (Janda a kol., 2004).



Obrázek 27: Extenze v kyčli – poloha na boku



Obrázek 28: Extenze v kyčli – poloha na břiše

Zdroj obrázků 21-28: Birgusová a Rosický, 2004.

6.3.5 Kontraktura

„Kontraktura nebo také trvalé zkrácení svalu, vede k trvalému postavení kloubu v určité poloze s omezením jeho hybnosti. Může vznikat z přímého vlivu různých škodlivin přímo na svalovou tkáň (kyselé ionty, zplodiny anaerobní fáze metabolismu apod.), ale většinou je podmíněna poruchou nervového reflexu a patologických změn, jimž jsou vystaveny periferní nervové receptory. Kontraktura je zpočátku stav schopný úpravy – je reverzibilní. Trvají-li však patologické podmínky příliš dlouho přechází kontraktura do stadia ireverzibilního. Změny ve svalech jsou pak doprovázeny degenerací hodnotných svalových vláken a hypertrofií vmezeřeného vaziva. Svaly atrofují a ztrácejí nejen svoji stažitelnost, ale také pružnost“ (Birgusová a Rosický, 2004).

K zabránění nebo zmírnění kontraktur se provádí správné polohování, včasné cvičení, případně se může využít fyzikální terapie, např. velkoplošné teplo, pulzní

magnetické pole. Mezi neúčinnější metody zabraňující kontrakturám je technika manuálního odporu. Provádějí se stejné cviky jako u svalového testu (viz obr. 21-28). U stehenních amputací popisujeme flekční a addukční kontrakturu v kyčli. Flekční kontraktura v kyčli menší než 15° není překážkou pro sestavení vhodné protézy. Pokud je ovšem kontraktura větší, výrazně změní fyziologické postavení segmentů těla vůči sobě a naruší tak fyziologický stoj i chůzi. Tímto se také zvyšuje energetický výdej, což může být problém zejména u gerontologických pacientů. (Birgusová a Rosický, 2004)



Obrázek 29: Abdukční kontraktura v kyčli
(www.oandp.org)

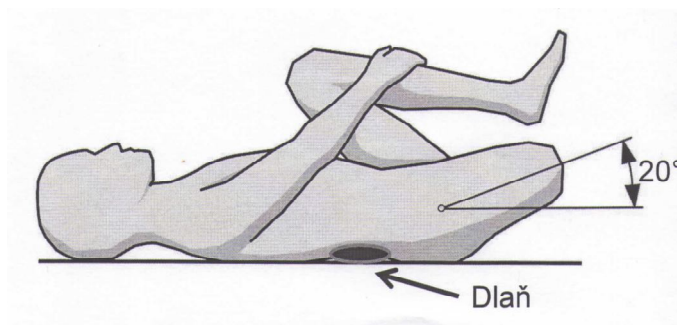


Obrázek 30: Flekční kontraktura v kyčli
(www.oandp.org)

6.3.6 Thomasův test

Pomocí Thomasova testu změříme velikost flekční kontraktury v kyčelním kloubu. Pacient leží na zádech a do oblasti bederní páteře vloží vyšetřující dlaň. Další postup je:

1. Flexe v kyčli u zachovalé končetiny, prováděna aktivně
2. Flexe pahýlu do vyrovnání lordózy, prováděna pasivně
3. Extenze pahýlu až do snížení tlaku na dlaní, prováděna pasivně
4. Změření flekční kontraktury goniometrem (Princ, 2013)



Obrázek 31: Thomasův test (Princ, 2013)

6.4 Stupeň aktivity uživatele

Při stanovení stupně aktivity pacienta posuzujeme potenciální funkční schopnosti, stav pacienta před amputací, současný zdravotní stav a pacientovu pozitivní motivaci. Stupeň aktivity uživatele určuje požadované technické provedení protézy (kolenní kloub a chodidlo, nikoli pahýlové lůžko). Aktivitu rozdělujeme do pěti stupňů. (Krawczyk, 2011, Půlpán, 2011).

Stupeň aktivity 0 – nechodící pacient. Uživatel nemá schopnost nebo potenciál využít protézu samostatně nebo s cizí pomocí pro bezpečný pohyb nebo přesun. V úvahu přichází kosmetická protéza.

Stupeň aktivity 1 – interiérový typ uživatele. Nízká úroveň rázů na protézu. Uživatel má schopnost nebo potenciál pro chůzi pomalou rychlostí po rovném povrchu, popř. s využitím pomůcek (berle, hole).

Stupeň aktivity 2 – omezený exteriérový typ uživatele. Střední úroveň rázů na protézu. Uživatel má schopnost nebo potenciál pro chůzi konstantní rychlostí, překonávání malých nerovností (schody, svahy), popř. s využitím pomůcek (berle, hole).

Stupeň aktivity 3 – nelimitovaný exteriérový typ uživatele. Vysoká úroveň rázů na protézu. Uživatel má schopnost nebo potenciál pro chůzi proměnnou rychlostí, překonávání téměř všech nerovností, popř. rekreační sport a pohybové aktivity.

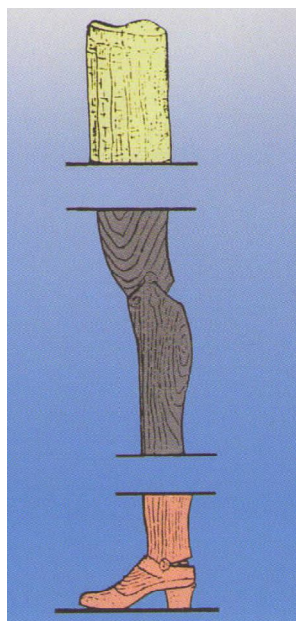
Stupeň aktivity 4 – vysoce aktivní typ uživatele. Extrémní úroveň rázů na protézu. Uživatel má schopnost nebo potenciál provádět aktivity převyšující běžného uživatele protézy, např. dítě nebo dospělí uživatel se zvláštními nároky vyplývajícími z pracovního nebo sportovního zatížení (www.ossur.cz; Krawczyk 2011; Půlpán, 2011)

7 Stehenní protéza

Protéza nahrazuje ztracenou část těla jak kosmeticky, tak i funkčně. Skládá se ze dvou základních částí – pahýlového lůžka a periférie protézy. Pahýlové lůžko určuje komfort protézy, periférie mechanické vlastnosti protézy. Vzájemné uspořádání jednotlivých dílů protézy a uspořádání protézy vůči tělu pacienta určuje statické a dynamické vlastnosti protézy. Podle konstrukčního uspořádání rozeznáváme dva typy, exoskeletové a endoskeletové (Dungl, 2005).

U **exoskeletových** protéz je nosným prvkem plášť, který současně zajišťuje konstrukci i tvar. Jedná se o starší stavební systém s klasickým rozdělením protézy na pahýlové lůžko, kolenní kloub v jednom celku s lýtkem a chodidlo s kotníkem. Tyto protézy jsou obvykle vyráběny ze dřeva s ocelovými výztužemi, případně v kombinaci s laminátem. Nevýhodou je, kromě zastaralé konstrukce, že po dokončení protézy již nelze upravit vzájemnou polohu jednotlivých dílů (Půlpán, 2002; Fitzlaff a Heim, 2002).

U **endoskeletových** protéz, také nazývaných tubulární, modulární nebo stavebnicové, nosnou funkci zajišťují jednotlivé díly. Vnější tvar je tvořen kosmetickým krytem. Mezi základní komponenty těchto protéz patří pahýlové lůžko, kolenní kloub, trubkový adaptér, spojovací adaptér, chodidlo s kotníkem a kosmetický kryt. Jednotlivé díly jsou zakončeny buď tzv. pyramidou s konvexní dosedací plochou, nebo otvorem s konkávní dosedací plochou, do kterého se pyramida zasune a zajistí se čtyřmi šrouby uspořádanými do kříže. To umožňuje jednoduché a rychlé sestavení protézy, případně lze kdykoliv upravit vzájemnou polohu dílů nebo je vyměnit. Materiálem pro výrobu komponentů jsou ocel, lehké slitiny kovů, plasty, pryskyřice vyztužené sklenými nebo uhlíkovými vlákny a syntetické pěny různé tvrdosti (Fitzlaff a Heim, 2002).



Obrázek 32: Exoskeletová konstrukce (Fitzlaff a Heim, 2002)



Obrázek 33: Endoskeletová konstrukce (www. ortotika-protetika.cz)

7.1 Pahýlové lůžko

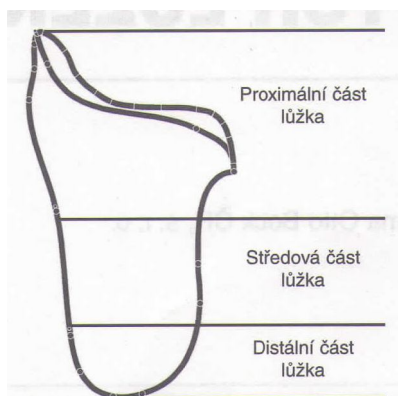
Lůžko stehenní protézy musí splnit čtyři základní požadavky:

- Pojmout objem pahýlu
- Přenést zátěže a síly (statické a kinetické)
- Přenést pohyby v chůzi
- Udržet protézu na pahýlu (Kaphingst, 2002)

Přenos sil zahrnuje energické pohyby, zrychlení, zpždění, zajištění kloubů, přenesení tělesné váhy na zem nebo reakčních sil od země přes protézu na pahýl. Lůžko musí být vyřešeno tak, aby přenášelo tyto síly mezi pahýlem a protézou přímo a beze ztrát, ale také bez potíží (Kaphingst, 2002).

Pahýlové lůžko se rozděluje podle Heppa a Ellea na tři základní oblasti.

- Proximální část lůžka – nasedací věnec (horní okraj lůžka až 5-6 cm pod hrbolem kosti sedací)
- Ovládací pásmo (až 2/3 délky lůžka pod nasedacím věncem)
- Koncové pásmo (distální třetina a obepnutí vrcholu pahýlu) (Kaphingst, 2002; Sibbel, 2003).



Obrázek 34: Rozdělení pahýlového lůžka (Siebel, 2003)

Kvalita lůžka je v první řadě určována návrhem proximální části, aniž by se snižovala důležitost vlivu kontaktu distálního konce pahýlu a význam vlivu středové ovládací oblasti lůžka (Siebel, 2003).

Podle tvaru proximální části rozlišujeme v zásadě dva typy lůžek. Příčně oválné a podélně oválné. Funkční rozdíl obou typů lůžek spočívá v přenosu hmotnosti těla na protézu. U příčně oválného typu nasedá věnec pahýlového lůžka na zevní plochu sedacího hrbolu. U podélně oválného je celý sedací hrbol zavzatý do nasedacího věnce lůžka (Dungl, 2005).

7.2 Materiály používané pro výrobu lůžek

V minulosti se ke stavbě lůžek používaly přírodní materiály jako je dřevo, kůže a železo. Výhodou byla snadná dostupnost používaných materiálů a jednoduché technologie zpracování. Nevýhodou použití přírodních materiálů je zejména robustní stavba a vysoká hmotnost (Rosický, 1999).

Na výrobu dřevěného lůžka se používal přetvarovaný díl, který byl slepený ze čtyř dřevěných desek vhodné tloušťky a délky. Nejčastěji se používalo topolové dřevo. Základní vnitřní tvar pahýlového lůžka se vydlabal dlátem a vybrousil na brusce s letmým hřídelem. Do konečného tvaru se vnitřní plocha lůžka vytvarovala na kopírovacím stroji podle přesně vymodelované sádrové objímky nebo podle předchozí vyhovující objímky. Vnější tvar se hrubě opracoval a vybrousil do konečného tvaru podle předepsaných rozměrů (Potůček a Bůžek, 1976).

V současnosti se k výrobě lůžek používá metoda ručního laminování s pomocí podtlaku. Kompozitní skladbu tvoří pružný návlek z uhlíkových nebo sklených vláken a jako pojivo se používá akrylátová pryskyřice. Vytvrzení je určeno chemickou reakcí

mezi pryskyřicí a aktivátorem. Lůžko se tvaruje na sádrový model – pozitiv pahýlu (Rosický, 1999).

Pro vakuové tvarování laminátů je zapotřebí mít speciální stojan s dvěma odsávacími prostory a vývěvu. Na sádrový model se natáhne navlhčená izolační PVA fólie, která se utěsní na vrcholu modelu a pod prvním odsávacím otvorem. Na izolační návlek se převlékají jednotlivé výztužné vrstvy laminátu. Jsou to buď hadice ze syntetických vláken, nebo z trikotového obinadla, které je nutné v horní a dolní části modelu vyztužit vrstvami sklené nebo uhlíkové tkaniny. Vnější obal modelu tvoří rovněž PVA fólie, jejíž horní konec se nechá otevřený a spodní okraj se utěsní pod druhým odsávacím prostorem. Tímto způsobem se vytvoří forma pro odlévání pryskyřičného laminátu, jejíž jádro je vytvořeno sádrovým modelem a vnější obal návlekiem z PVA fólie. Do prostoru mezi vnitřní folií, výztužnými vrstvami laminátu a vnější folií se nalije pryskyřice. Zapne se podtlak a pryskyřice se postupně vtlačuje do struktury výztužných vrstev. Poté se podváže horní konec vnější fólie. Důležité je rovnoměrné rozvrstvení pryskyřice. Toho docílíme stahováním pryskyřice pomocí gumové hadičky nebo proužkem trikotového návleku. Vývěvou vytvořený podtlak nám pomůže vytlačit nežádoucí vzduchové bubliny a vytvoří stejnou tloušťku skořepiny po celém povrchu lůžka (Potůček a Bůžek, 1976).

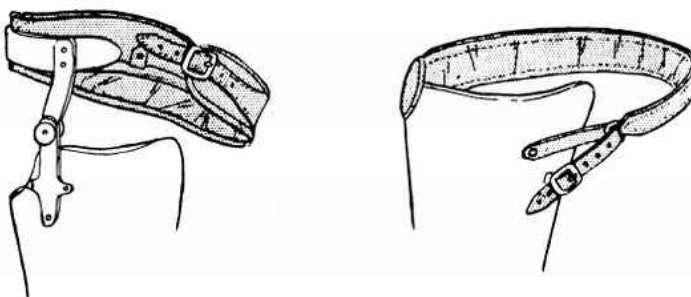
7.3 Zavěšení pahýlových lůžek

Jednou z nejdůležitějších podmínek spolehlivého ovládnutí protézy je vytvoření optimálního kontaktu mezi pahýlem a lůžkem a také spolehlivá fixace protézy k tělu pacienta při běžných pohybech. V zásadě se rozeznávají dva typy zavěšení. Pomocí upínacích prvků a pomocí přímého upnutí protézy prostřednictvím podtlaku. V posledních letech se stále častěji používají viskoelastické návleky, u kterých se rovněž využívá upínacích prvků nebo podtlaku (Brozmanová, 1990).

7.3.1 Upínací prvky

Ke staršímu systému upínání protéz patří pánevní kříž. Jedná se o opasek, který je vyztužený ocelovou dlahou tvaru T. Příčné rameno je zašité do opasku, a svislé rameno, zakončené vhodným dlahovým kloubem, tvoří spojení s protézou. (Brozmanová, 1990).

Dalším typem zavěšení pomocí pásek a opasků je slezská bandáž. Aby splnila svůj účel, zabezpečení pahýlu proti zvýšené abdukci, tak se musí na protilehlé straně opírat o pevnou plochu - lopatu pánevní kosti, a nikoliv okolo pasu. (Brozmanová, 1990).



Obrázek 35: Pánevní kříž-vlevo, slezská bandáž-vpravo (www.oandp.org)

Modernější variantou předchozích upínacích prvků je elastický pás. Má vnitřní protiskluzový povrch v místech styku s objímkou protézy. Po navlečení na lůžko se obepne kolem pasu a zapne na suchý zip.



Obrázek 36: Elastický pás (www.cascade-usa.org)

Výše uvedené prvky se většinou používají jako doplněk k podtlakovému upnutí protézy. Ale mohou se využít i samostatně např. u geriatrických pacientů nebo u pacientů, kterým je kontraindikováno využití podtlaku v pahýlovém lůžku.

7.3.2 Podtlakové zavěšení

Podtlak v protéze vzniká tak, že při vtahování pahýlu pomocí punčošky nebo pružného obinadla se vypuzuje vzduch z lůžka distálně uloženým otvorem. Po vytáhnutí návleku a dosednutí do lůžka se ventil upevní do otvoru. Manuálním stiskem ventilu se odstraní podtlak pod koncem pahýlu. Atmosférický tlak se udrží v určitém rozsahu kolem neutrální hodnoty. Při distálním pohybu pahýlu v lůžku vznikne nepatrný přetlak,

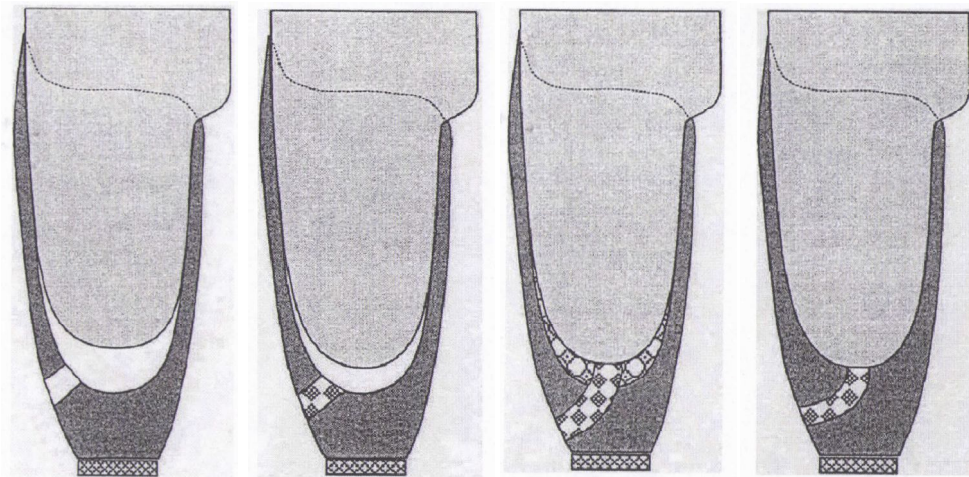
při proximálním pohybu vznikne zase nepatrný podtlak, který podporuje ulpívací účinek lůžka (Brozmanová, 1990; Kaphingst, 2002).

Aby se zamezilo přílišnému pístovému efektu pahýlu v lůžku, je třeba, aby se uplatňovali následující faktory:

- **Hydrostatický boční tlak** – dosahuje se tím, že po vtažení pahýlu do lůžka vzniká určitý podtlak, který způsobí nasávání krve a lymfy ke stěnám lůžka po celém jeho obvodě. Při pohybu s protézou nastává také aktivní hyperémie přispívající ke zvýšenému hydrostatickému tlaku po obvodě lůžka.
- **Pružný tlak** – vzniká po obvodě lůžka v důsledku elasticity měkkých tkání pahýlu.
- **Adhezní tření** – tření mezi stěnou lůžka a pokožkou pahýlu
- **Postranní tlak svalů** – vzniká při kontrakci svalstva pahýlu, aby byl co nejefektivnější, musí se vymodelovat pro jednotlivé svaly prostor, ve kterém mohou pracovat (Brozmanová, 1990; Kaphingst, 2002).

Podle uložení distálního konce pahýlu rozlišujeme lůžka na:

- **Přísavné lůžko** – nasávání měkkých tkání do volného prostoru
- **Ulpívací lůžko** – menší nasávání, ulpění nižším podtlakem
- **Ulpívací kontaktní lůžko** – má v distálním sacím prostoru elastický koncový polštář, který působí podobně jako tuhý koncový kontakt pahýlu, aniž by se v pacientovi vytvářel pocit zatížení vrcholu pahýlu.
- **Plněkontaktní lůžko** - koncová oblast pahýlu je v přímém kontaktu se stěnou lůžka. Mezi výhody tohoto lůžka patří dosažení náhradního pocitu styku s podložkou, podpora prokrvování konce pahýlu, zamezení vzniku otoků pahýlu, zamezení vzniku zbarvení a hyperkeratóz (ztluštění a zrohovatění kůže), příznivý vliv na fantomové bolesti a rozložení tlaku na celý povrch pahýlu (Kaphingst, 2002).



Obrázek 37: Zleva-přísavné lůžko, ulpívací lůžko, ulpívací kontaktní lůžko, kontaktní lůžko (Princ, 2012)

7.3.3 Viskoelastické návleky (linery)

Linery tvoří rozhraní mezi pahýlem a tvrdým nosným lůžkem protézy. Narolují se na pahýl a poté se nasadí protézové lůžko. Vyrábí se ze tří různých materiálů, silikonu, polyuretanu a kopolymeru (www.moravskaprotetika.cz).

Silikon je houževnatý materiál, který se vyrábí litím do formy.

Vlastnosti silikonu:

- Propouští plyny a vodní páry
- Málo absorbuje vodu
- Odolný vůči vysokým teplotám
- Snadná údržba a čištění
- Vysoká stabilita a dobré ulpění
- Nepolstruje
- Vhodný pro pahýly, které jsou dobře kryty měkkými tkáněmi (www.moravskaprotetika.cz)

Polyuretan má vysokou viskoelasticitu, schopnost tečení materiálu. Vyrábí se rovněž litím do formy.

Vlastnosti polyuretanu:

- Vysoká absorpce vody (pot, důležitá hygiena)
- Nízká propustnost plynů
- Není odolný vůči vysokým teplotám

- Dobře polstruje
- Vhodný pro citlivé pahýly s prominujícími kostmi nebo jizvami
- Krátká životnost (www.moravskaprotetika.cz)

Kopolymer (EVA/LDPE) je velmi elastický materiál. Většinou obsahuje zdravotnický minerální olej. Vyrábí se rotací roztaveného materiálu na punčošku.

Vlastnosti kopolymeru:

- Nízká propustnost plynů a vodních par
- Malá absorpce vody
- Není odolný vůči vysokým teplotám
- Vhodný pro pahýly se suchou pokožkou
- Především ochranná funkce, neulpivací
- Snadné čištění
- Příznivá cena (www.moravskaprotetika.cz)

U stehenních pahýlů se nejčastěji používají linery silikonové a polyuretanové. Zavěšení je buď mechanické, nebo s využitím podtlaku (www.moravskaprotetika.cz).

Mechanické zavěšení je provedeno pomocí ocelového trnu a zámku. Trn je našroubován na distálním konci lineru a při nasazování objímky se zasune do zámku, který je zalaminovaný na dně objímky. Uvolnění tohoto připojení se provádí uvolněním zámku (www.moravskaprotetika.cz)



Obrázek 38: Liner s distálním koncem pro trn (www.ossur.com)



Obrázek 39: Zámek pro liner (www.ottobock.com)

U podtlakového zavěšení se využívají manžety a jednocestný ventil. Manžety jsou buď součástí lineru nebo se vlepí do objímky. Při nasazování protézy se vytlačí přebytečný vzduch mezi linerem a pahýlovým lůžkem. Podtlak se udržuje mezi manžetami a distálně uloženým jednocestným ventilem. Uvolnění se provádí povolením ventilu.



Obrázek 40: Liner s manžetami (www.ossur.com)

7.4 Kolenní klouby

Protézové kolenní klouby by měli zajistit 3 základní funkce:

- Jistotu během stojné fáze cyklu chůze, tak aby se kolenní kloub od nášlapu na patu po odtržení paty nepodlomil a bezpečně přenesl váhu pacienta na podložku.
 - Hladké a kontrolovatelné provedení švihové fáze cyklu chůze.
 - Neomezenou flexi při sezení, případně při klečení.
- (www.oandplibrary.org)

Základní rozdělení kloubů je podle konstrukce na monocentrické a polycentrické. Dále se klouby dělí podle mechanismu, který ovládá pohyb kloubu. Může být mechanický, pneumatický, hydraulický nebo mikroprocesorově řízený. Ještě se u kloubů rozlišuje, zda je u nich řízena pouze švihová fáze nebo stojná fáze, případně kombinace obojího. Řízení švihové fáze má zabránit nadměrnému výkyvu ve směru flexe a zajistit včasný návrat kloubu do polohy extenze. Řízení stojné fáze má zajistit stabilitu kloubu při nášlapu a odvalu chodidla (Fitzlaff a Heim, 2002).

7.4.1 Monocentrické kolenní klouby

Monocentrické klouby provádějí jednoduchý pohyb kolem jedné osy otáčení.

Pro pacienty s nejnižším stupněm aktivity jsou tyto klouby vybaveny zámkem. Při chůzi je kloub zablokován v extenzi. Pro sezení se uzávěr odblokuje, nejčastěji pomocí lanka (Kaphingst, 2002).



Obrázek 41: Jednoosý kolenní kloub se zámkem (www.ingcorporation.cz)

Pro pacienty se střední aktivitou se monocentrické klouby vybavují brzdou, která se aktivuje při zatížení a má za úkol zabránit podlomení kolenního kloubu během stojné fáze kroku. Pro přirozený pohyb bérce během švihové fáze kroku slouží extenční unašeč (www.ottobock.com).



Obrázek 42: Jednoosý kolenní kloub s řízením stojné a švihové fáze (www.ottobock.com)

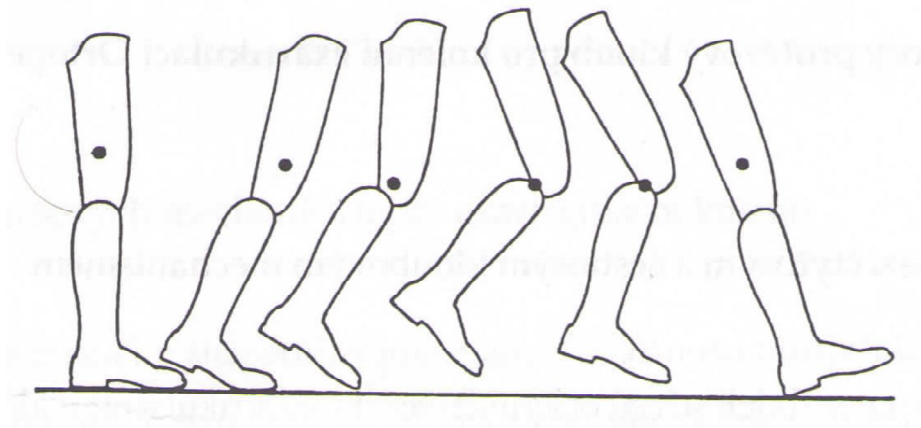
Pro neaktivnější pacienty je nabízen jednoosý kolenní kloub s hydraulickou pístovou jednotkou. Tato jednotka nabízí tři provozní režimy. Pro běžnou chůzi má řízení odporu stojné i švihové fáze. Dále je to odblokování hydraulického odporu – volný švih. Toho se využívá např. při jízdě na kole. Třetí možností je uzamčení kloubu, např. při překonávání náročného terénu (www.ingcorporation).



Obrázek 43: Jednoosý kolenní kloub s hydraulickou jednotkou (www.ossur.com)

7.4.2 Polycentrické kolenní klouby

Konstrukční uspořádání polycentrických kloubů je nejčastěji se čtyřmi osami, známé jsou i konstrukce se šesti nebo se sedmi osami. Horní část kloubu (na straně lůžka) a spodní část kloubu (na straně lýtky) provádějí kombinaci otáčivého a klouzavého pohybu. To má za následek, že momentální střed otáčení se mění v závislosti na velikosti úhlu mezi stehnem a bércelem. V okamžiku nášlapu na patu jsou polycentrické kolenní klouby mnohem stabilnější než monocentrické, protože střed otáčení je umístěn více dorzálně a proximálně než u monocentrických kloubů. Další výhodou polycentrických kloubů je zkrácení délky protézy uprostřed švihy a celkově přirozenější průběh švihové fáze. (Kaphingst, 2002).



Obrázek 44: Změna polohy středu otáčení kolene během chůze (Kaphingst, 2002)

Švihová fáze může být řízena mechanicky, pneumaticky nebo hydraulicky. Víceosé klouby bývají většinou samosvorné, takže nepotřebují brzdu při zatížení (Půlpán, 2011).



Obrázek 45: Čtyřosý kolenní kloub (www.ottobock.com)

Zajímavým technickým řešením je sedmiosý kolenní kloub. Geometrické uspořádání kloubu zajišťuje jeho uzamčení v plné extenzi, ještě před zatížením. Je vybaven třífázovým tříventilovým hydraulickým systémem. První ventil řídí odpor flexe v rozsahu 60° až maximální flexe, zabraňuje tak nadměrnému zdvihu paty při rychlé chůzi. Druhý ventil řídí odpor flexe v rozsahu plné extenze až flexe do 60° , ovlivňuje tak rychlost počáteční flexe a napomáhá průběhu extenze, zejména při pomalé chůzi. Třetí ventil řídí odpor extenze. Pro správnou funkci kloubu, by měl být odpor extenze nižší než odpor flexe (Rosický, 2001, www.ossur.com).

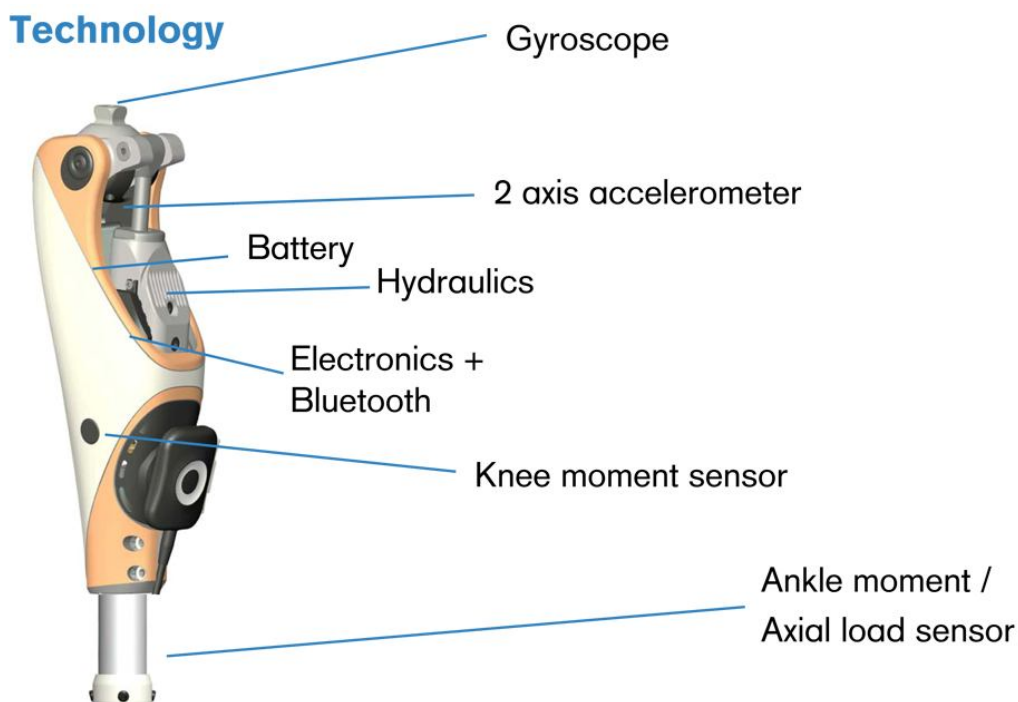


Obrázek 46: Sedmiosý kolenní kloub (www.ossur.com)

7.4.3 Mikroprocesorem řízené kolenní klouby

Vývoj mikroprocesorem řízených kolenních kloubů začal v 70. letech minulého století v Japonsku. Do sériové výroby se poprvé dostali v roce 1991. Tyto kolenní klouby měli řízenou pouze švihovou fázi. V roce 1997 byl představen nový typ kolenního kloubu, který měl již elektronicky řízenou stojnou i švihovou fázi (Blumentritt, 2012).

Mikroprocesorem řízené kolenní klouby jsou konstruovány jako jednoosé kolenní klouby. Pohyb je zajištěn hydraulickým ventilem, který je poháněn servomotorem a řízen elektronicky. Nejmodernější klouby mají sedm snímačů: gyroskop, goniometr, dva snímače zrychlení, snímač momentu v koleni a v distálním trubkovém adaptéru a také snímač axiální zátěže. Snímače detekují zatížení každé 0,02 sekundy společně s úhlem a úhlovou rychlostí kolenního kloubu. Řídicí systém tak permanentně rozeznává, v jaké fázi chůze se amputovaný právě nalézá. Dynamicky a v reálném čase se přizpůsobuje jakékoliv rychlosti chůze a současně spolehlivě zabezpečuje stojnou fázi (Blumentritt, 2012).



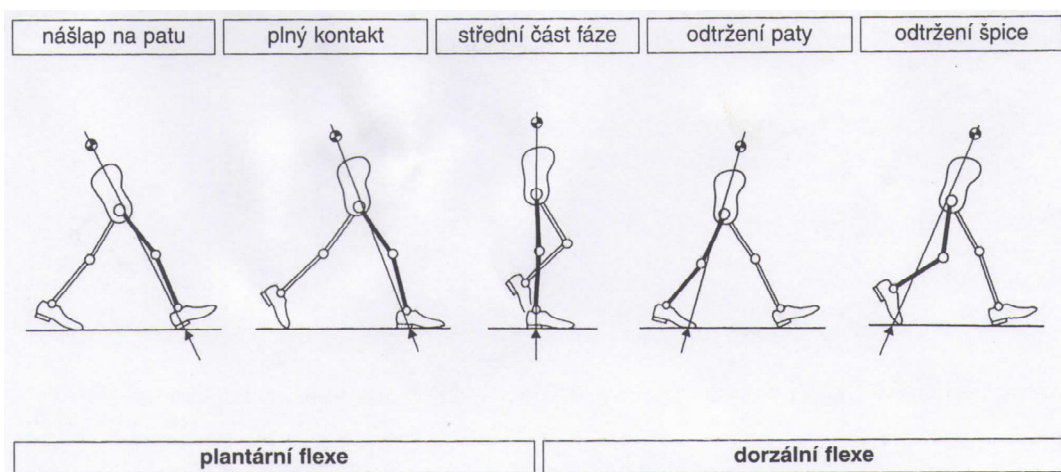
Obrázek 47: Mikroprocesorem řízený kolenní kloub (www.oandp.org)

7.5 Protetická chodidla

Protetické chodidlo nahrazuje chodidlo a hlezenní kloub. Musí zabezpečovat funkci statickou a dynamickou. Obvykle se rozdělují na dva základní typy – klasická a dynamická.

Statická funkce zabezpečuje rovnováhu ve stoji. Průběh zátěžné síly je doporučen výrobcem a zabezpečuje se statickou stavbou protézy. U klasických typů protetických chodidel probíhá zátěžná síla prostřední třetinou chodidla. U dynamických typů chodidel se působení zátěžné síly přesouvá k patní části chodidla (Rosický, 2000).

Dynamickou funkcí se rozumí přenos silového působení při odvalu chodidla. Pro chůzi je důležitý správný průběh plantární a dorzální flexe protetického chodidla. Při nášlapu na patu musí protetické chodidlo absorbovat rázovou energii tak, aby nedocházelo k přenosu tohoto rázu do pahýlového lůžka. Při odrazu ze špičky musí chodidlo poskytnout dostatečnou oporu pro odraz a následný rozvoj švihové fáze. Zároveň tuhost přednoží chodidla nesmí negativně ovlivnit jeho odval (Rosický, 2000).

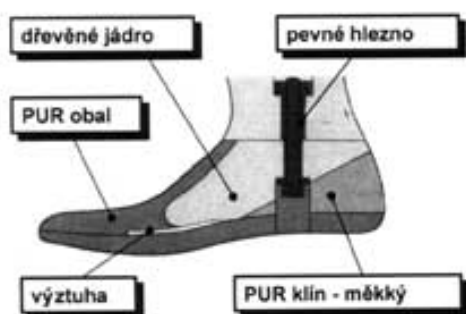


Obrázek 48: Kinematika pohybu protetického chodidla během stojné fáze cyklu chůze (Rosický, 2000)

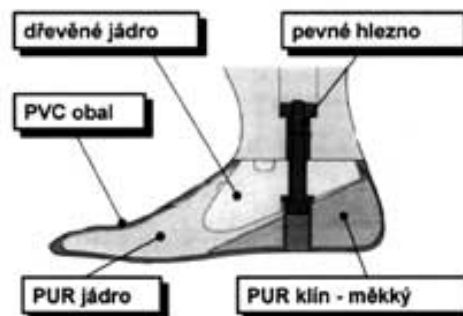
7.5.1 Klasický typ chodidel

Jsou konstrukčně starší než dynamický typ. Klasický typ je zaměřen na splnění základních požadavků. Jedná se o zabezpečení průběhu plantární a dorzální flexe, tlumení rázu při nášlapu na patu a snadný odval přednoží (Rosický, 2000).

Nejznámější zástupce klasických chodidel je chodidlo SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Jedná se o chodidlo bez pohybu v kotníku a bez dynamického účinku. Výhodou tohoto chodidla je robustní a zároveň lehká konstrukce a také bezúdržbový provoz. Nevýhodou je nerovnoměrný odval. Modifikací tohoto chodidla vzniklo chodidlo SAFE (Solid Ankle Flexible Endoskeleton), u kterého bylo docíleno rovnoměrnějšího odvalu a schopností inverze a everze přednoží (Rosický, 2000).



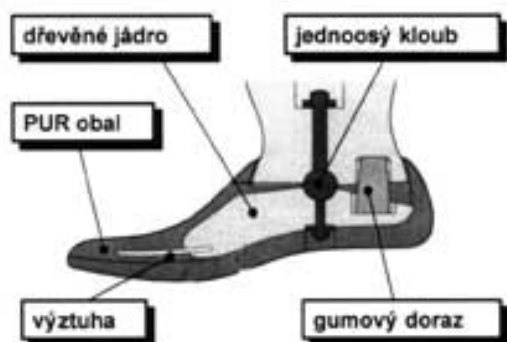
Obrázek 49: Chodidlo SACH (Rosický, 2000)



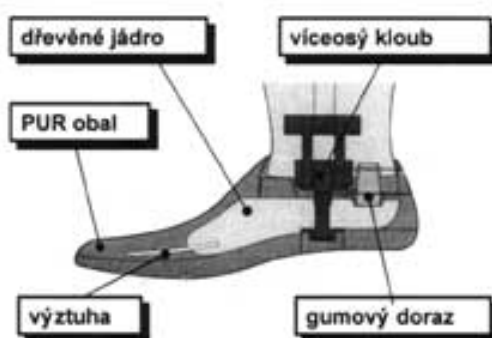
Obrázek 50: Chodidlo SAFE (Rosický, 2000)

Dalšími zástupci klasických chodidel jsou chodidla s pohybem v kotníku. Mohou to být chodidla s jednoosým nebo víceosým kloubem. Výhodou je poměrně

snadný fyziologický odval. Nevýhodou je relativně vyšší váha a nutnost pravidelné údržby (Rosický, 2000).

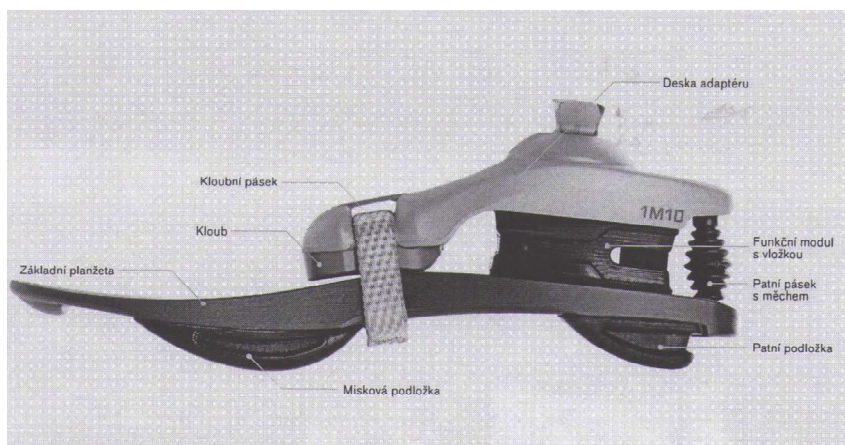


Obrázek 51: Chodidlo s jednoosým kloubem (Rosický, 2000)



Obrázek 52: Chodidlo s víceosým kloubem (Rosický, 2000)

Nejmodernější konstrukcí v kategorii klasických chodidel je chodidlo s multiaxiálním kloubem a s možností nastavení tuhosti paty (Otto Bock, 2014).

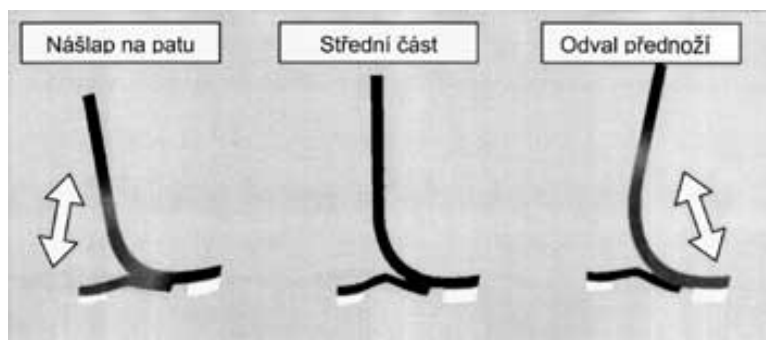


Obrázek 53: Chodidlo s multiaxiálním kloubem a možností nastavení tuhosti paty (www.ottobock.cz)

7.5.2 Dynamický typ chodidel

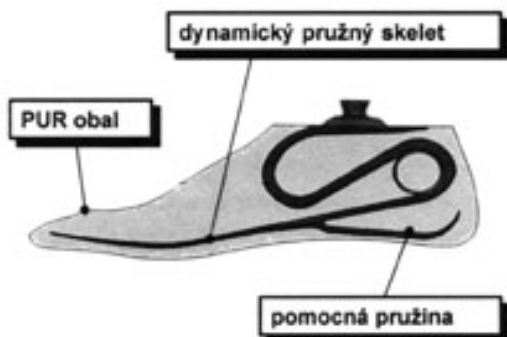
Je konstrukčně založen na principu akumulace a využití mechanické energie. Základem chodidel je pružný skelet ve tvaru prohnuté listové pružiny. K tomuto skeletu je připojena pomocná patní pružina ve tvaru listového péra. Materiál skeletu bývá nejčastěji uhlíkový kompozit nebo pružný konstrukční plast. Tento skelet je zalit do pružného kosmetického obalu z polyuretanu (PUR) nebo je vyjímatelně vložen do PUR obalu. (Rosický, 2001).

Při nášlapu na patu dochází k pružné vratné deformaci pomocné patní pružiny. Tato energie je akumulována a postupně uvolněna při odvalu chodidla do střední části cyklu. Při odvalu přednoží, dochází nejprve k akumulaci energie pružnou deformací hlavní pružiny, tato energie je na konci stojné fáze využita k rozvoji švihové fáze cyklu chůze (Rosický, 2001).



Obrázek 54: Princip dynamického chodidla (Rosický, 2000)

Konstrukcí dynamických chodidel je velké množství. Pro zjednodušení je můžeme rozdělit na chodidla s krátkým pružným skeletem a chodidla s dlouhým pružným skeletem. U některých typů dynamických chodidel je součástí konstrukce tlumič, který zvýší schopnost snížení rázů na pahýl a páteř. (Rosický, 2001; ossur.cz)



Obrázek 55: Chodidlo s krátkým pružným skeletem pružným

(Rosický, 2001)



Obrázek 56: Chodidlo s dlouhým

skeletem (Rosický, 2001)



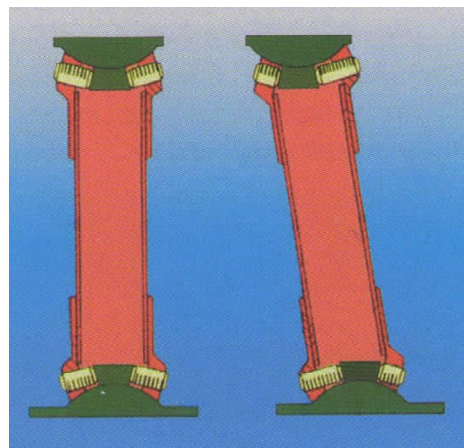
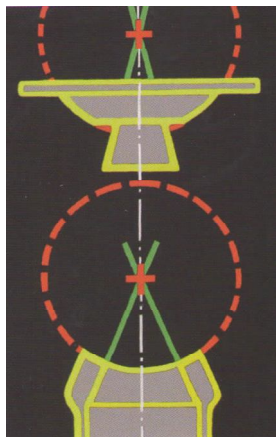
Obrázek 57: Chodidlo s integrovaným tlumičem rázů
(www.ossur.com)



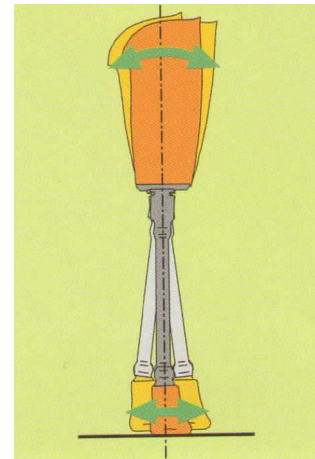
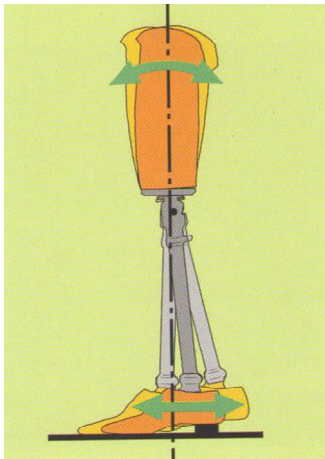
Obrázek 58: PUR obal chodidla
(www.ossur.com)

7.6 Spojovací adaptéry a zvláštní protetické dílce

Tyto díly slouží k sestavení protézy popřípadě k vylepšení funkce. Jednotlivé díly od různých firem jsou zaměnitelné. To umožňuje tzv. pyramidový systém, který v roce 1969 představila firma Otto Bock a je označován za celosvětový standart. Tento systém je založen na tom, že jeden díl má otvor pro pyramidu s konkávní dosedací plochou a druhý díly je opatřen pyramidou s konvexní dosedací plochou. Spoj dílů je zajištěn čtyřmi šrouby uspořádanými do kříže. Tento spoj umožňuje dvojrozměrné nastavení (flexe/extenze a addukce/abdukce). Rotační nastavení je dosaženo otočným adaptérem pro laminování nebo v rámci připojení trubky k adaptéru (Fitzlaff a Heim, 2002)



Obrázek 59 a 60: Pyramida s konvexní dosedací plochou a konkávní adapter jehož součástí jsou šrouby (Fitzlaff a Heim, 2002)



Obrázek 61 a 62: Možnosti úhlového nastavení-pyramidový systém (Fitzlaff a Heim, 2002)

7.6.1 Spojovací adaptéry

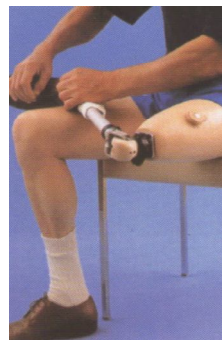
Mezi základní spojovací díly patří trubkový adaptér nahrazující bérce, adaptér se stavěcími šrouby a objímkou nebo otočný adaptér pro laminování. V nabídkách firem vyrábějící protetické díly je jich nepřehledné množství (www.ingcorporation.cz).



Obrázek 63: Spojovací adaptéry, zleva-trubka, adaptér s objímkou, otočný adaptér pro laminování (www.ingcorporation.cz)

7.6.2 Zvláštní protetické dílce

Zvláštní dílce představují různé rotační a torzní adaptéry nebo tlumiče rázů. Rotační adaptér je vybaven ručním uzávěrem a umísťuje se mezi stehenní objímkou a kolenní kloub. Uplatní se při sedu nebo při vystupování z auta (Kaphingst, 2002).



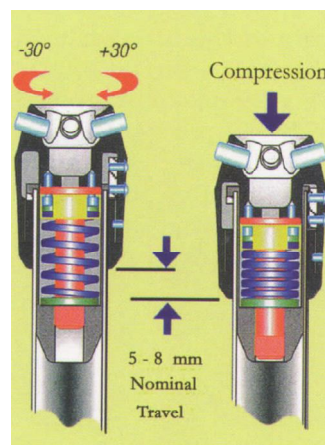
Obrázek 64 a 65: rotační adaptér (www.ottobock.com)

Torzni adaptér tlumí rotační nebo střížné síly, které vznikají v krokovém cyklu. Může tak zabránit různým otlakům a podrážděním na pahýlu a činní obraz chůze přirozenější (Heim a Kaphingst, 2002).

Tlumič rázů slouží k zachycení nárazů působících na pahýl, pánev a páteř při dopadu paty na podložku. Tento tlumič se umísťuje do holenní části protézy. Torzní adaptér a tlumič rázů mohou být integrovány do jednoho dílce (Fitzlaff a Heim 2002).



Obrázek 66: Torzní adaptér (www.ottobock.com)



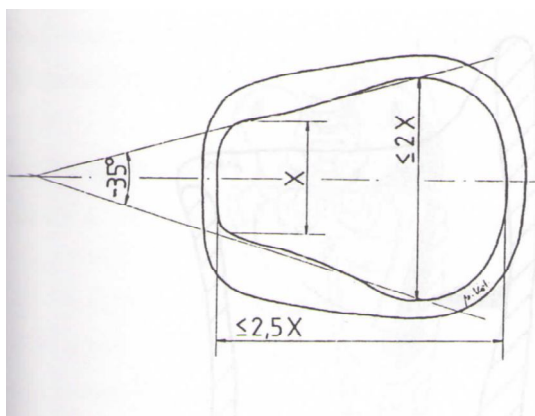
Obrázek 67: tlumič rázů a torzni adaptér v jednom dílu. (www.oandp.org)

8 Příčně oválné lůžko

V zahraniční je toto lůžko nazývané jako quadrilaterální. V průběhu vývoje mělo dvě varianty, americkou a evropskou. Americká má menší úhel rozevřenní a ostřejší záhyby v rozích. V podobě plně kontaktního ulpivacího lůžka bylo popsáno v polovině 50. let 20. století. (www.oandplibrary.org.)

Při pohledu shora připomíná tvar lůžka čtyřúhelník. Podle Kaphingsta je možné základní tvar vyjádřit těmito hodnotami:

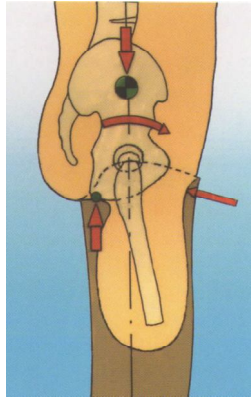
- Úhel rozevření lůžka $30 - 35^\circ$
- Šířka rozkroku $7 - 11$ cm (tento rozměr závisí na pacientovi a zaměřuje se individuálně, kolísá v uvedeném rozsahu).
- Šířka stehna – $1:1,6$ (poměr šířky rozkroku a šířky stehna)
- Medio-laterální šířka - $1:1,9$ (poměr šířky rozkroku k medio-laterální šířce)



Obrázek 68: Příčně oválné lůžko - šířkové poměry (Kaphingst, 2002)

Zátěž je přenášena hlavně prostřednictvím sedací kosti a hýžd'ového svalstva. Vlivem opory pro hrbol kosti sedací má lůžko účelový tvar, který musí zatlačovat muskulaturu. Zejména to platí *m. semimebranosus*, *m. semitendinosus* a *m. biceps femoris*, které se musí rozkládat kolem dorsálního okraje pahýlu, aby mohla sedací kost dosednout. Pro tuto skupinu svalů je vytvořeno pod oporou pro hrbol kosti sedací v dorsálním obložení pahýlu konkávní lůžko pro svalstvo (Kaphingst, 2002).

Protože leží styčný bod mezi tuberem a okrajem lůžka za středem otáčení kyčelního kloubu, vzniká točivý moment, který způsobuje sklápění pánve dopředu. Frontální pelota ležící proti opoře pro hrbol kosti sedací částečně brání v tomto sklápění a udržuje hrbol na okraji lůžka. Frontální pelota musí být vytvořena velkoplošně, jinak vzniká až příliš velký tlak v oblasti tzv. Scarpova trojúhelníku, kde leží femorální cévy blízko povrchu. Horní okraj frontální peloty je přibližně o 2 až 4 cm vyšší než okraj sedla (Kaphingst, 2002; Brozmanová 1990).



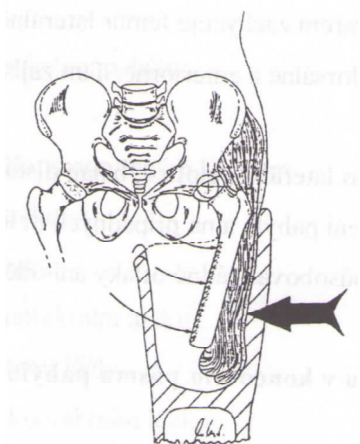
Obrázek 69: Překlápění pánve (Fitzlaff a Heim, 2002)

V oblasti rozkroku by neměl okraj lůžka končit oproti opoře pro hrbol kosti sedací o více než 10 – 15 mm distálně, aby bylo možné upnout adduktory v lůžku.

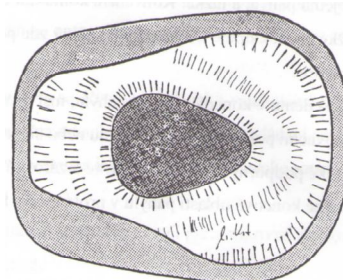
Laterální stěna nasedacího věnce, která má přesahovat velký trochanter, zabezpečuje boční stabilitu a její zvýšení je účelné při krátkých stehenních pahýlech (Kaphingst, 2002; Brozmanová 1990)..

Velikost korýtek pro *m. gluteus maximus* v posterolaterálním rohu a pro *m. rectus femoris* v anteriolaterálním rohu závisí na vytrénovanosti popř. stupni atrofie svalů (Kaphingst, 2002; Brozmanová, 1990).

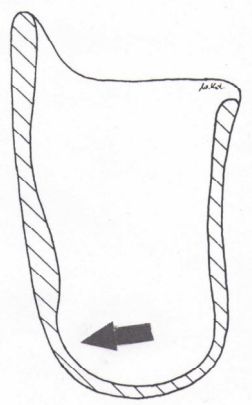
Ovládací pásmo lůžka má v průřezu oproti příčně oválnému pásmu nasedacího věnce spíše pravoúhlý tvar se zaoblenými rohy. Laterální stěna lůžka musí tvořit v ovládacím pásmu buď laterální pelotu, nebo femorální sponu. Laterální pelota je plošně konvexní klenba stěny lůžka, která na jedné straně odpovídá addukční poloze lůžka a na druhé straně poskytuje femuru možnost opory pro stabilizaci pánve na protéze ve švihové fázi zachované končetiny. Stejný účinek má femorální spona. Svým trojhranným tvarem zachycuje femur laterálně, dorsálně a anteriorně. Femorální spona a laterální pelota nesmí způsobovat na kostěném zakončení pahýlu a na případných defektech měkkých tkání žádné otlaky ani oděrky. Proto se v těchto místech může nechat prostor pro odlehčení (Kaphingst, 2002).



Obrázek 70: Laterální pelota
(Kaphingst, 2002)



Obázek 71: Femorální spona
(Kaphingst, 2002)



Obrázek 72: Podélný řez lůžkem – prostor pro odlehčení (Kaphingst, 2002)

9 Podélně oválné lůžko

Začátkem 80. let 20. století byl v USA představen nový koncept pahýlových lůžek. Základními rysy jsou podélně oválný tvar, začlenění hrbolu kosti sedací do nasedacího věnce a menší stlačování měkkých tkání. Za iniciátora je považován Ivan Long. Jeho návrh byl nazván jako NSNA (Normal Shape Normal Alignment). V polovině 80. let 20. století byla představena další modifikace označovaná jako Sabolich/UCLA socket. Dále to byl Northwestern-RIC (Ramus and Ischium Containment Socket). Obecně se podélně oválné lůžko označuje jako IC socket (Ischium Containment) nebo Anatomické lůžko. Nejvíce patrné modifikace jsou na lůžku označované jako MAS socket (Marlo Anatomical Socket). Hlavně v oblasti mediální opory sedacího hrbolu a ve výraznějším použití frontální peloty, než u předchozích

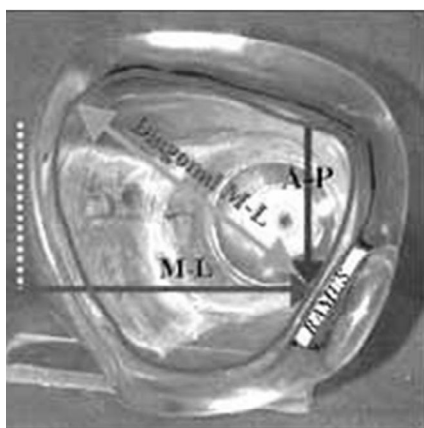
návrhů podélně oválných lůžek. Základní princip je u všech lůžek shodný, pouze se liší v detailech nebo ve způsobu sádrování (Stark, 2006).



Obrázek 73: NSNA, (I. Long), r. 1985
(Stark, 2006)



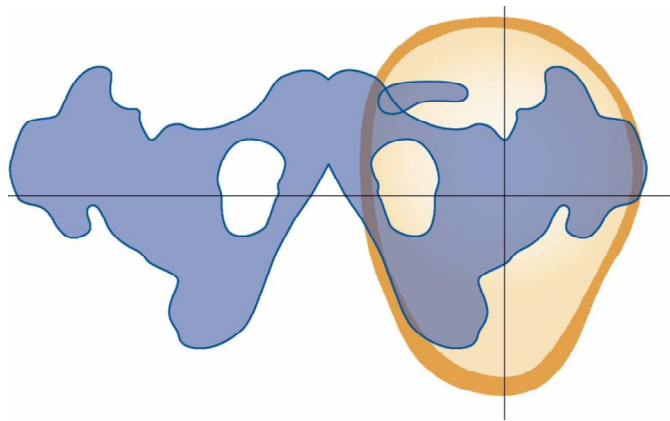
Obrázek 74: Sabolich/UCLA socket, r. 1985
(Stark 2006)



Obrázek 75: MAS, (M. Ortiz), r. 2000 (Stark, 2006)

Podélně oválné lůžko je utvořeno v anterioposteriorním směru jako ovál, který se rozšiřuje v přední oblasti. Mediolaterální šířka je podstatně menší než anterioposteriorní rozměr. Aby se dosáhlo tohoto účelného tvaru, nesmí se svaly stlačovat v takové míře jako je tomu u příčně oválného lůžka (Kaphingst, 2002).

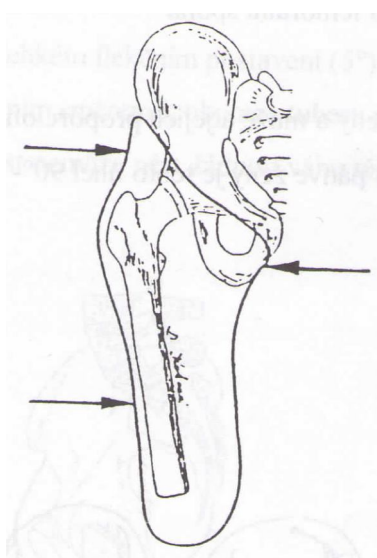
Při pohledu shora je v perineu lůžko tvarováno téměř přímočaře a vykazuje polohu stočenou dovnitř. Adduktorový žlábek je výrazný a nepoužívá se žádné frontální peloty. Ventrolaterální křivka je tvarována podle stavu m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae. Laterálně stoupá okraj lůžka nad výšku trochanteru, přibližně 12 cm nad úroveň perinea. Za trochanterem vybíhá lůžko v plochem oblouku k zanoření hrbolu kosti sedací. (Kaphingst, 2002).



Obrázek 76: Anatomické lůžko-pohled shora (Princ, 2013)

Proti sklouzávání protézy laterálním směrem působí třibodový silový systém tzv. „bony lock“ v těchto oblastech:

- Laterálně-proximální okraj lůžka
- Mediální zachycení tuberu
- Laterální opěra nebo femorální spona. (Kaphingst, 2002).



Obrázek 77: Třibodový silový systém podélně oválného lůžka (Kaphingst, 2002)

Výška zanoření hrbolu sedací kosti je přibližně 3 cm. Tím je lůžko zajištěno v mediolaterálním směru, a to současným účinkem opory pod trochanter major (Sibbel, 2003).

Kromě správného zanoření hrbolu kosti sedací je nutné dodržet i jeho mediální oporu. I když se vychází ze skeletálního uzamčení pahýlu, je zapotřebí brát ohled na stav měkkých tkání, aby měli potřebný prostor při pohybu (Sibbel, 2003).

Pokud je okraj lůžka v oblasti zanoření kosti sedací příliš vysoko, potom se vyvíjí velmi silný tlak na ligamentum sacrotuberale probíhající od sedací kosti ke kostrči a kosti křížové, nebo dochází ke kontaktu přímo s kostrčí. Pokud je tato opora pociťována jako nepříjemná již ve stoji, potom se tento tlak stupňuje především při chůzi v poslední části stojné fáze. To může mít za následek naklánění pánve ke straně zachovalé končetiny, tzv. Trendelenburgův příznak (Sibbel, 2003).

Další příčinou naklánění pánve je špatná stavba lůžka z hlediska postavení v addukci. Pouze správné postavení v addukci umožňuje předepnutí gluteálních svalů tak, aby zapínaly a fungovaly bez prodlevy. Tím dojde k minimalizaci naklánění pánve a také tlaku na hranách lůžka (Sibbel, 2003).

Pozornost se musí věnovat také výstupní větvi kosti sedací, tzv. „bodu zkřížení“. Otlaky v této oblasti může pacient popisovat jako příliš úzké zakotvení pánve. Uvolnění lůžka v bodě zkřížení vede k odeznění potíží (Sibbel, 2003).

Zachování úhlu mezi kostí sedací a stydkou má význam pro dynamiku pohybu v protéze. Natáčení dovnitř nebo vnitřní rotace protézy, které se zjistí při analýze chůze, je způsobena špatným stanovením tohoto úhlu (Sibbel, 2003).

Vytvarovaná opora pod ramenem kosti sedací je jen mírně výrazná. Závisí na stavu svalstva a měkkých tkání. Důležité je, aby tato opora nepůsobila jako podpora hrbolu kosti sedací a nezachycovala zatěžující síly (Sibbel, 2003).

U podélně oválného lůžka je zátěž zachycována skeletálním uzamčením mezi ramen os ischii a trochanterem major a také přenosem přes plněkontaktní pahýlové lůžko s využitím hydrostatického účinku v lůžku (Sibbel, 2003).



Obrázek 78: Podélně oválné lůžko (www.ottobock.com)

10 Sejmutí měrných podkladů pro výrobu lůžka

Nejčastěji používanou metodou při snímání měrných podkladů je zhotovení negativu pomocí sádrových obinadel. Jedná se o osvědčený a levný postup jak získat kvalitní otisk pahýlu pro výrobu lůžka. Vyžaduje však jistou zkušenost protetika.

V poslední době se začíná k výrobě modelu pahýlové lůžka používat metoda CAD/CAM – počítačem podporovaný návrh konstrukce a obrábění. Při této metodě se počítačově zpracují naměřená vstupní data a následně se zhotoví pozitivní model vyfrézováním na CNC frézce.

10.1 Zhotovení modelu příčně oválného lůžka

Sádrování se provádí v přirozené poloze pahýlu.

1. Pahýl se nejprve izoluje vazelínou a poté se na pahýl a zdravou končetinu navlékne trikotýnová hadice.



Obrázek 79: izolovaný pahýl

2. Na pahýlu se vyznačí velký trochanter a osa stehenní kosti z laterální strany. Dále se na ose vyznačí body, ve kterých se budou měřit obvody stehna. A to 3 cm pod středem trochanteru (zhruba v této rovině je hrbol kosti sedací) a poté v intervalech 5 – 7 cm v závislosti na délce pahýlu.



Obrázek 80: zakreslení orientačních bodů

3. Pahýl se nasádruje čtyřmi vrstvami sádrového obinadla



Obrázek 81: sádrování pahýlu

4. Modeluje se nasedací věnec. Jednou rukou umístěnou horizontálně se tlačí pod sedacím hrbolem. Palcem této ruky vytváříme posttrochanterickou pelotu. Druhou rukou umístěnou vertikálně tlačíme v oblasti scarpova trojúhelníku. Obě ruce svírají úhel přibližně 30° s vrcholem na mediální straně.



Obrázek 82: modelování nasedacího věnce

5. Po ztvdnutí sádry se sejme negativ z těla pacienta a zastříhne se budoucí okraj lůžka
6. Pomocí sádrové kaše se účelný tvar lůžka ještě více zdůrazní. Nejvíce v oblasti rozkroku, na zadní stěně v oblasti sedla a na přední stěně. Celkově se objem zredukuje o 2-3 cm, směrem distálně se redukce snižuje až na nulovou hodnotu.



Obrázek 83: korekce objemu negativu

7. Sádrové lůžko se z vnější strany v oblasti nasedacího věnce zpevní sádrovou kaší a sádrovým obinadlem. Tím vznikne zkušební sádrové lůžko.



Obrázek 84: sádrové zkušební lůžko

8. Sádrové lůžko se vyzkouší na pacientovi. Správný objem se pozná tak, že pacient udrží objímku svalovou kontrakcí



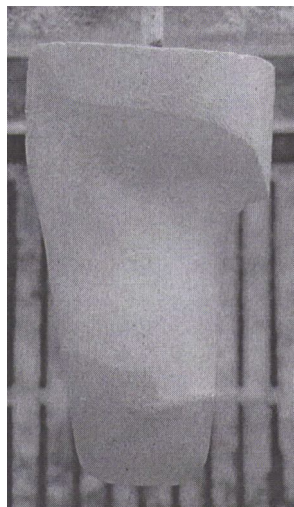
Obrázek 85: zkušební lůžko

9. Z negativu se odlíje pozitivní model, který se ještě distálně prodlouží 1-2 cm.

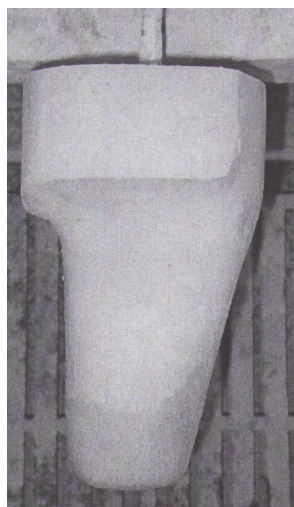


Obrázek 86: zhotovení pozitivního modelu

10. Výsledný model se zahradí a může se použít k výrobě zkušebního lůžka.



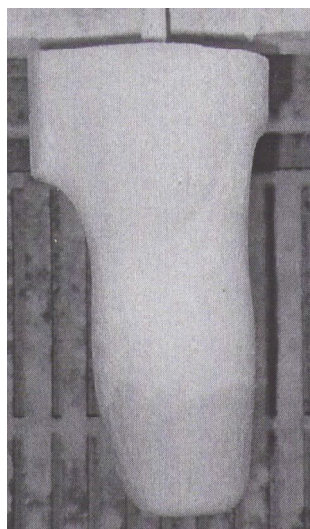
Obrázek 87: frontální pohled



Obrázek 88: posteriorní pohled



Obrázek 89: mediální pohled



Obrázek 90: laterální pohled

Zdroj obrázků 79-90: Mark Thonius, Transfemoral casting [online].

10.2 Zhotovení modelu podélně oválného lůžka.

Podélně oválné lůžko se nejčastěji kombinuje s využitím vyskoelastického lineru. Předpokladem správného sejmutí negativu je tedy vybrat vhodnou velikost lineru podle doporučení výrobce.

Sádrování se provádí s linerem v přirozené poloze pahýlu.

1. Pahýl s linerem se izoluje nejprve stretch fólií a poté trikotýnovou hadicí případně speciálními sádrovacími kalhotami. Na pahýlu se vyznačí střed trochanteru.



Obrázek 91: izolace pahýlu

2. Pahýl se nasádruje čtyřmi vrstvami sádrového obinadla. Do rozkroku se umístí sádrová longeta, která se zakončí nad trochanterem.



Obrázek 92: sádrování pahýlu

3. Modeluje se nasedací věnec. Jednu ruku umístíme do rozkroku. Malíček a prsteníček stlačuje měkké tkáň pod hrbolem sedací kosti, prostředníček a ukazováček obepíná hrbol kosti sedací z posteriorní strany. Druhou rukou tvarujeme oporu pro stehenní kost.



Obrázek 93: modelování nasedacího věnce



Obrázek 94: modelování nasedacího věnce



Obrázek 95: modelování nasedacího věnce



Obrázek 96: modelování nasedacího věnce

4. Po ztvrdnutí sádry se sejme negativ z těla pacienta a zastříhne se budoucí okraj lůžka.



Obrázek 97: úprava negativu



Obrázek 98: upravený negativ

5. Negativ se nastaví a odlije se pozitivní model



Obrázek 99: negativ před odlitím



Obrázek 100: odlitý negativ

6. Jednotně se zredukuje objem modelu přibližně o 2%. Sádrou kaší se vymodeluje kanálek pro úpon adduktoru longus. Pozornost se věnuje plynulosti přechodů.



Obrázek 101: redukce negativu



Obrázek 102: vymodelovaný kanálek

7. Na model se připevní přípravek, který vytvoří prolis pro uložení ventilu. Hlubokotažnou metodou průhledného termoplastu se vyrobí diagnostické lůžko.



Obrázek 103: hotový pozitv



Obrázek 104: diagnostické lůžko

Zdroj obrázků 91-104: seminář firmy Otto Bock ČR, 2012.

10.3 Určení vstupních dat pro výrobu lůžka CAD/CAM technologií

Pro výrobu lůžka CAD/CAM technologií se určují tato data:

1. Obvodové míry v krocích po 3 cm od hrbolu kosti sedací



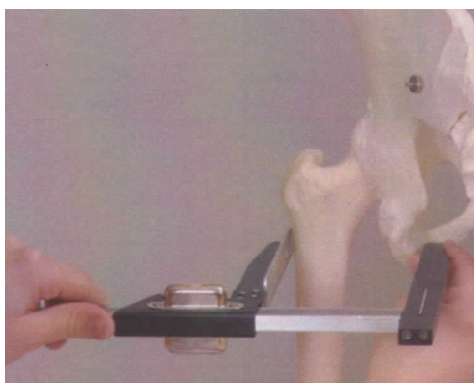
Obrázek 105: měření obvodů

2. Délka pahýlu. Hrbol kosti sedací – distální konec pahýlu.

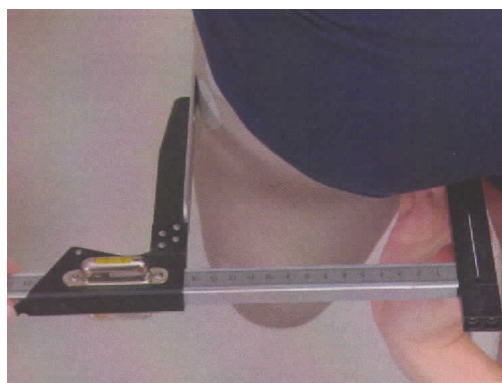


Obrázek 106: měření délky

3. Skeletální mediolaterální rozměr. Mediální strana hrbolu – subtrochanter.



Obrázek 107: měření skelet. M-L rozměru



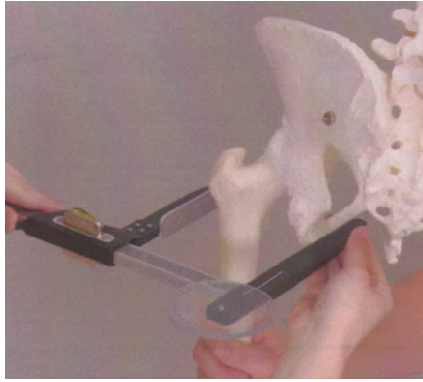
Obrázek 108: měření skelet. .M-L rozměru

4. Muskulární mediolaterální rozměr – 6 cm pod hrbolem.

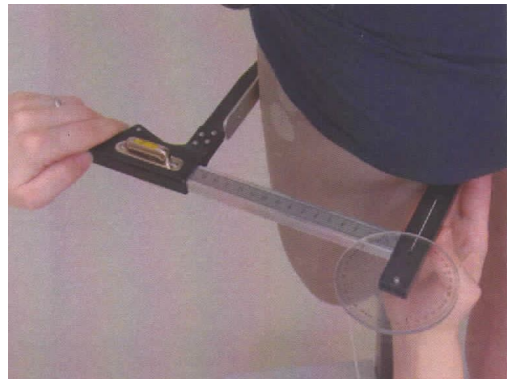


Obrázek 109: měření muskul. M-L rozměru.

5. Úhel raménka kosti stydké společně s diagonální mediolaterální mírou.



Obrázek 110: měření úhlu raménka a diag ML



Obrázek 111: měření úhlu raménka a diag ML

6. Úhel addukce - pod trochanterem.



Obrázek 112: měření úhlu addukce

7. Úhel flexe pahýlu

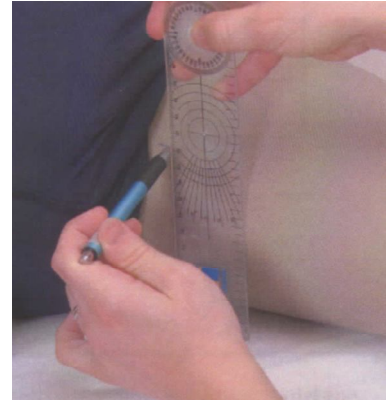


Obrázek 113: měření úhlu flexe

8. Anterio-posteriorní rozměr z mediální strany. Hrbol – úpon adduktoru longus.



Obrázek 114: měření med. A-P rozměru



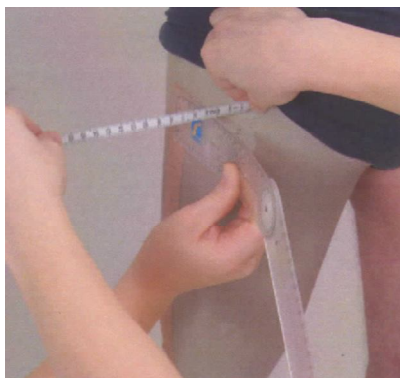
Obrázek 115: měření med. A-P rozměru

9. Anterio-posteriorní rozměr z laterální strany



Obrázek 116: měření lat. A-P rozměru

10. Posttrochanterickou vzdálenost a hloubku, tj. vzdálenost středu peloty za trochanter a hloubka středu peloty za trochanterem.



Obrázek 117: měření posttrochanterické peloty

11. Získaná data se zašlou na specializované pracoviště, kde zhotoví počítačový model pozitivního modelu lůžka a následně ho vyfrézují z PUR pěny. Poté se hlubokotažnou metodou vyrobí diagnostické lůžko z průhledného termoplastu.



Obrázek 118: PUR model



Obrázek 119: zkušební lůžko

Zdroj obrázků 105-119: Klinický manuál, ING CORPORATION, s.r.o.

9 Výsledky

Jako hlavní cíl jsem si stanovil porovnat dva různé typy pahýlových lůžek stehenních protéz. Toto srovnání je ale tak trochu nespravedlivé. Jedná se totiž o systémy lůžek jejichž datum vzniku dělí více než 30 let.

Příčně oválné lůžko (plně kontaktní ulpívací) vzniklo v polovině 50. let 20. století a po dlouhá desetiletí bylo považováno za celosvětový standard. Ještě v 80. letech 20. století měla německá protetiká škola jako základní systém a tvar tento typ lůžka. Měkké tkáně pahýlu se do lůžka různě vtlačovali nebo vtahovali. To mělo za následek utlačování svalů, šlach a cév. Dalšími problémy tohoto systému byly překlápění pánve vlivem opory o hrbol kosti sedací a laterální sklouzávání protézy.

V 90. letech došlo k zásadním změnám v technice uložení pahýlu. Vycházelo se z teorie, že tvar a objem lůžka určuje anatomie pahýlu a hrbol kosti sedací není určen k přenášení váhy při stoji a chůzi, ale dokáže nést určité zatížení pouze vsedě. Postupně se vyvinulo lůžka, které dnes nazýváme anatomické nebo také podélně oválné se zanořeným hrbolem kosti sedací.

Výsledek porovnání dvou typů lůžek jasně hovoří ve prospěch anatomického lůžka. Nejdůležitějšími argumenty pro uložení stehenního pahýlu se zanořeným hrbolem sedací kosti v porovnání s oporou o sedací kost jsou následující:

- Nedochází k vytlačování muskulatury medio-laterálním směrem; tím zůstává fyziologický tvar stehna zachován
- Odpadá použití frontální peloty určené k zamezení sklouzávání hrbolu kosti sedací z opěry, které je doprovázeno vyvíjením tlaku ve scarpově trojúhelníku, a tím také nedochází k zaškrcení cév a nervů ležících přímo pod kůží
- Fyziologické prokrvení díky rovnoměrnému rozložení tlaku po celé ploše pahýlu
- Nevznikají klopné momenty, které naklánějí pánev dopředu
- Nedochází k útlaku úponů m. adduktor longus
- Nedochází k útlaku svalů upnutých na tuber ischiadicum
- Nedochází k posuvu hrbolu na opoře pro hrbol kosti sedací mediolaterálním směrem a to vlivem mediální opory na ramu os ischii

- Dochází k vystředění reakčních sil od podložky na kyčelní kloub vlivem vzájemného ukotvení kosti sedací a trochanteru.

Jako nevýhodu anatomického lůžka bych viděl ve větší náročnosti na přesnost získání měrných podkladů. Ať už je to klasickým sádrováním z ruky nebo získání přesných měr pro CAD/CAM výrobu.

I přes výše uvedené nedostatky má i dnes příčně oválného lůžka s oporou o hrbol kosti sedací své uplatnění. Např. dlouholetý pacient neakceptuje nový typ lůžka a požaduje po protetikovi vyrobit starý osvědčený typ. Dále je toto lůžko indikováno u pacientů, kteří nemohou zatížit distální konec pažy nebo se využívá při včasném protézování u tzv. interim protéz.

10 Závěr

Mou snahou bylo vytvořit práci zabývající se problematikou stehenních amputací a navazující rehabilitační a protetické péče. Jedná se o popis činností, které ovlivní výsledný komfort pahýlového lůžka.

Již samotný operační výkon ovlivňuje, do jaké míry bude moci pacient využívat protézu. A to délkou pahýlu nebo umístěním kožní jizvy. Důležitou součástí přípravy na oprotézování je rehabilitační péče. Je to především bandážování, polohování a otužování pahýlu. Velmi důležité je procvičování všech svalových skupin, zejména zabránění flekčním kontrakturám.

Pro pochopení správné funkce pahýlové lůžka je nutné znát základy anatomie pánve a stehenní kosti. Při výběru nejvhodnějších dílů protézy nahrazujících ztracenou část končetiny je důležité správně určit aktivitu uživatele protézy a také dobře porozumět mechanickým vlastnostem protetických dílů.

Nejdůležitější fází při výrobě lůžka, je správné sejmutí měrných podkladů. Nejrozšířenější je metoda, tzv. z ruky, pomocí sádrových obinadel. Další možností pro zhotovení lůžka protézy představuje CAD/CAM technologie. Jedná se o počítačové zpracování naměřených vstupních dat a následné zhotovení fyzického modelu pahýlu. Z názorných ukávek je patrné jak se negativ příčně oválného lůžka více přizpůsobuje účelovému tvaru oproti anatomickému lůžku, které vychází z přirozeného tvaru a objemu pahýlu.

Jednou z možností budoucího vývoje v oblasti protézování dolní končetiny je technika osseointegrace. Jedná se o přímé upevnění protézy ke kosti pomocí titanového implantátu. Teprve budoucnost a dlouhodobé zkušenosti s touto metodou potvrdí nebo vyvrátí její možný přínos pro amputované na dolních končetinách.

Při studiu literatury pro účely této práce, jsem narazil na problém, se kterým se potýkala i většina mých předchůdců. A to, že česky psaná literatura z oboru ortopedické protetiky je staršího vydání.

Doufám, že moje práce bude využitelná pro studenty oboru ortotik-protetik a pro další zájemce z řad odborné veřejnosti.

Seznam použité literatury

BIRGUSOVÁ, G. a ROSICKÝ, J. *Protetická fyzioterapie pro pacienty po amputaci – 2 část*. Ortopedická protetika, 2004, roč. 6, č.11, s. 33-39. ISSN 1212-6705.

BOTTA, P. a R. a kol. *Určení objemu a tvaru stehenních pahýlů a jeho význam pro návrh pahýlového lůžka*. Ortopedická protetika, 2003, roč. 5, č. 11, s. 28-32. ISSN 1212-6705.

BROZMANOVÁ, B. *Ortopedická protetika: učeb. pre sred. zdrav. šk., odb. ortoped. protetik*. 1. vyd. Martin: Osveta, 1990, 478 s. ISBN 80-217-0133-1.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 3. upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie*. Olomouc: Poznání, 2011, 332 s. ISBN 978-808-7419-069.

EIS, E. *Ortopedická protetika: učební text pro studium speciální pedagogiky mládeže tělesně vadné, nemocné a oslabené*. 1. Vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1966, 56 s.

EIS, E. a KŘIVÁNEK, F. 2. vyd *Ortopedie, traumatologie a ortopedická protetika: učebnice pro střední zdravotnické školy, obor rehabilitačních pracovníků*. Praha: Avicenum, 1972, 384 s.

FITZLAFF, G. and Heim, S. *Lower limb prosthetic components: Design, Function and Biomechanical Properties*. Dortmund: Verlag Orthopädie-Technik, 2002, 131 s. ISBN 39-807-2686-X.

GERHARDT, J. *Amputations: immediate and early prosthetic management*. Bern: Hans Huber Publishers, 1982, 305 s. ISBN 34-568-0766-X.

HADRABA, I. *Sádrovací technika v ortopedické protetice*. Praha: Výzkumné protetické pracoviště při n.p. Ergon, 1971, 176 s.

ING CORPORATION, s.r.o. *Klinický manuál: CAD/CAM TF lůžko, určení vstupních dat*. Frýdek-Místek, 2011.

- JANDA, V. a kol. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 328 s. ISBN 80-247-0722-5.
- KAPHINGST, W. a kol. *Protetika: základy protetiky dolních a horních končein*. 1. vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002, 313 s.
- KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- KRAWCZYK, P. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011, 94 s. ISBN 978-80-7464-096-4.
- KRAWCZYK, P. *Rehabilitační a protetická péče po amputaci: rady amputovaným na dolních končetinách*. 1. vyd. Frýdek-Místek: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2001, 32 s. ISBN 80-238-6884-5.
- PICEK, F. a kol. *Péče o amputované*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1953, 160 s.
- POTŮČEK, V. a BŮŽEK, J. *Technologie pro II. ročník experimentálního učebního oboru ortopedický protetik, ortopedická protetička*. 1. vyd. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČSR, 1976, 157 s.
- PŮLPÁN, R. *Základy protetiky*. 1. Vyd. Praha: Epimedia, 2011, 99 s. ISBN 978-80-260-0027-3.
- ROSICKÝ, J. *Protetická chodidla a jejich vlastnosti – 2. část*. Ortopedická protetika, 2001, roč. 3, č. 4, s. 22-24. ISSN 1212-6705.
- ROSICKÝ, J. *Protetická chodidla a jejich vlastnosti – 1. část*. Ortopedická protetika, 2000, roč. 2, č. 9, s. 18-23. ISSN 1212-6705.
- ROSICKÝ, J. *Stavba protéz DK z kompoitních materiálů – 1.část*. Ortopedická protetika, 1999, roč. 1, č.1, s. 39-42. ISSN 1212-6705.
- SIBBEL, B. *Kritéria návrhu proximálních částí u podélně oválných lůžek*. Ortopedická protetika, 2003, roč. 5, č. 11, s. 21-27. ISSN 1212-6705.
- SMUTNÝ, M. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. 1. vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2009, 64 s. ISBN 978-80-254-3820-6.

Elektronické zdroje

BLUMENTRITT, S. a kol. *O biomechanice mikroprocesorem řízeného kloubu Genium*. Ortopedická protetika, 2012, č. 18 [online]. [cit. 2014-07-21]. Dostupné z: http://www.ortotikaprotetika.cz/download/ortopedicka_protetika_18.pdf, s. 5-13.

PRINC, V. *Biomechanika TF protéz*. Otto Bock ČR s.r.o. [CD]. Hustopeče, 30.11.2013.

PRINC, V. *TF lůžka: stupeň aktivity 2*. Seminář. Otto Bock ČR s.r.o. [CD]. Zruč-Senec, 6.1.2012.

SCHUCH, M. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles: Transfemoral Amputation-Prosthetic Management*. In: [online]. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap20-02.asp>.

STARK, G. *Comparison of Ischial Containment Molding*. In: [online]. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.oandp.org/publications/jop/2006/2006-10.asp>.

THONIUS, M. *Trans-Femoral Casting: The Standard Quadrilateral Socket (Hand Casting)*. In: [online]. 2001. vyd. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.markusthoniuss.de/downloads/tfmanual.pdf>

WWW.CASCADE-USA.COM. *Katalog produktů*. [online]. [cit. 2014-07-23]. Dostupné z: <http://www.cascade-usa.com/products/PROSTHETICS/LINERS%20@@2%20SUSPENSION/BELTS%20AND%20STRAPS/BELTS/US%20ORTHOTICS%20NEOPRENE%20AK%20SUSPENSION%20BELT.aspx>

WWW.INGCORPORATION.CZ. *Katalog výrobků pro protetiku a ortotiku 2012.CZ* [online]. [cit. 2014-07-23]. Dostupné z: <http://www.ingcorporation.cz/cs/download/ing-katalog-cast1-2012-cs.pdf>

WWW.OSSUR.CZ. *Výběř typu protézy: stupně aktivity*. [online]. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.ossur.cz/Pages/6597>.

WWW.ORTOTIKA-PROTETIKA.CZ. *Katalog produktů*. [online]. [cit. 2014-07-23]. Dostupné z: <http://www.ortotika-protetika.cz/?page=katalog-produktu>

WWW.OTTOBOCK.COM. *Návod k použití: kolenní kloub 3R90/3R92*. [online]. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_en/647G475-INT-13-1304w.pdf, s. 68-72.

WWW.MORAVSKAPROTETIKA.CZ. *Otto Bock – cesta k optimálnímu protetickému vybavení.* [online]. [cit. 2014-07-23]. Dostupné z: <http://www.moravskaprotetika.cz/index.php/rady-a-navody/category/2-navody.html>.

WWW.STANDTALLCHINA.ORG. *Transfemoral Socket design and prosthetic alignment.* [online]. [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.standtallchina.org/temp/symposium/abstract/PS02-5-7.pdf>

Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Human_pelvis

Ústní sdělení

GOLOVÁ, Š. a ROSICKÝ J. *CAD/CAM lůžka pro TT a TF protézy.* Seminář, ING corporation, s.r.o. Frýdek-Místek, 19.-20. 1. 2011.

PRINC, V. *TF lůžka: stupeň aktivity 2.* Seminář. Otto Bock ČR s.r.o. Zruč-Senec, 6.1.2012.

Seznam použitých obrázků

Obrázek 1: Gilotinová amputace (Dungl, 2005)

Obrázek 2: Otevřená laloková amputace (Dungl, 2005)

Obrázek 3: Dvojlaloková amputace (Picek, 1953)

Obrázek 4: Myodéza adduktorů stehna (Dungl, 2005)

Obrázek 5: Schématické znázornění hraničního rozsahu úrovní možných amputací na dolní končetině (Dungl, 2005)

Obrázek 6: Postup při bandážování paýlu (Krawczyk, 2001)

Obrázek 7: Sádrování „na operačním stole“ (Gerhardt, 1982)

Obrázek 8: Interim protéza s nastavitelným lůžkem (<http://www.ingcorporation.cz>)

Obrázek 9: Amputovaný ve stehně s podloženou pánví (Krawczyk, 2001)

Obrázek 10: Cviky pro posílení svalů amputačního pahýlu (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 11: Pohlavní rozdíly na pánvi (Čihák, 2011)

Obrázek 12: Rozdíl úhlu mezi sedací kostí a stydkou kostí, pohled zhora (<http://www.standtallchina.org>)

Obrázek 13: Kost kyčelní, pravá strana, laterální strana (úprava Čihák, 2011)

Obrázek 14: Stehenní kost s úpony (Princ, 2013)

Obrázek 15: Flexory kyčle (Půlpán, 2011)

Obrázek 16: Pomocný flexor kyčle (Půlpán, 2011)

Obrázek 17: Extenzory kyčle (Půlpán, 2011)

Obrázek 18: Zevní rotátory (<http://en.wikipedia.org>)

Obrázek 19: Adduktory kyčle (<http://en.wikipedia.org>)

Obrázek 20: Abduktory a rotátory kyčle (<http://en.wikipedia.org>)

Obrázek 21: Addukce v kyčli – výchozí poloha (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 22: Addukce v kyčli provedení cviku (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 23: Abdukce v kyčli – výchozí poloha (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 24: Abdukce v kyčli – provedení cviku (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 25: Flexe v kyčli – poloha na boku (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 26: Flexe v kyčli – poloha na zádech (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 27: Extenze v kyčli – poloha na boku (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 28: Extenze v kyčli – poloha na břiše (Birgusová a Rosický, 2004)

Obrázek 29: Abdukční kontraktura v kyčli (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 30: Flekční kontraktura v kyčli (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 31: Thomasův test (Princ, 2013)

Obrázek 32: Exoskeletová konstrukce (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 33: Endoskeletová konstrukce (<http://www.ortotika-protetika.cz>)

Obrázek 34: Rozdělení pahýlového lůžka (Sibbel, 2003)

Obrázek 35: Pánevní kříž, slezská bandáž (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 36: Elastický pás (<http://www.cascade-usa.org>)

Obrázek 37: Přísavné lůžko, ulpívací lůžko, ulpívací kontaktní lůžko, kontaktní lůžko (Princ, 2012)

Obrázek 38: Liner s distálním koncem pro trn (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 39: Zámek pro liner (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 40: Liner s manžetami (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 41: Jednoosý kolenní kloub se zámkem (<http://www.ingcorporation.cz>)

Obrázek 42: Jednoosý kolenní kloub s řízením stojné a švihové fáze (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 43: Jednoosý kolenní kloub s hydraulickou jednotkou (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 44: Změna polohy středu otáčení kolene během švihové fáze (Kaphingst, 2002)

Obrázek 45: Čtyřosý kolenní kloub (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 46: Sedmiosý kolenní kloub (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 47: Mikroprocesorem řízený kolenní kloub (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 48: Kinematika pohybu protetického chodidla během stojné fáze cyklu chůze (Rosický, 2000)

Obrázek 49: Chodidlo SACH (Rosický, 2000)

Obrázek 50: Chodidlo SAFE (Rosický, 2000)

Obrázek 51: Chodidlo s jednoosým kloubem (Rosický, 2000)

Obrázek 52: Chodidlo s víceosým kloubem (Rosický, 2000)

Obrázek 53: Chodidlo s multiaxiálním kloubem (<http://www.ottobock.cz>)

Obrázek 54: Princip dynamického chodidla (Rosický, 2000)

Obrázek 55: Chodidlo s krátkým pružným skeletem (Rosický, 2001)

Obrázek 56: Chodidlo s dlouhým pružným skeletem (Rosický, 2001)

Obrázek 57: Chodidlo s integrovaným tlumičem rázů (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 58: PUR obal chodidla (<http://www.ossur.com>)

Obrázek 59: Pyramida s konvexní dosedací plochou a konkávní adapter, jehož součástí jsou šrouby (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 60: Pyramida s konvexní dosedací plochou a konkávní adapter, jehož součástí jsou šrouby (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 61: Možnosti úhlového nastavení – pyramidový systém (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 62: Možnosti úhlového nastavení – pyramidový systém (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 63: Spojovací adaptéry (<http://www.ingcorporation.cz>)

Obrázek 64: Rotační adaptér (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 65: Rotační adaptér (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 66: Torzní adaptér (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 67: Tlumič rázů a torzní adaptér v jednom dílu (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 68: Příčně oválné lůžko – šířkové poměry (Kaphingst, 2002)

Obrázek 69: Překlápění pánve (Fitzlaff a Heim, 2002)

Obrázek 70: Laterální pelota (Kaphingst, 2002)

Obrázek 71: Femorální spona (Kaphingst, 2002)

Obrázek 72: Podélný řez lůžkem (Kaphingst, 2002)

Obrázek 73: NSNA-I. Long, r. 1980 (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 74: Sabolich/UCLA socket, r. 1985 (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 75: MAS-M.Ortiz, r. 2000 (<http://www.oandp.org>)

Obrázek 76: Anatomické lůžko-pohled shora (Princ, 2013)

Obrázek 77: Tříbodový silový systém podélně oválného lůžka (Kaphingst, 2002)

Obrázek 78: Podélně oválné lůžko (<http://www.ottobock.com>)

Obrázek 79: Izolovaný pahýl (Thonius, 2001)

Obrázek 80: Zakreslení orientačních bodů (Thonius, 2001)

Obrázek 81: Sádrování pahýlu (Thonius, 2001)

Obrázek 82: Modelování nasedacího věnce (Thonius, 2001)

Obrázek 83: Korekce objemu negativu (Thonius, 2001)

Obrázek 84: Sádrové zkušební lůžko (Thonius, 2001)

Obrázek 85: Zkušební lůžko (Thonius, 2001)

Obrázek 86: Zhotovení pozitivního modelu (Thonius, 2001)

Obrázek 87: Frontální pohled (Thonius, 2001)

Obrázek 88: Posterioerní pohled (Thonius, 2001)

Obrázek 89: Mediální pohled (Thonius, 2001)

Obrázek 90: Laterální pohled (Thonius, 2001)

Obrázek 91: Izolace pahýlu (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 92: Sádrování pahýlu (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 93: Modelování nasedacího věnce (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 94: Modelování nasedacího věnce (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 95: Modelování nasedacího věnce (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 96: Modelování nasedacího věnce (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 97: Úprava negativu (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 98: Upravený negativ (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 99: Negativ před odlitím (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 100: Odlitý negativ (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 101: Redukce negativu (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 102: Vymodelovaný kanálek (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 103: Hotový pozitiv (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 104: Diagnostické lůžko (Otto Bock ČR, 2012)

Obrázek 105: Měření obvodů (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 106: Měření délky (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 107: Měření skelet. M-L rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 108: Měřená skelet. M-L rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 109: Měření muskul. M-L rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 110: Měření úhlu raménka a diag. ML (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 111: Měření úhlu raménka a diag. ML (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 112: Měření úhlu addukce (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 113: Měření úhlu flexe (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 114: Měření med. A-P rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 115: Měření med. A-P rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 116: Měření lat. A-P rozměru (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 117: Měření posttrochanterické peloty (Ing Corporation, 2011)

Obrázek 118: PUR model (<http://www.ingcorporation.cz>)

Obrázek 119: Zkušební lůžko (<http://www.ingcorporation.cz>)