

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

Tomáš Tykal

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Tomáš Tykal

Studijní obor: Ortotik-protetik (5345R026)

EXARTIKULACE V KOLENNÍM KLOUBU

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Pavel Černý, Ph.D.

PLZEŇ 2018

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 21.3.2018

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji Ing. Pavlu Černému, Ph.D. za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

Anotace

Příjmení a jméno: Tykal Tomáš

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Exartikulace v kolenním kloubu

Vedoucí práce: Ing. Pavel Černý, Ph.D.

Počet stran – číslované: 59

Počet stran – nečíslované: 17

Počet příloh: 0

Počet titulů použité literatury: 41

Klíčová slova:

Amputace dolní končetiny, exartikulace v kolenním kloubu, pahýlové lůžko, podtlakový systém, polycentrický kolenní kloub.

Souhrn:

Tématem této práce je exartikulace v kolenním kloubu a její následné protetické řešení. V úvodu se stručně věnuje vývoji protetiky a důvodům amputací. V navazujících kapitolách popisuje chirurgické techniky exartikulace, výhody a nevýhody vzhledem k jiným výškám amputací dolních končetin z hlediska protetiky, a zabývá se vlastnostmi amputačního pahýlu. Podstatou práce je srovnání různých způsobů protetického řešení. Používané typy pahýlových lůžek jsou představeny a posouzeny z různých hledisek, se zaměřením na jejich působení na amputační pahýl. Závěrem je v práci popsán technologický postup při zhotovení protézy.

Annotation

Surname and name: Tykal Tomáš

Department: Rehabilitation Sciences

Title of thesis: The knee disarticulation

Consultant: Ing. Pavel Černý, Ph.D.

Number of pages – numbered: 59

Number of pages – unnumbered: 17

Number of appendices: 0

Number of literature items used: 41

Keywords:

Lower limb amputation, knee disarticulation, prosthetic socket, vacuum system, polycentric knee joint.

Summary:

The aim of this work is the knee disarticulation and its follow –up prosthetic treatment. The beginning is dedicated to the development of the prosthetics and to the reasons for amputation. In following chapters work describes surgical techniques, advantages and disadvantages of a knee disarticulation compared to other heights of amputations, and deals with qualities of a stump. The essence of the work is a comparison of different prosthetic solutions. The currently used prosthetic sockets are presented and assessed from different viewpoints, with a focus on their effect on a stump. In the end the technological process of prosthesis producing is described.

OBSAH

ÚVOD.....	10
1 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE	12
1.1 Cíle práce	12
1.2 Úkoly práce.....	12
2 METODIKA.....	13
3 KOLENNÍ KLOUB.....	14
4 AMPUTACE A EXARTIKULACE	16
4.1 Historický vývoj amputace	16
4.2 Důvody amputace	21
4.3 Důvody exartikulace v kolenním kloubu.....	24
4.4 Předoperační péče	25
4.5 Amputační techniky	25
4.6 Následná péče a možné komplikace	29
5 PROTÉZA PRO EXARTIKULACI V KOLENNÍM KLOUBU.....	31
5.1 Kolenní exartikulace - výhody.....	31
5.2 Kolenní exartikulace - nevýhody.....	32
5.3 Úkoly pahýlového lůžka	32
5.4 Působení sil v pahýlovém lůžku	35
5.5 Způsoby připojení pahýlu k protézovému lůžku	36
5.6 Odlišnost biomechanické situace od transfemorální protézy	40
6 PROTETICKÉ ŘEŠENÍ.....	42
6.1 Klasické lůžko.....	42
6.2 Modifikované kontejnerové lůžko	45
6.3 Podtlakové plně kontaktní ulpívací lůžko.....	47
6.3.1 Technologie pasivního podtlaku.....	49
6.3.2 Technologie aktivního podtlaku – Harmony.....	49

6.3.3	Pahýlové návleky – linery	51
6.3.4	Moderní typy lůžka.....	54
6.4	Nejnovější trendy v konstrukci pahýlových lůžek.....	55
7	TECHNOLOGICKÝ POSTUP	58
7.1	Vyšetření pacienta, anamnéza, dokumentace	58
7.2	Odebrání měrných podkladů.....	59
7.3	Výroba modelu	60
7.4	Zhotovení zkušební protézy	61
7.5	Zkoušení a optimalizace lůžka i stavby	61
7.6	Dohotovení a předání pomůcky	64
8	DISKUZE	66
	ZÁVĚR.....	68
	POUŽITÉ ZDROJE.....	69
	SEZNAM ZKRATEK	72
	SEZNAM OBRÁZKŮ	73
	SEZNAM TABULEK	75
	SEZNAM GRAFŮ	76

ÚVOD

Protetika je nauka o umělém nahrazování částí lidského těla mechanickou pomůckou, která se nazývá protéza (z řečtiny – protydým - nahrazuji). Z hlediska technické ortopedie slouží protézy k obnovení funkce i vzhledu amputované končetiny (Brozmanová, 1990). Protože je protetika dolních končetin velmi rozsáhlou oblastí, rád bych se v této práci věnoval pouze jedné úrovni amputace končetiny a to exartikulaci v kolenním kloubu (dále budu příležitostně používat obecně ustálenou zkratku z angličtiny *Knee Disarticulation* – KD).

Obecně se dá říci, že v češtině je jen velmi málo odborné literatury zaměřené na protetiku dolních končetin. Protože se obor v posledních 30. letech bouřlivě rozvíjí a vedoucími hráči na poli inovací jsou anglosaské země, v mé práci budou tedy zahraniční zdroje převažovat. Dalším důležitým zdrojem je německý odborný měsíčník *Orthopädie-Technik*, doplnkově budu citovat ústní zdroj – informace z pravidelných školení firmy OttoBock, důležitého hráče na poli ortopedické protetiky.

Cílem této práce je zhodnocení současného stavu protetiky KD. Nejprve tedy k vymezení pojmu - exartikulace je snesení periferní části končetiny v místě kloubu – v tomto případě kolenního - bez přerušování kontinuity kosti. Ještě ve 20. století byl často v odborné literatuře popisován exartikulační pahýl jako nevhodná výška amputace. Historicky je tento údaj odůvodnitelný pro obtížně řešitelnou technickou stránku protetického vybavení a možné pooperační komplikace. V posledních desetiletích, zejména s vývojem polycentrických kolenních kloubů a významným posunem v ošetrovatelství i farmacii, je tento fakt vyvrácen (Baumgartner, 2012). V dnešní době na exartikulační pahýl pohlížíme naopak jako na velmi výhodnou výšku při protézování, v porovnání s výškami amputace jako je velmi krátký nebo obtížně zatížitelný bércový nebo jakýkoli stehenní pahýl. Exartikulační pahýl je nášlapný pahýl tzn., že k přenosu sil při došlapu do protézy používá prakticky celou distální část pahýlu. Kondily femuru a patela slouží ke kvalitní rotační stabilizaci protézy. Tím, že je zachována celá délka femuru, je využitelná plná délka této páky, což je samozřejmě velmi výhodné pro ovládání pomůcky, a to jak při běžné chůzi, tak například při sedání a vstávání. Pahýl je, s výjimkou pately, vysoce zatížitelný prakticky po celé své ploše.

Tim Baumeister výhody kolenní exartikulace shrnuje takto:

„Pozorujeme-li amputované s kolenní exartikulací, lze určit základní vlastnosti v porovnání s transtibiální (TT) nebo transfemorální (TF) amputací této poněkud malé skupiny: plné koncové zatížení pahýlu představuje jádro návrhu pahýlového lůžka a umožňuje srovnatelně jednoduchý přenos zátěže a axiálně usměrněných sil. Díky ideálním pákovým poměrům a zpravidla plně disponibilním adduktorům jsou umožněny přibližně fyziologické osově situace a postavení pahýlového lůžka. Femur má jen v malé míře tendenci k patologickému abdukčnímu a flekčnímu postavení. Daná koncová zatížitelnost v kombinaci s vodícími svalovými zónami umožňuje ponechání pánve mimo pahýlové lůžko.“

(Baumaister, 2016/10, s. 30)

Protézy pro exartikulaci v kolenním kloubu se nacházejí výškově mezi protézami transtibiálními (TT) a transfemorálními (TF). Je zajímavé i pochopitelné, že v moderní protetice mají mnoho technických i funkčních průniků s oběma skupinami protéz a ty jsou v dalších kapitolách popsány.

Pro optimální zatížení pahýlu je nutno, aby byl pahýl správně chirurgicky proveden, a jedna z kapitol práce je věnována amputačním technikám. Stejně tak pro správnou funkci protetické pomůcky je zásadní celková geometrie protézových komponent. Biomechanická situace je podobná stavbě TF protéz, ovšem s jistými rozdíly, což je také popsáno v práci.

Pro fungování celé pomůcky a pro zdar celého dlouhého procesu vedoucímu k návratu postiženého člověka zpátky k normálnímu, plnohodnotnému způsobu života, je však klíčové rozhraní mezi jeho tělem a pomůckou. Pahýlové lůžko považuji za nejdůležitější součást kompenzační pomůcky, a proto bych se rád v této práci věnoval i popisu lůžek užívaných v minulosti a nastínil možné směry budoucího vývoje.

1 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

1.1 Cíle práce

Cílem této práce je popsat uvedený typ amputace, funkční principy a biomechanické vlastnosti lůžek pro exartikulaci v kolenním kloubu. Formou rešerše jsou porovnány různé druhy protetického řešení této výšky amputace, se zvláštním důrazem na popis principů pahýlového lůžka.

1.2 Úkoly práce

- Dlouhodobý sběr informací, zdrojů a odborné literatury.
- Analýza získaných dat.
- Utrídění a správná formulace zkušeností z praxe a ústních sdělení.
- Metodické zpracování faktů přehledným a logickým způsobem.
- Souhrn nejdůležitějších poznatků a dat.
- Představení inovací.

2 METODIKA

Tato bakalářská práce je teoretickou, obsahově ucelenou odbornou písemnou prací. Fundamentem tohoto dokumentu byl dlouhodobý sběr dat z vědeckých publikací, článků v odborném tisku a technických informací výrobců. Tímto způsobem bylo nashromážděno značné množství relevantních poznatků. Hlavní zdroj informací byla odborná knižní literatura, a to jak česká, tak převážně zahraniční. Informace byly čerpány z publikací z oboru ortopedie, chirurgie a ortopedické protetiky. Obor technické ortopedie se však v posledních desetiletích rychle rozvíjí a knižní publikace často nezahrnují nejnovější poznatky. Některé informace jsou tedy nasbírány i z odborných časopisů, které logicky aktuálněji odrážejí poslední výzkumy a objevy. Na prvním místě musí být zmíněn prestižní odborný měsíčník Orthopädie-Technik vycházející v Německu. Z tuzemských časopisů je to výborné periodikum Ortopedická protetika. Dalším cenným zdrojem byly informace získané na mezinárodních konferencích a školeních formou předaných prezentací, poznámek z výkladu a ústního sdělení.

Pro interpretaci nashromážděných informací byla použita metoda sekundární analýzy dat. Byly porovnány názory různých autorů na danou problematiku a také změny pohledu na dané téma v průběhu času. Problematika výhod a nevýhod různých typů pahýlových lůžek byla mnohokrát diskutována mezi nejlepšími odborníky v České republice. Některé informace vycházejí i z osobních zkušeností a praxe. Dané téma je pro autora dlouhodobě velmi zajímavé, a tato práce není jeho prvním zpracováním této problematiky. V květnu roku 2012 připravil a prezentoval přednášku „**Výhody moderního lůžka pro exartikulaci v kolenním kloubu**“ na odborné konferenci FOPTO (Federace ortopedických protetiků technických oborů) v jihomoravském Mikulově.

Snahou bylo práci pomocí literární rešerše metodicky zpracovat do přehledné a logické formy, aby čtenář dokázal snadno získat potřebné informace.

3 KOLENNÍ KLOUB

Následující anatomický popis kolenního kloubu je čerpán z publikací dvou významných osobností české vědy - Radomíra Čiháka (2001) a Františka Vélého (2006):

Z hlediska anatomické nomenklatury je articulatio genus kloub složený. V jeho prostoru jsou skloubeny dvě dlouhé kosti: femur a tibia, kosti stehenní a holenní. Opírají se ve styčných plochách, mezi nimi jsou kloubní menisky. V anatomickém smyslu fungování kloubu slouží jako kloubní jamky facies articularis na kondylech holenní kosti spolu s menisky. Kloubní hlavice tvoří kondyly stehenní kosti.

Aby byl kloub dostatečně stabilní, je kloubní pouzdro obklopeno těmito vazy:

- ligamentum patellae zpevňuje kloub zepředu,
- ligamenta collaterale mediale a laterale jsou po stranách,
- ligamentum polpitem obliquum kloub stabilizuje zezadu.

Uvnitř kloubu jsou dva zkřížené vazy, které ovlivňují vzájemnou pozici femuru a tibie hlavně při kolenní flexi, kdy se napínají, a rotaci, při které se navíjejí na sebe. Jsou to:

- ligamentum cruciatum anterior,
- ligamentum cruciatum posterior.

Obrázek 1 Nitrokloubní vazy kolenního kloubu



Pravá strana; pohled zepředu na flektované koleno; femur s tibií spojují ligamenta cruciata genus, oba menisky napříč spojuje ligamentum transversum genus.

Zdroj: Čihák, 2001, s. 301

Situace, kdy jsou napjaty všechny vazy na zadní straně a oba postranní vazy, se označuje jako základní postavení kolenního kloubu – **uzamčené koleno** (Čihák, 2001).

Kolenní kloub, díky složitému rotačně – valivému vnitřnímu pohybu, zajišťuje dva protichůdné principy. Je to stabilita i mobilita potřebná při lokomoci a schopnost měnit vzdálenost trupu od terénu. Dolní končetina se totiž při flexi v kolenním kloubu zároveň zkracuje a tím umožňuje švihovou fázi. Základními pohyby v koleni jsou flexe a extenze, vedlejší pohyby jsou rotace. Tyto pohyby zajišťuje skupina flexorů a extenzorů společně s m. popliteus (Véle, 2006).

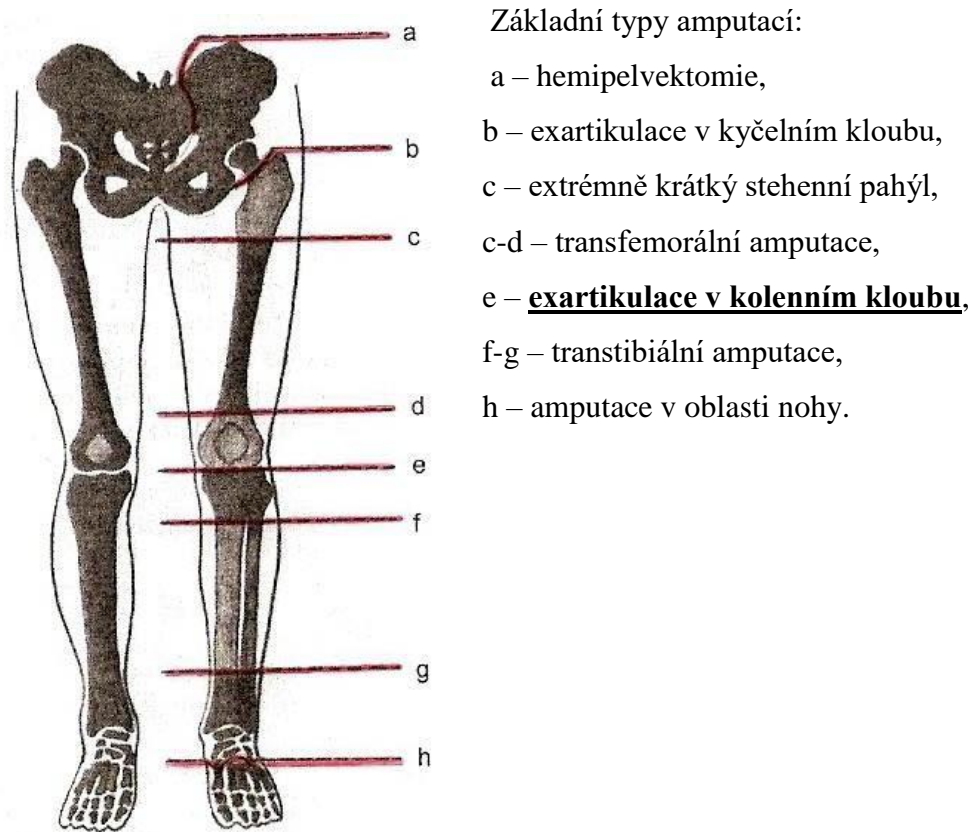
Autor dále podrobněji popisuje tři základní pohyby v kolenním kloubu:

- Flexe v koleni je možná do 140° podle stavu m. rectus femoris a objemu stehna a lýtka. Hlavní skupinou svalů zajišťující flexi v koleni je skupina hamstringů, tj. m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus.
- Extenze je opačný pohyb do nulového postavení (někdy až do 10 - 15° což se označuje jako hyperextenze). Hlavní skupinou je zde skupina m. quadriceps femoris skládající se ze čtyř svalů - jednokloubových mm. vasti (m. vastus medialis, m. vastus intermedius a m. vastus lateralis) a dvoukloubového m. rectus femoris.
- Rotace v koleni (podél osy tibie) je zevní (cca 15 - 30°) a vnitřní (max. do 40°), kterou zajišťuje skupina rotátorů - laterální rotátory jsou m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae a mediální rotátory jsou m. sartorius, semisvaly, m. gracilis a m. popliteus jako jediný samostatný mediální rotátor (Véle, 2006).

4 AMPUTACE A EXARTIKULACE

„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 a kol., 2014, s. 117).

Obrázek 2 Základní typy amputací - názorné vymezení amputační lokalizace



Zdroj: Dungl, 2014, s. 103

4.1 Historický vývoj amputace

Mezi nejstarší historicky prokázané chirurgické zákroky patří i amputace (Dungl, 2005). Historie vývoje protetických pomůcek je poměrně dlouhá. Amputační zákroky patří mezi nejstarší prováděné chirurgické zákroky. Jsou důkazy, že k prvním snahám o protetické řešení docházelo už ve starověku. Zatím nejstarší nález je na mumifikovaném těle, patřícím ženě, z Kazachstánu. Je datován asi 2300 let př. n. l. Patrně byla vybavena transtibiální bérceovou protézou. Nejstarší kompletně dochovaná kompenzační pomůcka je protéza palce z období asi 600 př. n. l., nalezena při archeologickém výzkumu na pohřebišti v Thébách.

V 5. století př. n. l. lékař Hippokrates shrnul tři důvody k amputaci, které platí dodnes:

- odstranění odumřelé tkáně,
- snížení invalidity,
- záchrana života.

Přes všechny obrovský pokrok v medicíně i rozvoj společnosti jsou tyto zásady v podstatě stále platné.

Složitou cestu vývoje protetiky od starověku až do konce 20. století velmi zajímavě popisuje holandský autor Van Der Meij.

Smutnou samozřejmostí je, že největší pokroky v technice amputací byly dosaženy v obdobích intenzivních válečných konfliktů (Sosna, 2001). Asi nejvýznamnější osobností na poli válečné chirurgie byl ve středověku Ambroise Paré (1509-1590), traumatolog a chirurg, který založil první známou protetickou dílnu a navrhl řadu kompenzačních pomůcek.

Obrázek 3 Ambroise Paré

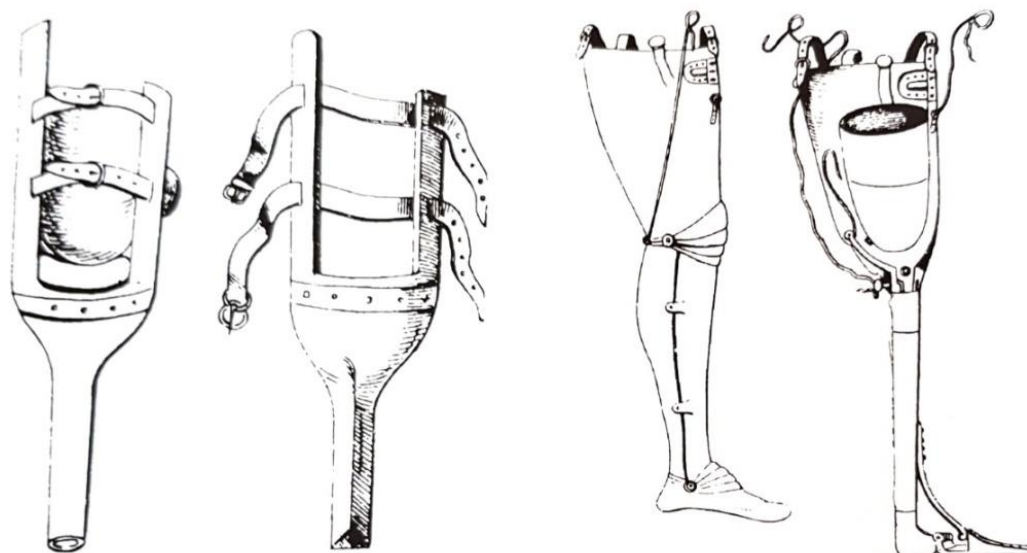


Zdroj: Van Der Meij, 1995, s. 56

Jeho způsob dělení protéz na endoskeletární a exoskeletární se používá dodnes. Jím navržené stehenní protézy mají kompaktní kolenní kloub (Hadraba, 1993). Proti v té době

zhotovovaným pomůckám to byl jistě velký pokrok, přesto však nelze mluvit o protézovém lůžku tak, jak ho dnes chápeme. Uložení pahýlu bylo provedeno pomocí objímek a pásů.

Obrázek 4 Uložení pahýlu pomocí objímek a pásů



Zdroj: Van Der Meij, 1995, s. 72

Další významnou osobností, kterou je třeba zmínit, je Dominique Jean Larrey (1766-1842).

Obrázek 5 Dominique Jean Larrey

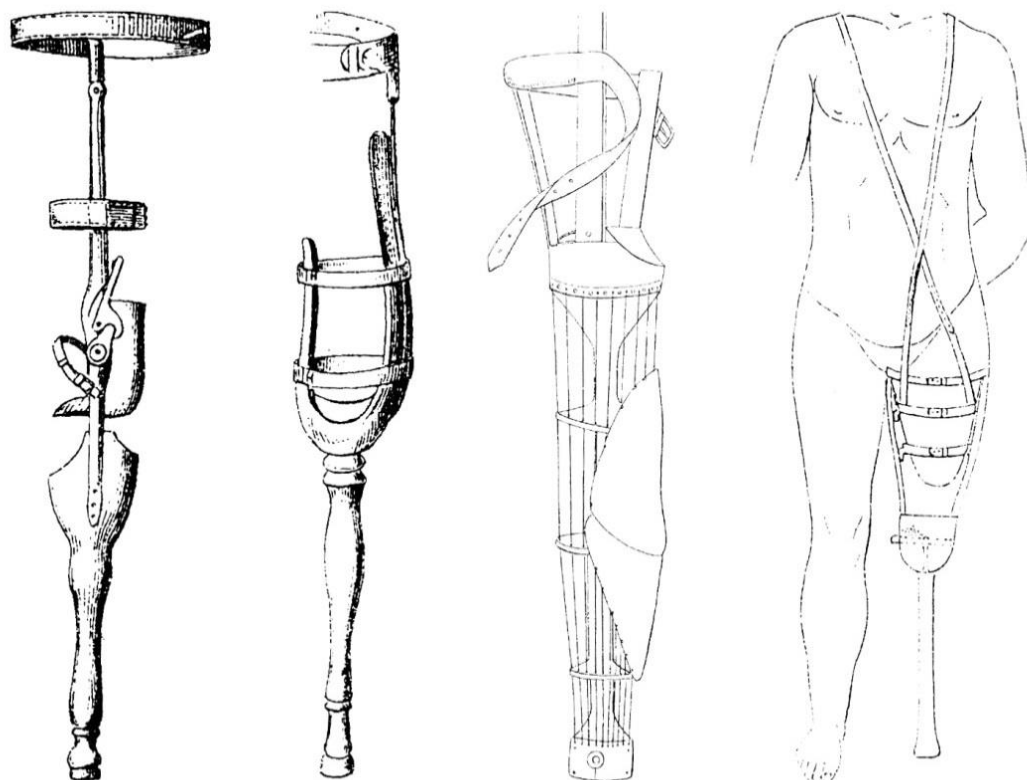


Zdroj: Van Der Meij, 1995, s. 88

Tento lékař se účastnil napoleonských válek a jako válečný chirurg měl nesčetně příležitostí zdokonalit amputační techniky. Zdroje udávají, že byl schopen během 24 hodin provést 200 velkých amputací, což je, jak doufáme, nepřekonatelný rekord (Van Der Meij, 1995).

Zmínky o KD řešení z této doby ještě nejsou, transfemorální protézy té doby představují především tzv. „peg-legs“, tedy pilonové protézy. Byly zachyceny k tělu pomocí pásů a závěsných bandáží. (Van Der Meij, 1995).

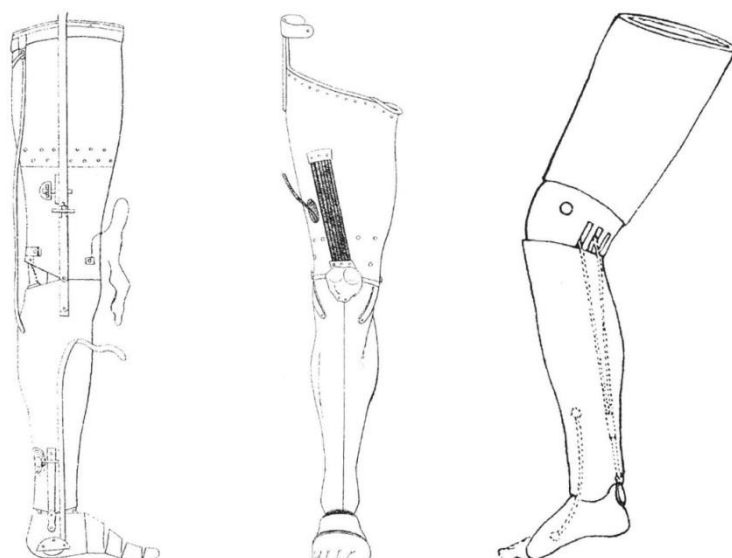
Obrázek 6 Pilonová protéza



Zdroj: Van Der Meij, 1995, s. 106

Počátkem 19. století se už objevují první návrhy endoskeletárních transfemorálních protéz s pohyblivým kolenním kloubem. V roce 1811 navrhl design stehenní protézy Heine. Vycházel při tom z bércevé protézy a stehenní objímka byla z usně.

Obrázek 7 TF protézy (Heine, 1811)



Zdroj: Van Der Meij, 1995, s. 112

V 18. století se s prudkým technickým rozvojem začaly objevovat zajímavé způsoby technických inovací. Dá se však říci, že až do první světové války bylo jakékoli vybavení vždy zcela individuální a plně závislé na znalostech a dovednosti toho kterého výrobce.

V závislosti na vývoji společnosti a lékařství se měnily i amputační cíle:

Tabulka 1 Vývoj amputací

Rok, Autor	Cíl amputace	Vybavení protézou
1847, Malgaigne	Život zachraňující zákrok, vysoká úmrtnost	Irelevantní jen pro transtibiální pahýly
1901, Kocher	„užitečný pahýl“ primárně zahojitelný bez ohledu na výšku amputace	Neurgentní transtibiální amputace
1950-1960, W.Marquardt, W.Ertl, R.Dederich	„protéze přizpůsobený pahýl“ bez kontraktur a bolestí	Plně kontaktní lůžko, rychlé časné vybavení
Od 1970 Jansen, Mudroch, Burgess, Baumgartner	„Pacientovi přizpůsobený pahýl“ Amputace nejvíce periferně u DK distálně zatížitelný.	Modulární systémy, funkce, komfort, kosmetika

Zdroj: Baumgartner, 2008, s. 7

Jak je v tabulce schematicky znázorněno, je zřejmé, že s rozvojem lékařství vystává do popředí snaha o kvalitní amputační řešení pahýlu v přímé návaznosti na další využití protetického vybavení. Efektivita biomechanického řetězce amputovaného a protézy je přímo úměrná stavu zachovaného kosterního svalstva. Přesné statistiky nejsou dostupné, a ačkoli se v praxi můžeme setkat se všemi níže popsány důvody a příčinami kolenní exartikulace, dá se přesto vypočítat větší frekvence tohoto typu zákroku u traumatických a onkologických pacientů.

Amputace jako taková není diagnózou, ale je vždy důsledkem nějakého primárního zranění nebo nemoci. Každá amputace je nevratnou ztrátou integrity organismu, a to bez ohledu na její rozsah nebo umístění (Baumgartner, 2008).

„Osud amputovaného závisí mnohem více na zvolené výšce amputace, než na všech ostatních medicínských, technických a rehabilitačních opatřeních.“
(Baumgartner, 2008, s. 71).

Způsoby popisu a klasifikace amputací a exartikulací se mohou lišit podle úhlu pohledu. Zahrnují stránku anatomickou, ta znamená kde, v které úrovni či kloubním spojení byla končetina odňata, další způsoby dělí amputace z pohledu příčiny, tedy pro jaké primární onemocnění byla provedena. Způsob a provedení zákroku je často určující pro výsledné protetické řešení. Dá se vysledovat skutečnost, že pacienti amputovaní pro poruchy prokrvení a tumor mají obvykle dobře provedené pahýly, zatímco pacienti amputovaní pro trauma končetiny mají často komplikované zjizvení dané situací poškozené končetiny.

Z toho plyne jednak rozdílný způsob technického vybavení, způsob řešení protézového lůžka, ale také systém rehabilitace a ergoterapie. Například velmi často se u traumatických amputací stává, že zákrok proběhne bez větší přípravy a co nejrychleji, aby bylo možno co nejdříve stabilizovat pacientovy základní životní funkce. Při této situaci, se často uvažuje o pozdější revizi či reamputaci pahýlu. Bohužel ta se již provede málokdy. Tento jinak pochopitelný průběh však často přináší pozdější komplikace, kdy musíme řešit obtížné plastiky, vtažené jizvy nebo třeba silné fantomové bolesti. Na druhou stranu, právě kolenní exartikulace už jako plánovaný zákrok, se někdy provádějí jako reamputace po neúspěšné léčbě po traumatické amputaci v oblasti bérce. Obvykle jde o pacienty nižšího věku a předpoklady úspěšné rehabilitace a pozdější vysoké aktivity jsou značné.

4.2 Důvody amputace

Amputace na dolní končetině má různou etiologii a patogenezi (Kolář, 2009).

Kaphings rozlišuje obecně tři skupiny příčin amputací a exartikulací:

1. Amputace v důsledku vnějších vlivů (traumatické):

- a) Pracovní úrazy, dopravní nehody atd.
- b) Válečná poranění
- c) Jiná traumatická zranění

2. Amputace z důvodu nemoci

- a) Zhoubné bujení (tumor)
- b) Ischemie (arterioskleróza, poruchy prokrvení končetin)
- c) Zánět (osteomyelitida)

3. Amputace pro malformaci

- a) Malformace vrozené
 - b) Malformace získané (např. po ochrnutí)
- (Kaphings, 2002).

Ad 1. Traumatické amputace

Obecně můžeme říci, že věkový průměr amputovaných z důvodu traumatického poškození dolní končetiny, je nižší než u pacientů amputovaných pro ostatní amputační příčiny. Často se jedná o kombinaci poranění měkké tkáně, nervů a cév i kostí tak rozsáhlých, že možnost vyléčení je krajně nepravděpodobná. Setkáváme se také s pacienty, u kterých po komplikovaných zlomeninách, přes veškerou péči a někdy i mnohaměsíční léčbu, není pozitivní prognóza uzdravení končetiny.

Ad 2. a) Zhoubné bujení

U amputace pro tumor je úroveň často dána typem, velikostí a umístěním neoplasmy. Spolu s pravidly pro eradikaci choroby je důležitá snaha o co nejdelší pahýl. Toto je zásadní pro pozdější obnovení co nejlepší funkce končetiny (Smith, 2007). U onkologických pacientů je velmi často těžká psychická situace, vybavení pomůckou může také komplikovat probíhající léčba cytostatiky, která má většinou vliv na kolísání obsahu vody v organizmu a tedy z toho plynoucí otoky (Princ, 2007).

Ad 2. b) Cévní onemocnění

V rozvinutých zemích jsou z daleka nejčastějším důvodem amputace dolních končetin cévní onemocnění, často spojené s diabetem. Je běžné, že pacienti, amputovaní pro tyto příčiny, mají rozsáhlé projevy těchto onemocnění, včetně neurologických potíží (neuropatie, poškození zraku). Onemocnění často komplikuje rehabilitaci pacienta. Polymorbni pacienti jsou často do té míry zesláblí dlouhodobým omezením fyzické aktivity, že pomůcku ovládají jen obtížně. Akutní ischemie dolní končetiny může vést k trombóze nebo embolizmu a může být obtížné určit, která z těchto dvou podmínek představuje příčinu ischemie. Ačkoli embolizmus je pravděpodobně diagnóza u starších pacientů, musí se vzít v úvahu jak systémové tak i lokální příčiny. Chronická ischemie vyžadující amputaci bývá obvykle provázena gangrénou chodidla v důsledku těžké aterosklerózy. Infekční gangréna vyžadující amputaci je nejběžnější u pacientů s cukrovkou. Pacienti s kombinací cévního onemocnění a diabetu bývají v době amputace průměrně o 10 let mladší než pacienti s čistě cévními problémy. U pacientů s čistě cévními onemocněními je větší pravděpodobnost, že bude nutné provést transfemorální amputaci, než u diabetických pacientů (Smith, 2007).

Ad 2. c) Infekce pahýlu

U osteomyelitidy nebo jiné těžké infekce končetiny by se amputace měla řešit jako dvoufázová procedura, kombinovaná s masivním nasazením antibiotik. V určitých případech je možné jejich účinek zesílit chirurgickým umístěním antibiotikem impregnovaných metylmetakrylátových drenů či kapslí do amputační incize. Zákrok samozřejmě předpokládá úplné odstranění veškeré infikované tkáně (Smith, 2007).

Dungl (2014) konstatuje, že se díky moderní medicíně indikace k amputacím značně zúžily, a tyto pak rozděluje podobně a jednotlivé body komentuje:

- 1. Trauma** – tato indikace amputace byla dříve častá, v současnosti je často vytlačována možnostmi mikrochirurgie a cévní chirurgie.
- 2. Infekt** – u této indikace se jedná o život zachraňující operaci. Jedná se o dlouhodobé lokální procesy či naopak nezvládnutelnou akutní sepsi způsobenou lokálním infektem.
- 3. Nekróza** – včetně popálenin, omrzlin, poranění elektrickým proudem. O výši amputace je nutno rozhodnout až po demarkaci nekróz.
- 4. Tumory** – tato indikace je nejčastější u pokročilých či recidivujících maligních afekcí.
- 5. Afunkce** – může se jednat o vrozené vady, následky traumatu i operací. Tato indikace je často hraniční.

6. Stav kožního krytu nebo defekt měkkých tkání – vzhledem k možnostem mikrochirurgie a plastické chirurgie se jedná v dnešní době o okrajovou indikaci (Dungl, 2014).

4.3 Důvody exartikulace v kolenním kloubu

„Exartikulace se od amputace liší pouze v tom, že periferie je odstraněna v linii kloubu“
(Dungl, 2014, s. 117).

Přestože je z hlediska protetiky kolenní exartikulace kvalitativně horší než bércový pahýl z důvodu ztráty vlastního kolenního kloubu, je značně lepší než pahýl stehenní. Pokud by amputace v bérce zanechala pahýl s nedostatečnou délkou, měla by být zvážena možnost exartikulace v koleni před tím, než se zvolí amputace ve stehně a to bez ohledu na věk pacienta či etiologii. Exartikulace v koleni, která zachovává femur a patelu nedotčenou, má mnohé výhody. Chirurgický postup je jednoduchý a netraumatický, jelikož chirurgicky nezasahuje ani kosti ani svalovou tkáň. Při exartikulaci je také plocha rány nejmenší možná, což zmenšuje nebezpečí krvácivosti a infekce. U dětí jsou plně zachovány růstové destičky na horní i dolní části stehenní kosti. Stehenní svaly jsou kompletně zachovány, a proto nedochází ke svalové nerovnováze. Ve srovnání s amputací ve stehně je pahýl po exartikulaci plně zatížitelný (Baumgartner, 1979). Dlouhý a dobře svalově vyvážený pahýl umožňuje lepší stabilitu při sezení a podstatně efektivnější chůzi. Je zde mnohem menší tendence k abdukční kontraktuře a flekční kontraktuře v kyčli (Greitemann, 2017).

Mezi příčiny k provedení kolenní exartikulace řadíme vrozené vývojové vady, infekce, traumata, nádorová či jiná onemocnění (Krawczyk, 2014b).

Stavy indikované k provedení kolenní exartikulace mohou být:

- zhoubné nádorové onemocnění bérce, kdy je nutné provést radikálnější amputační opatření;
- cévně-rekonstrukčními metodami neřešitelné ischemické potíže bérce (Berka, 2002);
- rozsáhlá mikrobiální infekce bérce, kdy končetinu nelze zachránit;
- trauma v důsledku extrémního násilí bérce, např. otevřená zlomenina Gustillo IV.;
- vrozená vývojová vada bérce, např. tibiální hemimelie (Kristíníková, 2014);
- nefunkční bércový krátký pahýl (Půlpán, 2011);

- neřešitelná bérková kontraktura přesahující 50 stupňů flexe (Krawczyk, 2014b).

4.4 Předoperační péče

Je zřejmé, že předoperační péče je možná jen u plánovaných amputací. O to důležitější se však jeví možnost pacienta na zákrok citlivě připravit a informovat ho o nastávajícím zákroku, a o situaci, jež z něj plyne, zejména o konkrétním řešení budoucích komplikací, plynoucích ze ztráty končetiny. Je vhodné podat důkladné informace o výšce amputace, eventuálních pooperačních komplikacích, délce hospitalizace a způsobu protetického řešení. V neposlední řadě by za této situace měla být nabídnuta pomoc kvalifikovaného psychologa, pro usnadnění přijetí situace (Krawczyk, 2014a).

Na tomto místě by bylo vhodné vyzdvihnout a zdůraznit trend, rozvíjený v moderním zdravotnictví, a sice interdisciplinární přístup, v němž je pacient obklopen okruhem odborníků, vzájemně kooperujících a komunikujících. Tato skupina by měla obsahovat lékaře, fyzioterapeuty, ošetřující personál, psychologa i protetika.

V době před plánovanou amputací by měl pacient pokud možno co nejvíce posilovat trup a dolní i horní končetiny. Dobrá fyzická kondice je prvním předpokladem pro následující protézování a rehabilitaci, při níž bude organismus velmi zatěžován (Smutný, 2009).

Možností je celá řada. Osvědčila se například dechová a cévní gymnastika, pacient může trénovat přechody z lehu do sedu, vstávání i chůzi s podpažními berlemi se zcela odlehčenou nemocnou končetinou. Všechny tyto nacvičené a ustálené návyky bude po amputaci používat. Konkrétní systém nácviku je však třeba sestavit a přizpůsobit přímo pro každého konkrétního pacienta, s ohledem na jeho zdravotní stav, věk, kognitivní schopnosti a celkovou kondici. Od toho, jak pacient zvládá ještě před zákrokem tento trénink, je možné zhodnotit stupeň jeho budoucí soběstačnosti. Pro úspěch celé léčby je velmi důležitá takováto aktivní spolupráce (Mročková, 2011).

4.5 Amputační techniky

Amputace patří k nejstarším historicky doloženým prováděným výkonům a její metody se v průběhu doby postupně vyvíjely. Typy amputací je možné obecně rozdělit do dvou skupin – na gilotinové a lalokové. Zpočátku se prováděly gilotinové (cirkulární) amputace bez anestezie, krvácení se zastavovalo ponořením pahýlu do horkého oleje nebo

zaškrcením. Laloková amputace včetně podvazu cév, kdy se muskulokutánní laloky využily k vytvoření měkkého krytu pahýlu, byla jako moderní nová metoda poprvé publikována Listerem a Brittainem v roce 1837.

Obě techniky jsou dodnes využívány, gilotinový způsob amputace, prováděný vícenásobně, se stává výhodnějším zejména ve válečných podmínkách. Oba typy amputací je možné provádět jako otevřené nebo zavřené. Při otevřené technice není rána po amputaci primárně uzavřena, a je proto nutná nejméně ještě jedna další operace k vytvoření kvalitního pahýlu. Nejčastější indikací pro otevřenou amputaci je infekce, těžké zhmoždění a kontaminace měkkých tkání. Sekundární zákrok tak umožňuje uzávěr bez rizika komplikovaného hojení.

Pro kolenní exartikulaci platí stejné polohování pacienta jako pro transfemorální amputaci, tedy pacient leží na zádech na operačním stole. Jeho pozice je supinovaná s podloženou hýždí na amputované straně. Končetina je přizvednutá na složených prostředradlech tak, aby mohla být extendována a supinována během zákroku.

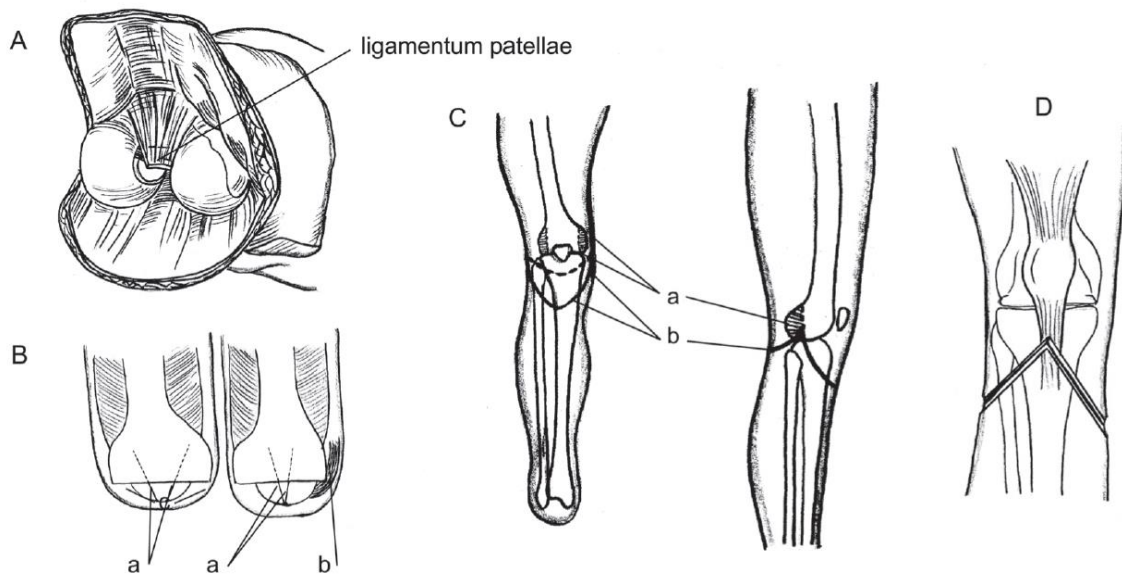
Tradiční způsob exartikulace v kolenním kloubu má několik modifikací. Základní technikou je způsob, kdy intaktní chrupavky femuru jsou ponechány, přičemž ligamentum patellae je sešito s pahýlem zadního zkříženého vazů (obr. 8 A).

Modifikovaná metoda spočívá v reinzerování ligamentum patellae s kostním bločkem z tuberositas tibiae do oblasti interkondylické fosy.

Nejčastější tradiční metodou je provedení resekce kondylů v transverzální rovině s pevnou fixací česky k resekční linii. K fixaci je možné použít zanořené tahové spongiózní šrouby nebo Zahradníčkovy hřeby (obr. 8 B).

Dále je možné použít modifikaci podle Mazeta a Hennessyho - delší přední kožní lalok s resekcí zadní plochy femorálních kondylů ve frontální rovině (obr. 8 C) nebo metodu podle Kjobleho - kožní řezy s využitím mediálního a laterálního laloku (obr. 8 D) (Dungl a kol., 2014).

Obrázek 8 Exartikulace v kolenním kloubu



A. Exartikulace v kolenním kloubu – sutura přerušného ligamentum patellae na přerušný PZV;

B. Exartikulace v kolenním kloubu AP a boční pohled: a – fixace tahovými šroubky, b – šlacha kvadricepsu, c – patella;

C. Exartikulace v kolenním kloubu podle Mazeta a Hennessyho: přední a boční pohled na: a – linie kostní resekce,

b – průběh kožních incizí;

D. Exartikulace v kolenním kloubu – boční laloky podle Kjobleho

Zdroj: Dungl a kol., 2014 s. 124

Tyto tradiční způsoby exartikulace fixují patelu k pahýlům zkřížených vazů, což často způsobuje její vadné polohování pod zátěžovou plochou. Patela pak není v této poloze koncově zatížitelná, může způsobovat tlakové problémy a bolet. Také to může vést k prodloužení pahýlu.

Obrázek 9 Patela s tlakovými problémy na pahýlovém lůžku stojící příliš hluboko v důsledku přišití k pahýlům zkřížených vazů



Zdroj: Ortopedická protetika, 2017/20, s. 14

Při vlastní operaci se postupuje tak, že se napřed provede cca 4–7 cm pod tibiálním plateau cirkulární řez kůže. Následně se provede preparace na patelárním vazu nahoru až ke kloubní šterbině, otevře se pouzdro a nakonec se postupně přetnou zkřížené vazy a pouzdro. Při stálém tahu za bérec se přes kloub přetne pouzdro až k pouzdru zadnímu. Struktury, ležící na zadní straně kolene, se přitom ušetří a také kloubní chrupavka se ponechá nedotčená. Odstraní se bradytrofní menisky. Samotná patela se v nových postupech nefixuje k pahýlům zkřížených vazů. Dalším krokem je vybavení nervus tibialis a arterie, která přímo dosedá na zadní pouzdro. Arterie obšíje a podváže. Kostěný konec pahýlu je při tomto způsobu amputace tvořen patelofemorálním kloubem, který je plně koncově zatížitelný.

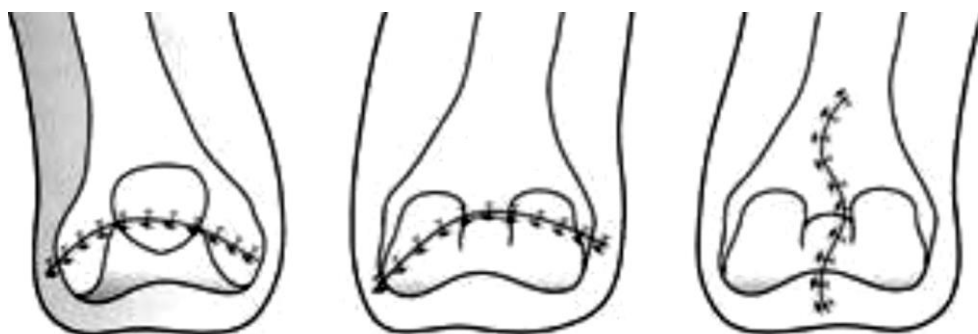
Obrázek 10 Schéma kolenní exartikulace



Zdroj: Greitemann, 2016, s. 357

Není pokrytý částmi lýtkového svalstva, což by opět mohlo vést k nadměrné délce. Není-li k dispozici dostatek kůže k beznapět'ovému krytí, pak odstranění pately představuje možnost k odlehčení napětí kůže. Tento zásah však musí být vždy kombinován se synovektomií v horním recesu kolenního kloubu, čímž se zabrání vzniku synovitiid a synoviálních píštělí. Sagitální vedení řezu s dlouhým zadním nebo předním lalokem je také možné, zejména pokud lokální prokrvení kůže nedovoluje provést sagitální řez.

Obrázek 11 Vytváření kožních laloků



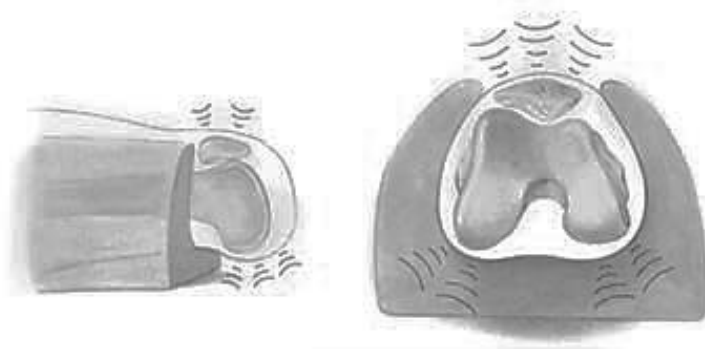
Zdroj: Greitemann, 2016, s. 359

Beznapět'ové zakrytí vitální kůže má absolutní přednost. Pokud je kůže i přes odstranění pately stále pod silným napětím, vyšší amputace ve smyslu transkondylární amputace je také možná. Zatížitelnost této amputační úrovně je také plná díky široké dosedací ploše. Je nutno dbát na to, aby plocha řezu laterálním směrem mírně narůstala. Je to z toho důvodu, že femur, který je fyziologicky v mírném addukčním postavení, toto postavení díky svalstvu uvolněnému narkózou toto addukční postavení při operaci ztrácí. Pokud by se tedy vedla rovina řezu jednoduše příčně k pomyslné ose stehna, došlo by po operaci při opětném normálním napětí svalstva k hlubší poloze laterálního kondylu. Transkondylární amputace je možná až k přechodu do diafýzy femuru (Greitemann, 2017).

4.6 Následná péče a možné komplikace

Po amputaci dochází spontánně k zevní rotační poloze dolní končetiny. Laterální kondyl femuru je uložen přímo na dosedací ploše lůžka, což může vést v rané pooperační fázi k tlakovým nekrózám. Proto musí být při technice pooperačního bandážování zaručena redukce tlaku.

Obrázek 12 Schéma pooperační techniky bandážování



Zdroj: Baumgartner, 2007, s. 350

Dalšími potenciální problémy mohou být nekrózy, příliš vysoké napětí kůže, tlakové zóny na kondylech nebo kostěných hranách synoviální píštěl, retropatelární problémy a nadměrná hypermobilita pately.

Kožní nekrózy je možné zhojit konzervativním ošetřením ran. Často ovšem bývají důvodem následné resekce.

Příliš vysoké napětí měkkých tkání lze operativně ošetřit odstraněním pately, eventuálně následnou transkondylární amputací, nebo také suprakondylární zkracovací osteotomií. Posledně zmiňované způsoby jsou však vyhrazeny primárně ojedinělým případům (bez poruchy prokrvení) a problémovým případům, protože v rámci zkracování také dochází k značné poruše stavu svalstva. Tím dojde ke zmenšení síly ve vedení zbytku končetiny přinejmenším přechodně, někdy též dlouhodobě.

Při sagitálním přístupu se **synoviální píštěle** tvoří častěji. Je to z toho důvodu, že kosti jsou kryté jen tenkou kůží, a odpovídající hluboké stehy, které mohou kožní šev odlehčit a adaptovat, proto většinou chybí. Příčina vzniku tkví většinou v nadměrné produkci kloubní tekutiny vlivem podrážděné synovie. Řešením pak v ojedinělých případech je včasná revize a synovektomie, aby se předešlo infekcím a následně vyšším amputacím.

Nadměrně hypermobilní patela představuje problém pro protetické řešení. Pohyblivou patelu lze dostat pod kontrolu žlábkem v protéze. V ojedinělých případech je nutné odstranění pately (Greitemann, Ortopedická protetika, 2017/20).

5 PROTÉZA PRO EXARTIKULACI V KOLENNÍM KLOUBU

V celkovém počtu je exartikulace v kolenním kloubu relativně méně častá a představuje méně než dvě procenta všech amputací (Behr a kol., 2009).

Kolenní exartikulace má dlouhou historii zaznamenanou již okolo 16. století ne-li dříve. Jako u mnoha chirurgických procedur i u kolenní exartikulace popularita polevovala či stoupala s měnícími se chirurgickými trendy (Murdoch, 1968). Poprvé byla popsána kolenní exartikulace v literatuře Nathanem Smithem v roce 1925 v USA. Dříve tato úroveň amputace byla v literatuře ignorována nebo byla pouze ve zmínkách nedoporučována (Mazet, Hennessy, 1966). Další jména, která se dále ve světové literatuře objevila ve spojitosti s exartikulací v kolenním kloubu, jsou Batche, Spittler, McFaddin, Kjoble, Jansen, Burgess a Rogers, který se nejvíce zasloužil o rozšíření a popularizaci exartikulace (Berka a kol., 2002).

Mnoho desetiletí byla kolenní exartikulace ze strany operatérů neoblíbeným chirurgickým zákrokem kvůli náročné operační technice a nemožnosti dobrého protetického vybavení. Proto nebyla příliš doporučována. Problematické protézování, spočívající v umístění kolenního kloubu u dlouhého stehenního pahýlu a boční upevnění dlah, způsobovalo objemové rozšíření kolenní části protézy. Z toho důvodu bylo takové protetické vybavení nesnadné jak z funkčního, tak i kosmetického hlediska (Kaphingst, 2002).

Zásluhou mnoha ortopedických techniků a ortopedů (např. Baumgartner, Botta, Lyquist, Neff) byly vyřešeny chirurgické a technické problémy a došlo u exartikulace k osvětové práci (Kaphingst, 2002).

Dnes vystupuje do popředí svou dobrou funkční schopností a kvalitou pahýlu (Berka a kol., 2002).

5.1 Kolenní exartikulace - výhody

Exartikulace v kolenním kloubu nabízí mnoho výhod. Především se jedná o poskytnutí zátěžového pahýlu v distální části s velkým povrchem, který je kontrolovaný silným neporušeným stehenním svalstvem (Berka a kol., 2002). Tím, že je exartikulační pahýl nášlapný, poskytuje pacientovi větší stabilitu a rovnováhu díky zachování zpětné aferentace do neuromuskulárního aparátu (Agarwal, 2013). Pacient získá větší opěrné plochy pahýlu pro rozložení hmotnosti těla při kleku, při otáčení na lůžku, pro přesuny a sed, kdy se lze o pahýl vzepřít (Krawczyk, 2014b).

Dále nabízí kvalitní adhesi a zavěšení lůžka na kondylech femuru. Jsou zaznamenány menší krevní ztráty při operaci, výskyt fantomových bolestí a infekcí. Díky zakončení výšky objímky několik centimetrů před perineem (Dungl a kol., 2014) je pacientovi umožněno úplné uvolnění lokality kosti sedací při sedu (Baumgartner, 2007). Exartikulace v kolenním kloubu má řadu výše uvedených výhod zejména pro pacienty v dětském věku z důvodu zachování růstového potenciálu distální femorální epifýzy (Krawczyk, 2014b).

5.2 Kolenní exartikulace - nevýhody

Kolenní exartikulace ale má také své nevýhody. Patří mezi ně především distální rozšíření pahýlu a asymetrie délky stehenního segmentu na amputované končetině. Při protézování se nám v distální oblasti prodlužuje relativní délka o tloušťku lineru nebo měkkého vyložení lůžka, plus tloušťka vlastního kompozitového lůžka a stavební výšky kolenního kloubu, což může způsobovat potíže při sezení, typicky v dopravních prostředcích. Někteří pacienti si též stěžují na jistou kosmetickou disproporci končetin. Reálný střed rotace protetického kolenního kloubu je níže než na zdravé končetině, dále při chůzi na protéze lze u jednodušších mechanických kloubů vyzorovat rychlejší švih protézy. Tento problém je minimalizován díky vývoji polycentrických a bionických kloubů (Krawczyk, 2014b). Někteří autoři jako Agarwal (2013) uvádějí, že je méně akceptovatelná z kosmetického hlediska, převážně u žen.

5.3 Úkoly pahýlového lůžka

Podle Wetze (2009) představuje pahýlové lůžko z funkčního hlediska velmi důležitou, prakticky nejzásadnější, část kompenzační pomůcky (Wetz, 2009).

Baumgartner (2008) ke stejnému problému píše:

„S optimálně padnoucím lůžkem stojí a padá kvalita celého protetického vybavení.“

(Baumgartner, 2008, s. 156)

Dopad efektu pahýlového lůžka na výslednou funkčnost celé sestavy je natolik zásadní, že jej popisuje i norma ISO/DIS 13405-2:

- **Podpora** – axiální síly musejí být zachyceny a přeneseny do pahýlového lůžka tak, aby došlo k dobrému přenesení zátěže.
- **Stabilizace** – horizontální síly musejí být přeneseny pro ovládnání a řízení směru pohybu a stabilizace.

- **Ulpění** – mezi pahýlem a pomůckou musejí působit ulpívací síly, aby nedocházelo k pohybu pomůcky po pahýlu.

Kaphlings (2002) totéž popisuje ve své knize takto:

Protézové lůžko musí:

- pojmout objem pahýlu,
- přenášet kinetické i statické síly,
- přenášet všechny pohyby při chůzi,
- udržet protézu na pahýlu.

(Kaphlings, 2002)

Nejpodrobněji uvedené principy rozvádí Baumgartner (2008):

- protéza musí zajistit pevné spojení mezi pahýlem a lůžkem. Tak jako je nezbytné pevně držet při psaní pero, tak je důležité zajistit i pevné spojení s protézou. Každá „pseudoartroza“ mezi tělem a protézou komplikuje řízení pomůcky. Uživatel ztrácí jistotu při chůzi a dochází k zbytečným ztrátám energie.
- plný kontakt – aby bylo spojení kvalitní, musí dojít k plnému kontaktu s pahýlovým lůžkem v celé ploše. Jde jednak o přenos zátěže a řízení, ale také i o propriocepci (polohocit). Jestliže je nebezpečí, že toho pahýl nebude schopen, je důvodné zvažovat operativní nebo konzervativní zásah dříve, než vůbec dojde k vybavení pomůckou.
- distální zatížení – stejně jako když se před amputací pacient dotýkal svojí nohou podložky, stejně by měl být schopen přes distální oblast pahýlu a dno lůžka cítit kontakt se zemí. Samozřejmě ne vždy anatomická situace pahýlu dovoluje plné zatížení – jen exartikulace a pahýly amputované ve spongióze jsou toho schopny. Přesto by to vždy mělo být možné alespoň v omezené míře i u amputací vedených přes dlouhé kosti.
- pevné spojení – ačkoli u se protézování dolních končetin klade větší důraz na řešení tlakových sil vznikajících při stojné fázi, mohou být tahové, vznikající odstředivou silou při fázi švihové, stejně nepříjemné. Při jejich nedostatečném vyřešení dochází k pístovému pohybu. Ten je třeba vhodnou volbou optimálního tvaru, konstrukce, nebo použitého materiálu eliminovat.

- nízká hmotnost – „lehčí protéza je vždy lepší“. Protetik by měl vždy usilovat o co nejmenší hmotnost pomůcky při zachování její optimální funkčnosti. Důležitým faktorem je i efekt „kyvadla“, tedy rozložení hmotnosti a vzdálení těžiště pomůcky od os otáčení. V tomto smyslu bude hmotnost protézového chodidla posuzována kritičtěji než kolenní kloub.
- bezpečné ulpění - aby pomůcka správně fungovala, je naprosto nezbytné kvalitní spojení s tělem uživatele. Neočekávané uvolnění a pohyb pomůcky po těle je pro uživatele vždy potenciálně nebezpečné. Principů uchycení pomůcky je několik a vždy je dobré u konkrétního protézového lůžka kombinovat dva nebo i více principů tak, aby připojení bylo co nejbezpečnější.
- pomůcka nesmí omezovat krevní oběh a inervaci – je prokázáno, že pro zajištění dobrého cévního a lymfatického oběhu je důležité, aby protézové lůžko bylo plně kontaktní. Pokud je proximální oblast lůžka těsná, dochází v distálních partiích pahýlu k městnání a otokům. Dochází tu k většímu pocení, mohou se objevit drobné puchýře z přehřátí, někdy i venózní ulkus. Bez dobrého rozpoznání takto vzniklé situace se problém často řeší odlehčením postižené oblasti, což ovšem vede k přenášení zátěže proximálně a tento začarovaný kruh potíží dále eskaluje.
- protézové lůžko musí být co nejpohodlnější – tak, aby jej uživatel mohl používat po celý den. Pokožka nesmí být drážděna a pomůcka nesmí vydávat obtížné zvuky a zapáchat.
- pacient musí zvládnout sám protézu jednoduše nasadit a ovládat – a to i při horší tělesné i duševní kondici. Je běžné, že když je uživatel odkázán na pomoc s nasazením pomůcky na jinou osobu, dříve či později ji přestane používat.
- pomůcka nesmí nadměrně přesahovat obvodové rozměry pahýlu – díky moderním kompozitovým materiálům je možno vyrobit pahýlové lůžko velmi subtilní. Z dnešního pohledu je nepřijatelné, aby lůžko bylo zbytečně robustní a omezovalo uživatele nadměrnými rozměry a hmotností. Výjimku lze učinit u časných vybavení, kdy ještě dochází k velkým objemovým změnám na pahýlu. Pomůcka by se měla vejít do běžného oblečení, které by zároveň neměla poškozovat. Například je možné pomůcku vybavit zadním krytem, jenž zabrání poškozování oblečení při sezení.
- pomůcka se musí dát snadno vyčistit. Protože je pomůcka celý den v kontaktu s tělem, je nutné jí denně čistit, aby se zabránilo vzniku zápachu. Dobré hygieně může napomoci jednak vhodně volený kontaktní materiál anebo konstrukce – například snadno vyjmutelné vnitřní lůžko.

- protéza musí umožnit snadné úpravy lůžka. Je běžné, že u pahýlu dochází v čase k objemovým a tvarovým změnám. Konstrukce a použité materiály by měly být takové povahy, aby bylo možné podle potřeby lůžko upravovat, například vlepováním vyložení nebo vybrušováním.
- pomůcka musí mít dostatečnou životnost. Lůžko musí odolávat běžným teplotám, jak horku, tak mrazu. Musíme mít na zřeteli, že některé materiály stárnutím mění své mechanické vlastnosti. Proto je třeba informovat pacienta o pravidelných kontrolách, aby změnou užitných vlastností nedošlo k nevratnému poškození tkání pahýlu (Baumgartner, 2008).

5.4 Působení sil v pahýlovém lůžku

V protézovém lůžku dochází k přenosu sil. Ten zahrnuje pohyby s různou dynamikou, zrychlení i brždění. Probíhá v něm přenos hmotnosti pacientova těla i reakční síly od podložky. Je velmi důležité, aby protézové lůžko, toto rozhraní mezi tělem pacienta a pomůckou, dokázalo přenést síly co nejlépe, tedy přímo, bez ztrát a problémů.

Z těchto důvodů protézové lůžko není v přesném anatomickém tvaru pahýlu, ale užívá tvar „účelový“, který je funkční, optimalizovaný pro co nejlepší přenos sil, a zároveň respektuje a využívá fyziologicko – anatomické struktury pahýlu. Jak špatná konstrukce protézy, tak i nedokonale tvarované protézové lůžko mohou snadno vyvolat tlaky, momenty a síly, které užívání pomůcky velmi ztěžují.

Jak bylo výše uvedeno, tvar pahýlu, konstrukce lůžka a síly působící na protézu, jsou v neustálém dynamicky se proměňujícím vztahu. Biomechanika z pohledu technické protetiky proto zkoumá toto vzájemné působení.

Kaphingst (2002) tyto síly dělí takto:

- **Tlakové síly**, jež vznikají zatížením uživatele. Jsou vertikální a dynamicky se proměňují v závislosti na rychlosti pohybu. V některých fázích kroku, kupříkladu při doskoku nebo odrazu, stoupá zatížení výrazně nad klidovou tíhovou sílu.
- **Tahové síly**, které se vyskytují ve švihové fázi kroku. Pomůcka by díky nim mohla sklouznout z pahýlu. Kvalitně zhotovené lůžko musí zajistit protézu na pahýlu větší silou, než je tento tahový efekt způsobený hmotností pomůcky.
- **Ohybové momenty**. Jak při stožení, tak i při pohybu, působí na pahýl také horizontální síly. Jejich vlivem se má pomůcka tendenci klopit v antero-posteriorním i medio-laterálním směru.

- **Točivé momenty** – jsou součinem síly a vzdálenosti jejího bodu působení od osy otáčení. Exartikulační pahýl má zachovanou plnou délku femuru a střed otáčení v jamce acetabula. Točivý moment tedy může být dosti velký.
- **Torzní momenty** vznikají pohybem pánve při chůzi. Obzvláště mohutné jsou u oboustranně oprotézovaných pacientů. Efekt vzniká relativní torzní rigiditou protézové sestavy. Zátížení se pak vybíjí v prostoru pahýlového lůžka. Je obtížné je zcela eliminovat a je úkolem dobrého protetiky tyto síly rozpoznat a vhodnou modelací lůžka je zachytit a pokud možno neutralizovat.

Zatížení mezi lůžkem a pahýlem je součtem všech uvedených sil. Je možné je částečně snížit podle fyzikálního zákona o snížení měrné zátěže v závislosti na zvětšení zatížené plochy. Základní fyzikální vyjádření je:

$$\text{tlak} = \frac{\text{Síla}}{\text{Plocha}}; \quad P = \frac{F}{A}$$

Tato myšlenka platí ale jen do určité míry. Ne všechny partie na pahýlu dané zatížení snesou a tak fyziologická kritéria musí mít přednost před kritérii fyzikálními (Kaphingst, 2002).

5.5 Způsoby připojení pahýlu k protézovému lůžku

Pro kvalitní zachycení a stabilizaci pahýlu v protézovém lůžku slouží několik principů. Mají za cíl zabránit nebo minimalizovat nechtěné pohyby pahýlu v protézovém lůžku. Nejčastějším projevem této nepříjemné pseudoartrózy je pístový pohyb, tedy pohyb v podélném směru, v závislosti na fázi kroku. Obvykle se projevuje tak, že ve švihové fázi se protéza vlastní vahou i odstředivou silou při švihu mírně posune v distálním směru. Po došlapu do protézy se tlakem opět posune proximálním směrem na původní místo. Tento pohyb je nežádoucí z několika hledisek. Jednak se uživatel na takovéto pomůcce necítí bezpečně pro silně sníženou schopnost odečítat zpětnou vazbu od podložky, a jednak takovéto posouvání pomůcky po pahýlu velmi snadno vytvoří otlak na pokožce.

Pro dobré ulpění pomůcky je vhodné vždy zkombinovat v jedné pomůcce dva, nebo i více těchto principů ulpění.

Jsou to:

1. komprese měkkých tkání,
2. podélné elastické napětí,
3. adhezní tření,
4. pasívní vzpříčení tkáně,
5. rozpětí kontrakcí svalstva,
6. podtlak,
7. pomocná zařízení.

(Půlpán, 2011)

Ad. 1. Ulpění vlivem komprese měkkých tkání funguje na principu zúžení průřezu v proximální oblasti. Měkké tkáně lze komprimovat jen dočasně a po protažení pahýlu pomocí vtažovací pomůcky se tlak v proximální oblasti projeví vytlačením objemu pod zúžením. Typicky se tento princip používal u příčně oválného transfemorálního lůžka. Velkou nevýhodou tohoto principu však je, že jím je do velké míry narušen krevní a lymfatický oběh v pahýlu. Je proto nutné jej využívat jen s největší opatrností a to zvláště u pacientů po amputaci pro cévní postižení (Kaphingst, 2002).

Ad. 2. Ulpění vlivem podélného elastického napětí je založeno na efektu elasticity kosterního svalstva. To se dá značně protahovat i stahovat. Při podélném vtažení muskulatury pahýlu do pahýlového lůžka předepínáme svalstvo podélně proti vlastní tendenci se zkrátit. Díky třecímu odporu mezi vnitřní stěnou protézy a pokožkou pahýlu pak vzniká elastické ulpění. To pak brání posunu proti vlastní tíze protézy (Kaphingst, 2002).

Ad. 3. Ulpění vlivem adhezního tření pracuje na základě adheze, která vzniká mezi hladkou a přilnavou stěnou pahýlového lůžka a pokožkou. Součinitel adhezního tření je mimo jiné závislý na vlhkosti pokožky. Je zřejmé, že vlhká pokožka má adhezi menší než suchá. Adhezi lůžka je možné různě modifikovat použitím vhodných materiálů. Je třeba vždy zohlednit krytí a délku pahýlu, a pro kratší pahýly vybrat materiál vyložení s větší adhezí. Naopak u velmi dlouhých pahýlů zase musíme zohlednit, že silně adhezivní lůžko by mohlo jít velmi obtížně sundat (Princ, 2007).

Ad. 4. Ulpění vlivem pasívního vzpříčení tkáně se užívá například u pomůcek jako kolenní exartikulace a transtibiálních, nebo transradiálních protéz, prostě vždy, když můžeme

pomůcku „zavěsit“ za výběžky a hrboly kostí. Konstrukce lůžka však tomu musí být uzpůsobena a v místech prozouvání dostatečně pružná, aby tento způsob fixace umožnila.

Ad. 5. Ulpění pomocí aktivní kontrakce svalstva funguje tak, že cílenou modelací vnitřního tvaru lůžka vytvoříme konkávní výdutě, kde se mohou svaly po kontrakci rozepřít, a tak stabilizovat protézu na pahýlu. Tento systém však může být použitý jen jako doplňkový, pro situace zvýšené aktivity, nebo řešení krizových situací. Dále předpokládá velmi dobře zachované, kontraktilní svalstvo, neboť kosterní svalstvo jde udržet ve zvýšeném napětí jen po omezenou dobu, než dojde ke svalové únavě, a tím i ochabnutí a neutralizaci ulpění (Princ, 2007).

Ad. 6. Ulpění vlivem podtlaku. Jak bylo výše popsáno, jinak nezajištěný pahýl se má tendenci pohybovat při kroku jako píst ve válci. Tento jinak neblahý efekt však lze proměnit ve výhodu, pakliže je protézové lůžko vybaveno v distální části ventilem, který umožní vzduchu z prostoru pod pahýlem odcházet mimo prostor pahýlového lůžka, a zároveň jsme schopni v proximální oblasti pahýlové lůžko utěsnit. Buď přímo spoluprací precizního natvarování a přesného objemu, jako se to využívá u plně kontaktního, přísavného TF lůžka, nebo pomocí přídavného zařízení – těsnící manžety u TSB lůžek v TT protetice nebo u exartikulace v kolenním kloubu. Ventil může být buď automatický – jednocestný, který samočinně upouští vzduch, nebo dvoucestný, který si uživatel sám, manuálně obsluhuje. Tento systém pracuje výborně, pokud je splněna podmínka plného kontaktu. V případě například dutiny pod distálním ukončením pahýlu podtlak vznikající v dutině při švihové fázi nasává měkké tkáně a způsobuje distální edém (Kaphingst, 2002). Naopak precizní tvar pahýlového lůžka podporuje správný krevní i lymfatický oběh. Postupem času se objevila i inovace ve smyslu zvýšeného podtlaku, která v součinnosti s gelovými linery, s efektem vnitřního tečení, umožňuje opravdu velikou pevnost spoje lůžka s pahýlem a tím i neobyčejnou přesnost v ovládní pomůcky (Princ, 2009).

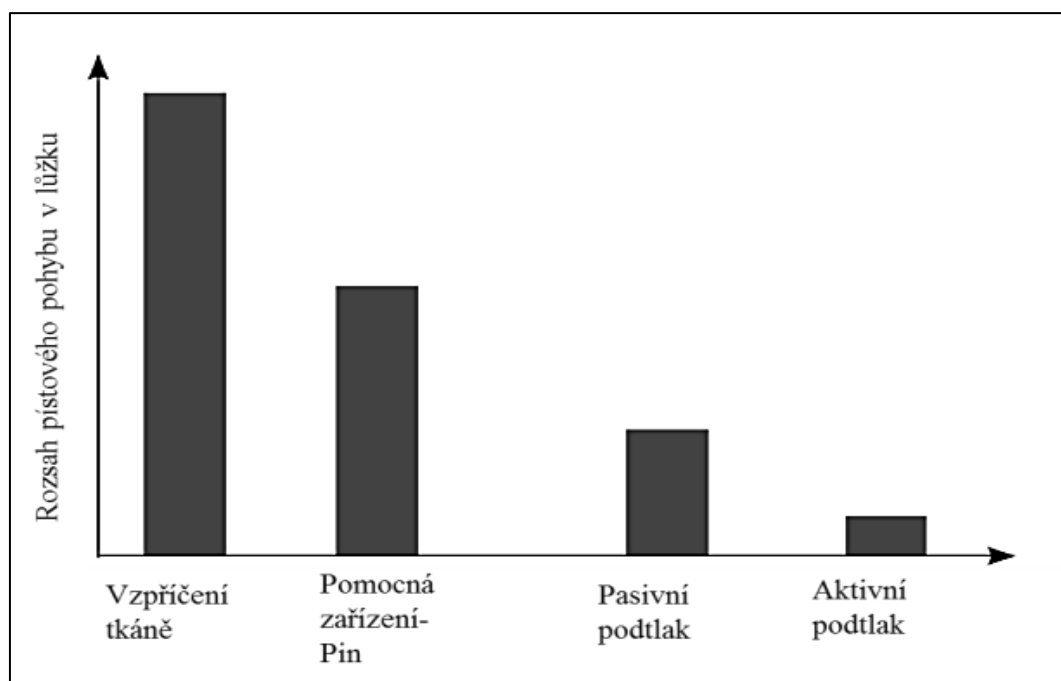
Ad. 7. Posledním typem je **ulpění pomocí pomocných zařízení.** Tato velká skupina nejrůznějších pomůcek se používá nejčastěji v případě, kdy není možné se plně spolehnout na některý z výše zmíněných ulpívacích způsobů. Obecně se do této skupiny řadily nejrůznější druhy závěsných bandáží (např. závěsná ramenní bandáž nebo pánevní opasky a šle). Moderní protetika má tendenci na podobná zařízení nahlížet s mírným despektem, ale to by nám nemělo zabránit v použití těchto zařízení ve zdůvodnitelných případech, například

u geriatrických protéz, u obtížně protézovatelných pahýlů nebo u interim protéz (Kaphingst, 2002). Naopak, i v dnešní době se objevují nové způsoby a technická řešení, která využívají různé inovace ve skupině pomocných zařízení. Konečně, co jiného je těsnící manžeta u podtlakových systémů, bandáž u KISS systému nebo zámek Shuttle lock (Princ, 2007).

Všechny z uvedených systémů mají své klady a zápory a je na dobrém protetikovi, aby u konkrétního pacienta zvolil optimální kombinaci v závislosti na situaci a stavu pahýlu.

Následující graf schematicky ukazuje, jak výše uvedené systémy redukuje pístový pohyb:

Graf 1 Pístový pohyb v pahýlovém lůžku



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Je vždy velmi vhodné, aby bylo v protézovém lůžku použito vždy několik výše zmíněných způsobů ulpení najednou. Často se stává, že některý z nich z nejrůznějších důvodů vysadí, a uživatel by měl být schopen i nadále provizorně pomůcku používat, než mu ji ortotik-protetik uvede zpět do plně funkčního stavu (Princ, 2007). Například u klasického protézového lůžka pro exartikulaci v kolenním kloubu se využívá podélné elastické pnutí, ulpení pomocí adheze a efekt vzpříčení tkáně a jako pomocná stabilizace rozpětí svalstva.

5.6 Odlišnost biomechanické situace od transfemorální protézy

Výsledná schopnost efektivně používat kompenzační pomůcku je přímo úměrná zachování efektivní fyziologické hybnosti pahýlu. Dříve se často zmiňovala takzvaná “zralost pahýlu pro protézování“ (Princ, 2007). V ideálním případě to znamená pahýl volný, s aktivní pohyblivostí ve všech fyziologických pohybech. Pokud je zákrok proveden lege artis, je exartikulační pahýl oproti transfemorálnímu v podstatné výhodě.

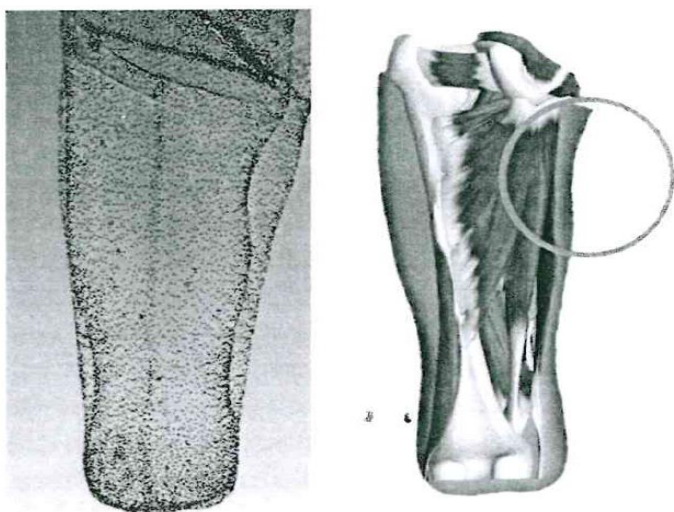
Ačkoli má KD protéza některé podobné biomechanické způsoby řešení s TF protézou, liší se zejména v oblasti největší přenášené síly. Zatímco v TF protéze je jí tzv. nasedací věnec v proximální oblasti, tedy v prostoru pánve, u KD protézy je to naopak distální konec pahýlu (Princ, 2012).

Dalším rozdílem je řešení horizontálních silových momentů, vznikajících při přenášení váhy na pomůcku. Zatímco u TF protézy máme v nasedacím věnci poměrně stabilní oporu danou tzv. bone-lock principem, tedy precizním obejmutím tuberositas ossis ischii a trochanter maior, u KD protézy se proximální okraj opírá pouze o měkké tkáně.

V dynamice pohybu mohou tyto horizontální silové momenty vést k medio-laterálním posunům pahýlového lůžka, přičemž pahýlové lůžko se při nedostatečném vedení zanoří do medioproximálních měkkých tkání stehna – následek, který lze pozorovat u mnoha pahýlových lůžek pro vybavení po exartikulaci v koleni, která ponechávají oblast pánve volnou (Baumeister, 2016).

Tento autor doporučuje problém řešit již při technice sádrování, a sice zohledněním těchto sil tvarovým zachycením a vytvořením biomechanicky účelné opěrné plochy. Navrhují využít kompletně zachovalou přilehlou skupinu adduktorů a použít jejich průběh a sílu protikladně vůči laterálním posunům a umožnit tak cílené vedení femuru v tkáni. Od výrazně úzkého vedení, jaké je neodmyslitelné u TF protéz, je možné z důvodů vynikajících pákových poměrů upustit (Baumeister, 2016).

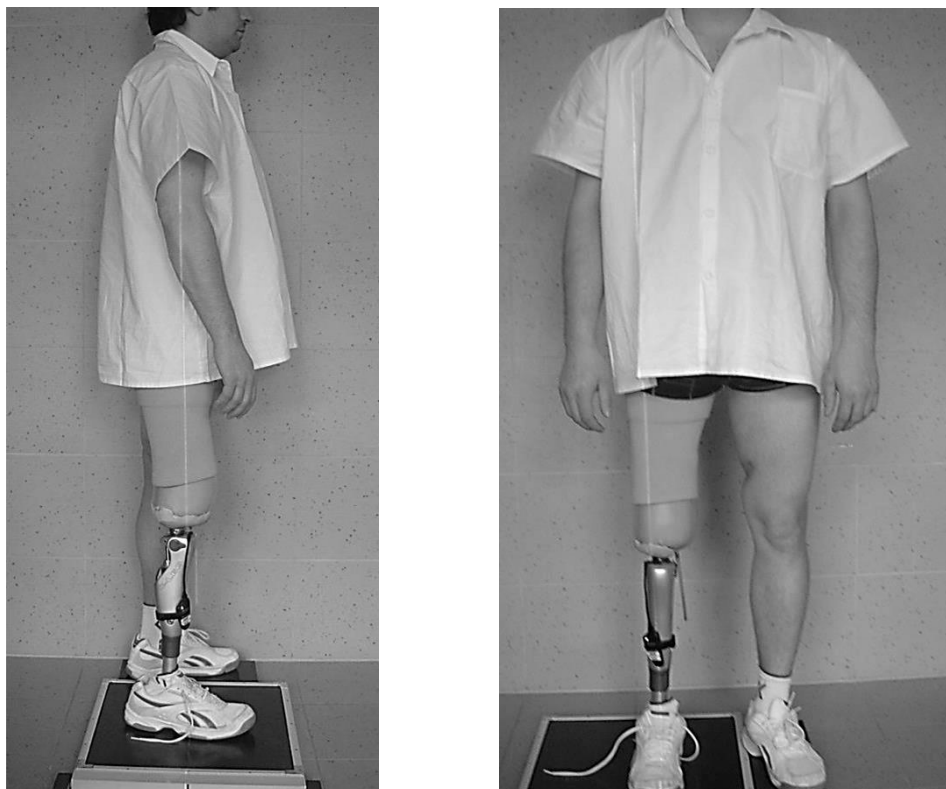
Obrázek 13 Pahýlové lůžko s mediální oporou na adduktorové skupině



Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 31

Statická i dynamická stavba by stejně jako u TF protéz měla respektovat fyziologické postavení těla a optimální zátěžové linie. Kolenní kloub i chodidlo by mělo mít výrobcem přesně určené doporučení pro statickou i dynamickou stavbu. Pro kontrolu ve střední stojné fázi se velmi osvědčil přístroj L.A.S.A.R. posture firmy Otto Bock (Bellmann, 2017).

Obrázek 14 Dynamická stavba v L.A.S.A.R. Posture



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

6 PROTETICKÉ ŘEŠENÍ

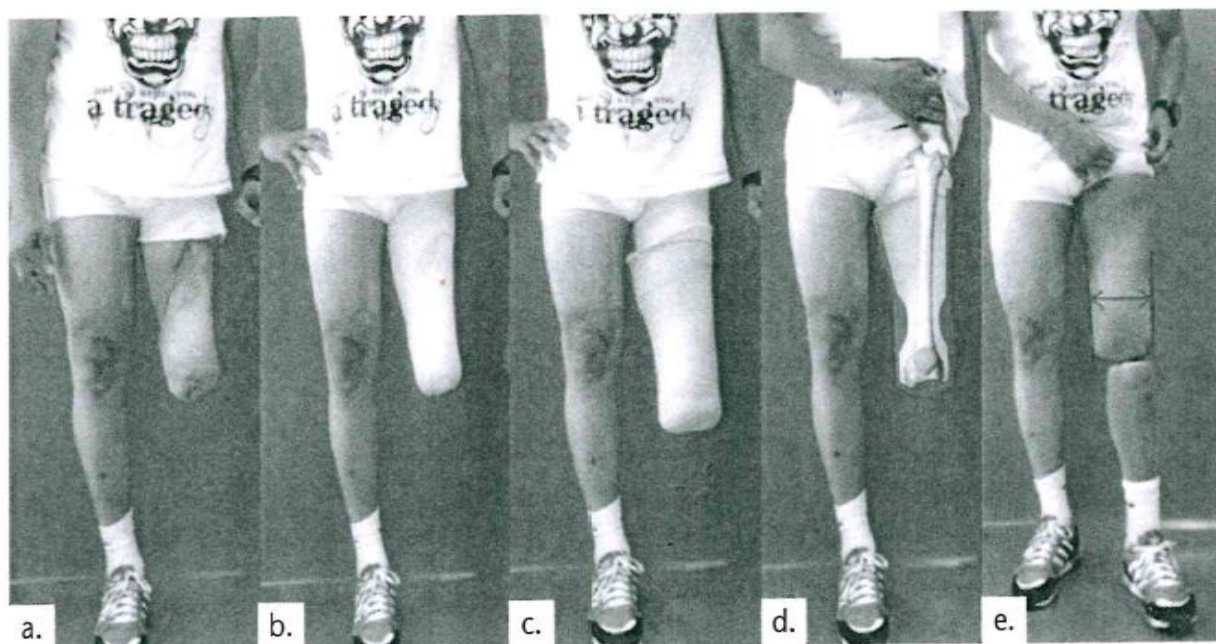
Jak je v předchozích kapitolách uvedeno, k zachycení protézového lůžka na pahýlu a zajištění dobrého komfortu nošení se používá více principů. Následující kapitola popisuje vývoj exartikulačních lůžek.

6.1 Klasické lůžko

Tento typ je také označován jako **Kontejnerové lůžko** s částečným nebo průběžným vnitřním lůžkem (WWS) a suprakondylárním vyložení (Baumeister, 2016).

Protetické lůžko po exartikulaci v kolenním kloubu má svůj specifický vzhled s dokonale vytvarovanou kondylární a suprakondylární oblastí vnitřního povrchu lůžka.

Obrázek 15 Kontejnerové lůžko s vnitřním lůžkem (WWS)



Obr.15a Pahýl s punčoškou která zajišťuje omezenou možnost posunu měkkých tkání.

Obr. 15b Kopolymerový návlek pro redukci stříhových sil.

Obr. 15c Nasazené měkké vnitřní lůžko (WWS).

Obr. 15d Načrtnuté suprakondylární zachycení s kompenzací rozměrů.

Obr. 15e Vnější vzhled protézy.

Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 31

Díky své zatížitelnosti přes vrchol pahýlu není nutné exaktní vytvarování peloty přes hrbol kosti sedací, ale končí obvykle několik centimetrů před perineem (Dungl a kol., 2014).

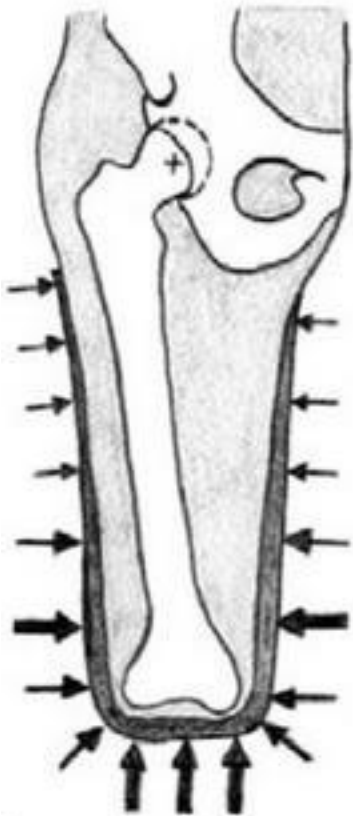
U tohoto typu se na pahýl nejprve natáhne punčoška, aby došlo ke stabilizaci měkkých tkání, na ně se nasune lůžko WWS. Jeho hlavní funkcí je zajištění bezpečné fixace mezi pahýlem a systémem pahýlového lůžka. Vyložení kondylů integrované do WWS se stabilizuje přes kontejnerové lůžko a zprostředkovává tím dostatečné ulpění a vedení. Mezi kondylární a suprakondylární mírou by měl být rozdíl přinejmenším 15 mm. Zapracování zachycení musí být co nejpreciznější. Čím je více proximálně vzdáleno epikondylu, tím je větší i pseudoartroza a roste nestabilita a nejistota v kroku.

Účinné uspořádání tohoto vyrovnání tvaru, hloubky, průběhu a plochy se musí orientovat jak podle technických požadavků, tak i podle uživatelské akceptace. Kontejner, který nemá v suprakondylární oblasti žádnou redukci rozměru, bude z vnitřního lůžka sklouzávat nebo povede minimálně k pístovému pohybu (Baumeister, 2016).

Při konzervativním způsobu výroby se kontejner vyrobí pomocí tvrdé a měkké laminace s použitím podtlaku a nosných materiálů z perlonu, skelných a karbonových tkanin. Měkce odlaminovaná proximální část pahýlového lůžka má působit proti naklápění vnějšího lůžka při sezení. Přesto však flexibilita licích pryskyřic ve spojení s perlonovou nebo nylglasovou tkaninou většinou neumožňuje flexibilitu potřebnou při této aplikaci, takže požadovaný efekt snížení pseudoartrózy mezi pahýlovým lůžkem a pahýlem je často jen malý. Dále se tyto pryskyřice jeví z důvodu termoplastických vlastností jako nepříliš tvarově stabilní. Vlivem každodenního namáhání a biomechanickým působícím silám změni laminované lůžko po delší době nošení svůj původní tvar. Tato tvarová odchylka se může projevit v tvarovém obepnutí velmi nepříznivě.

Poněvadž se u této technologie pahýlového lůžka ve švihové fázi přenáší celková hmotnost protézy na kondylární a suprakondylární vyložení femuru, mohou těžké protézové systémy s mikroprocesorem řízenými koleny nebo chodidly narazit až na meze zatížení pahýlu (Baumeister, 2016).

Obrázek 16 Lůžko WWS u KD protézy



Velikost šipek naznačuje velikost působících sil

Zdroj: Dungl, 2014, s. 101

Tento typ pahýlového lůžka se používá zhruba od poloviny 20. století. Princip ulpění na pahýlu je především:

- kompresí měkkých tkání,
- pasívním vzpříčením kostěných struktur,
- adhezním ulpěním,
- aktivním vzpříčení měkkých tkání – svalovou kontrakcí.

Kontejnerové lůžko funguje tak, že pacient si nejprve vtažením, nebo vtlačěním nasadí na pahýl vyrovnávací měkké lůžko z pěnového materiálu a poté „našlápne“ tvrdé laminátové lůžko. Zevní tvar vyrovnávacího měkkého lůžka musí být velmi kompaktní, válcový, nebo jen mírně konický, právě proto, aby bylo možno se do kontejnerového lůžka dostat.

Tento systém má tyto výhody:

- je levný a dostupný,
- u dobře svalově krytých pahýlů vcelku účinný (Princ, 2007).

Nevýhody:

- kompresí měkkých tkání podporuje jejich atrofii,
- u trofických pahýlů obtížná výroba - nutnost silně doplňovat chybějící objem v suprakondylární a suprapatelární oblasti,
- nikdy zcela neodbourává pístový pohyb při chůzi, po jistém čase užívání dochází k „sešlapávání“ pedilinového lůžka a tím k vzniku „pseudoartrozy“ mezi pahýlem a lůžkem (Princ, 2007).

Asi největší výhodou WWS je možnost reagovat velmi flexibilně na nejrůznější stavy pahýlu. Kostěné struktury mohou být cíleně podporovány nebo odlehčovány. Pro pohyblivou patelu může být dán k dispozici potřebný prostor, aniž by docházelo k vytváření zbytečných stříhových sil. S WWS lze pracovat rychle a nekomplikovaně a reagovat na změny objemu, jako je tomu např. při interim vybaveních. Dále lze WWS vyrobit časově rychle a bez speciálních pomůcek, což technikovi zajistí prostor pro řešení vzniklých problémů (Baumeister, 2016).

6.2 Modifikované kontejnerové lůžko

Tento typ lůžka popisuje Baumgartner (2008) jen jako případnou variantu interim lůžka pro časné vybavení a nepředpokládá delší dobu používání. Popis nebo doporučení tohoto typu lůžka pro finální protézu se nevyskytuje v žádné dostupné literatuře, přesto je bohužel možné se s ním i v dnešní době setkat. Jedná se o modifikované WWS kontejnerové lůžko, popsané v předchozí kapitole.

Důvody pro tuto úpravu se liší. Zatímco Baumgartner předpokládá tuto variantu z důvodu řešení silných objemových změn na měkkých tkáních časného exartikulačního pahýlu, použití tohoto typu lůžka u finálního vybavení je jiné.

Patrně z důvodů neschopnosti pacienta prozout již příliš mohutné vyrovnávací lůžko, je toto i s laminátovým ve frontální oblasti prořato, obvykle asi 20 mm širokou štěrbinou. Na distálním konci se otevírá ještě více, otvor zde zhruba kopíruje polohu pately.

Ulpění zabezpečuje bandáž na suchý zip nebo řemínky s přezkou. Pacient si takto může podle potřeby upravovat kompresi a tedy i sílu ulpění protézového lůžka na pahýlu.

Tento systém je účinný jen zdánlivě, protože zvýšenou kompresí měkkých tkání jen dále akceleruje jejich atrofii. Ačkoli tato práce není založena na kazuistikách, bylo by

zajímavé na tomto místě učinit výjimku a na jednom, velmi typickém případě, názorně ukázat, jak nevhodný způsob ulpění může postupně degradovat celou funkci pomůcky. Autor se během své praxe setkal s pacientem, který měl takto zkonstruovanou pomůckou pahýl poškozený do té míry, že cirkulární obvodový rozměr přes kondyly femuru a patelu byl o 90 mm větší, než obvod v nejužší části stehna, asi 50 mm proximálně.

Obrázek 17 Modifikované kontejnerové lůžko 1



Zdroj: vlastní

Tento případ přesně ilustruje riziko dlouhodobého užívání exartikulačních protéz s ulpěním pomocí komprese měkkých tkání. U tohoto pacienta používání tohoto typu pomůcky po dobu více než 20. let vyvolalo atrofii stehenního svalstva takového rozsahu, že principy ulpění kontejnerového lůžka postupně přestaly fungovat a pacient byl nucen používat silnou pánevní bandáž. Rozsah pístového pohybu byl přesto značný. Pacient byl následně vybaven rámovým lůžkem s individuálním polyuretanovým linerem a podtlakovým systémem. V průběhu několika let spolu se zvýšenou aktivitou, kterou mu umožnila nová pomůcka, došlo dokonce k nárůstu svalové hmoty na pahýlu a k částečné normalizaci objemových parametrů pahýlu.

Obrázek 18 Modifikované kontejnerové lůžko 2



Zdroj: vlastní

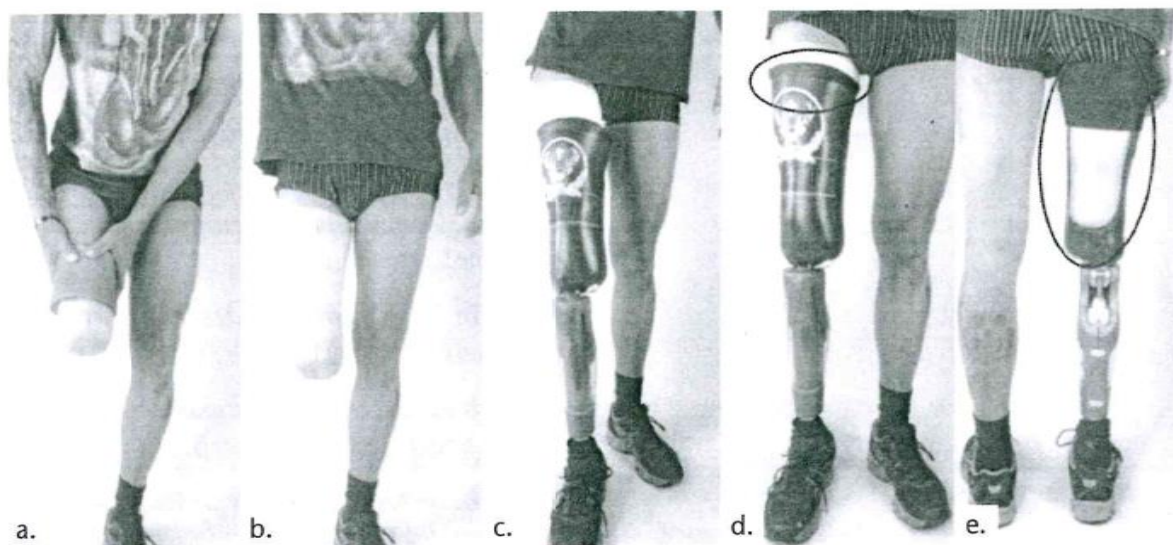
6.3 Podtlakové plně kontaktní ulpívací lůžko

Princip podtlakového ulpívání se používá více než půl století u transfemorálních lůžek. Zhruba na přelomu století se s rozvojem gelových linerů začal používat i u lůžek transtibiálních. Bylo vyvinuto TSB plnokontaktní lůžko, které pro své všeobecně pozitivní vlastnosti a jednoduchou konstrukci v dnešní době u TT protéz zcela dominuje.

Tento progres je možný především vývojem v oblasti vnitřních kontaktních pahýlových návleků z gelových materiálů na bázi kopolymeru nebo polyuretanu. Tyto materiály umožňují dokonalé rozložení váhy v tvrdém pahýlovém lůžku a v kombinaci s podtlakem zajišťují nejen fixaci pomůcky na pahýlu, ale zároveň umožňují řízení protézy a přenos sil působících mezi pahýlem a protézou. Využití tohoto systému odstraňuje nevýhody klasických lůžek. Zamezuje tvorbě otlaků, eliminuje pístový pohyb při chůzi a nepodporuje atrofii svalstva (Bachura, Princ, 2008).

Nedlouho po etablování tohoto systému u transtibiálních protéz začaly pokusy o aplikaci podtlakového ulpívání u exartikulace v kolenním kloubu. Ačkoli má KD ve smyslu biomechaniky, a tedy i protetického řešení protézy jako celku, blíže k transfemorálním protézám, ukázalo se, že co se týče systému lůžka a principů ulpění dají se na exartikulační lůžka velmi efektivně aplikovat poznatky a moderní technické řešení osvědčené u transtibiálních TSB protéz – tedy systém pasivního podtlaku a systém aktivního podtlaku (tzv. Harmony).

Obrázek 19 Podtlakové plně kontaktní ulpívací lůžko



Obr. 19 a Termoplasticky přetvarovaný kopolymerový liner.

Obr. 19 b Komprese měkkých tkání linerem.

Obr. 19 c Nasedání do pahýlového lůžka bez městnání měkkých tkání.

Obr. 19 d Těsnicí plocha pro těsnicí manžetu.

Obr. 19 e Dorzální okno s textilní výztuhou

Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 32

„Tento způsob fixace umožňuje vzdát se do značné míry silného kostěného suprakondylárního zachycení femuru. Kondyly femuru však mohou být tvarově obepnuty do té míry, aby bylo možné nasednutí a vystoupení z protézy. Toto se doporučuje především při změně systému z WWS na podtlakové lůžko a jako náhradní ulpívací princip při vadném utěsnění. Obzvláště oblíbené jsou v těchto případech variace s částečným suprakondylárním tvarovým vyrovnáním, které lze volitelně doplnit k systému pahýlového lůžka. Pro upevnění linerových systémů se nejlépe hodí flexibilní vnitřní lůžka s hladkým povrchem a flexibilním zakončením okraje.

Ve spojení s dorzálně zkráceným kontejnerem se zlepší adaptační schopnost pahýlového lůžka – a tím také komfort pahýlového lůžka. Již při prvním nošení pozorují uživatelé značně pohodlnější polohu sedu, poněvadž pahýlové lůžko se téměř nenaklápí a nevyskytují se nepříjemné tlaky na medioproximálním okrajovém zakončení. Samotné tyto první zpětné vazby ospravedlňují vícepráci vynaloženou pro výrobu takového systému pahýlového lůžka“ (Baumeister, 2016/10, s. 31).

6.3.1 Technologie pasivního podtlaku

Tato technologie je založena na spojení dvou technologických inovací. Tedy na systému jednocestného ventilu v kombinaci s těsnicí gelovou manžetou a na užití gelových návleků, linerů.

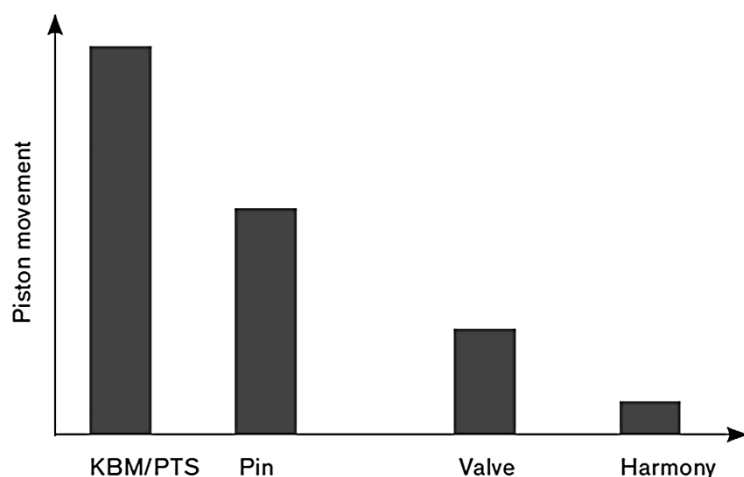
Jak je výše uvedeno, tento systém se velmi osvědčil v transtibiální protetice. Gelový návlek svým efektem vnitřního tečení zajišťuje obvykle dostatečný komfort v celém průběhu stojné fáze. Axiální stabilitu během fáze švihové zajišťuje mírný podtlak (asi 150 mbar), který vzniká jako reakce na tendenci protézy „sjet“ z pahýlu vlivem odstředivé a gravitační síly ve švihové fázi. Při stojné fázi je ovšem podtlak nulový.

„Fixace se v takových systémech provede přes proximální zakončení ve formě těsnicích břitů nebo těsnicích manžet. Po nasazení protézy se přes výfukový ventil vyprázdní vzduch mezi linerem a vnitřní stranou lůžka. Ve švihové fázi vznikne vlivem setrvačnosti protézy podtlak mezi linerem a pahýlovým lůžkem. Čím výše je těsnicí břit nebo manžeta uspořádána, tím méně působí tzv. “pneumatický pin”. Síla hmotnosti protézy se přenáší přes co největší povrch.“ (Baumeister, 2016/10, s. 31)

6.3.2 Technologie aktivního podtlaku – Harmony

V následujícím grafu je přehledně znázorněna poměrná velikost pístového efektu u různých typů protézových ulpívacích systémů. Jak bylo výše uvedeno, je odbourání pístového efektu zcela zásadní pro komfort i jistotu při pohybu s protézou. Systém řízeného podtlaku umožňuje tento obecný problém velmi efektivně řešit.

Graf 2 Pístový pohyb v lůžku, rozdílná efektivita různých typů pahýlových lůžek



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Tato technologie je evolucí předešlého systému. Zásadní změnou je řízení podtlaku. Buď je v protéze integrována mechanická vývěva, využívající kinetické energie došlapu k stlačení pístu, nebo je vývěva elektronická, kde je pumpa poháněna akumulátorem. Mechanická vývěva může být buď samostatný element vkládaný do pylonu mezi chodidlo a kolenní kloub nebo je možné vybavit protézu chodidlem nebo kolenním kloubem, které mají vývěvu v sobě přímo integrovanou (Bachura, 2009).

Sání vývěvy je zabudováno v distální oblasti protézového lůžka. Výsledný tlak je až 7x vyšší než u pasivního podtlaku (až 800 mbar) a co je také důležité – nekolísá.

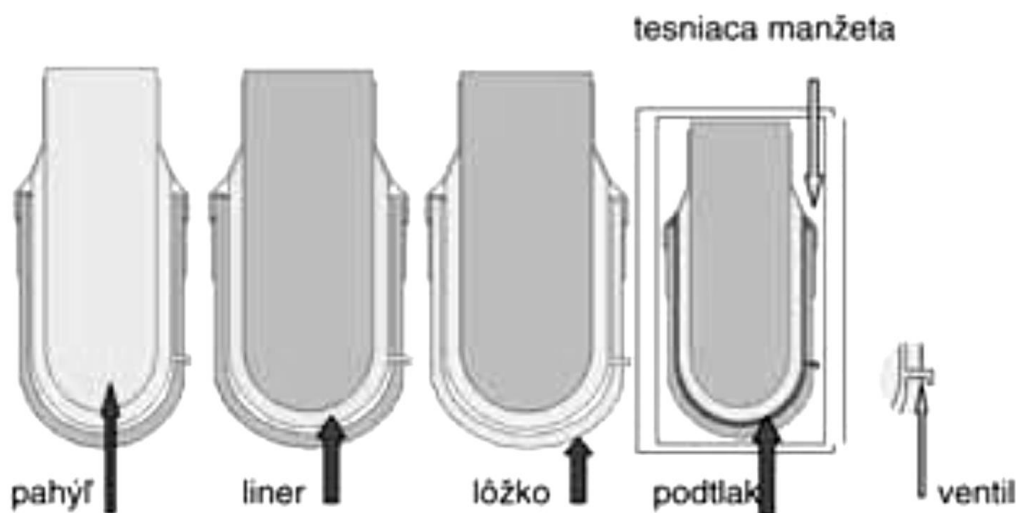
Aby systém Harmony řádně fungoval, je třeba vysoké pečlivosti a preciznosti v celém procesu výroby. Zvýšenou pracnost a časovou náročnost výroby (často zhotovení 2 i více zkušebních lůžek z termoplastu) však systém vynahradí velmi dobrým komfortem, přesností používání a výbornou zpětnou vazbou ve smyslu „čtení“ informací přicházejících při chůzi od podložky (Princ, 2009).

V podstatě se dá říci, že systém řízeného podtlaku má vždy lepší výsledky, než systém pasivního podtlaku. Kromě otázky použitého materiálu lineru je jeho nevýhodou už jen vyšší pořizovací cena.

Kombinace vnitřního gelového lůžka s plně kontaktním tvrdým lůžkem a podtlakem, jako ulpívacím mechanismem, zlepšuje prokrvení organismu, zamezuje vzniku otlaků a odřenin, a umožňuje zlepšení ovládnání a citu s pomůckou. Praktické využívání tohoto systému autory přesvědčilo, že jeho použití je vhodné nejen u mladých aktivních pacientů, ale i pro starší klienty s diabetem anebo s poruchami prokrvení. Především u těchto starších pacientů

sníží riziko komplikací způsobených otoky. Zlepšuje sžití se s pomůckou a napomáhá odbourávat strach ze zvládnutí chůze s pomůckou. Využíváním těchto moderních technologií přispívá k zajištění komfortu a jistoty pro dosažení maximální aktivity bez ohledu na věk (Bachura, 2008).

Obrázek 20 Princip podtlakového ulpění



Zdroj: Bachura, Princ, Ortopedická Protetika, 2008/15, s. 8

6.3.3 Pahýlové návleky – linery

Pahýlové návleky se začaly používat koncem 20. století. Protože byl prvním používaným materiálem silikon, název se ujal a obecně rozšířil. Dnes už dávno není silikon jediným a v podstatě ho u KD a TT protéz nahradily jiné materiály, přesto se často u laické veřejnosti setkáváme s povšechným označením „silikonová protéza“ pro všechny typy protéz s linerem.

Používaných materiálů a konstrukcí linerů, a to i ve smyslu různých typů ochranného povrchu, je celá řada. Jistým omezením je, že není vhodné používat systém aktivního podtlaku s gelovými linery s látkovým potahem. Tkaninou potažený liner totiž vysoký podtlak distribuuje až na svůj proximální okraj, kde má tendenci tvořit efekt nasávání měkkých tkání do oblasti kontaktu lineru a těsnící manžety, a tam vytvářet cirkulární edém nebo podráždění pokožky (Bussiek, 2017).

Pro systém pasivního podtlaku je možno použít různé gelové linery obvykle o tloušťkách 3 nebo 6 mm. Pokud nejsou přímo z výroby ve variantě KD, jedná se o linery

vyvinuté primárně pro transtibiální program. Pak je vhodné je doplnit o nášlapný polštář v distální oblasti (Bachura, 2009).

Pro systém aktivního podtlaku se tedy používají polyuretanové (PU) linery bez látkového potahu. Oblast a rozsah ulpění je pak regulován délkou tenké tkaninové punčošky natažené na liner. Většina hlavních výrobců má ve svém programu zařazenu i možnost výroby individuálního lineru s možností distálního zesílení, takže kromě toho, že liner dokonale respektuje tvar pahýlu, zesílený nášlapný „polštář“ zajišťuje i dobrý komfort při chůzi.

V následujících kapitolách jsou popsány tři z nejběžněji používaných materiálů pro pahýlové návleky.

6.3.3.1 Silikon (SI, Dimethylsilicon)

Dnes již klasický materiál, v současnosti používaný převážně v TF protetice.

Vhodný pro uživatele:

- s pevným, dobře formovaným pahýlem,
- s válcovitým tvarem pahýlu,
- bez prominujících kostěných struktur,
- se stupněm aktivity 1 – 3.

Vlastnosti:

- snadné čištění – lze jej sterilizovat až do teploty 120°C,
- vysoká houževnatost,
- optimální ulpění na pokožce,
- komprese měkkých tkání,
- tvarová paměť.

(Bachura, Otto Bock, 2009)

Silikon, materiál první generace linerů, se nejeví jako příliš vhodný pro KD. Jeho velkou výhodou je, kromě jeho relativně snadné výroby i v individuálních tvarech, hlavně trvanlivost a sterilizovatelnost. Bohužel právě pro jeho odolnost a tvarovou stálost neposkytuje v KD protéze dostatečný komfort. Jeho použití je reálné jen u pacientů s aktivitou 1 a 2 v kombinaci s nášlapným polštářkem z pěnového materiálu (Bussiek, 2017).

6.3.3.2 Polyuretan (PU)

Vhodný pro uživatele s:

- kostnatými a zjizvenými pahýly,
- citlivými pahýly,

- všemi úrovněmi aktivity.

Vlastnosti:

- vysoká viskoelasticita,
- vysoký komfort,
- plně kontaktní lůžko TSB,
- absorbuje pot.

(Bachura, Otto Bock, 2009)

Tento materiál je velmi vhodný a osvědčený pro vybavení v KD. Hlavní výrobci nabízejí možnost individuálních tvarů linerů, které tak mohou respektovat individuální tvar pahýlu, včetně např. vtažených jizev. Svoji gelovou strukturou, umožňující „vnitřní tečení“, je vysoce komfortní. Jeho schopnost absorbovat tekutiny je na jednu stranu pozitivní (pokožka pod linerem je v relativním suchu), zároveň je to i jeho nevýhodou. Při dlouhodobém používání je obtížné udržet žádoucí hygienický komfort. Jeho slabinou je nejvyšší pořizovací cena a kratší užitná doba (optimálně asi 6 měsíců).

6.3.3.3 Kopolymer (PE, SEBS(*Styrol-Ethylen-1-Buten-Styrol-Dreiblockcopolymer*))

Vhodný pro pahýly:

- se suchou pokožkou vyžadující vlhkost,
- s různými tvary pahýlu,
- s nízkou až střední třídou aktivity.

Vlastnosti:

- vysoká elasticita,
- dobrá termoplasticita,
- obsahuje olej,
- snadno se čistí,
- může snížit pocení.

(Bachura, Otto Bock, 2009)

Zhruba od přelomu tisíciletí se na trhu objevily kopolymerové linery, začaly se nejprve používat u transtibiální protetiky a velmi se osvědčily. Někteří výrobci už ve svém portfoliu výrobků nabízejí exartikulační variantu se zesílenou distální oblastí. Jejich komfort je při přímém porovnání s PU linery o něco horší, stále však vysoký. Jejich výhodou je jejich podstatně menší pořizovací cena a delší životnost. Nevýhodou už výše uvedená nevhodnost pro systémy vysokého podtlaku. Technologie jejich výroby je zatím neumožňuje vyrobit bez

látkového potahu. Přesto se u kompaktních typů pahýlů jedná asi o nejvyužívanější druh lineru (Bussiek, 2017).

6.3.4 Moderní typy lůžka

Jak je již výše uvedeno, podtlakové, ulpívací lůžko se pro svá nesporná pozitiva velmi rozšířilo a v dnešní době tvoří hlavní proud vybavování po KD. Jedná se tedy o kompozitové uzavřené kontejnerové tvrdé lůžko, obvykle proximálně zasahující do 4/5 stehna. Ulpění zajišťuje buď jednocestný ventil nebo mechanická či elektronická vývěva. O utěsnění systému v proximální oblasti se stará buď přehrnovací gelová manžeta, systém utěšňujících břitů na lineru nebo integrovaných v tvrdém lůžku.

Obrázek 21 KD rámové lůžko s jednocestným ventilem a těsnicí manžetou



Zdroj: Bachura, 2008, s. 9

Existuje i způsob vybavení, kdy se na problematiku KD aplikuje způsob řešení z TF protéz – systém podobný ISNY (The Icelandic Swedish New York flexible socket systém), tedy rámové lůžko z kompozitu, objímající vnitřní lůžko z měkkého termoplastu. Tento způsob má výhodu v příjemnějším prozouvání a sundávání pomůcky. Toto lůžko bývá zhruba v 1/3 od distálního konce lůžka nejuzší. Expanzní okna, vyříznutá v kompozitové skořepině, umožní kondylům femuru a patele snazší prozutí, než dosednou na své místo v distálním konci lůžka.

Tento způsob řešení má však i nevýhody, zejména musíme zmínit nárůst hmotnosti pomůcky cca o 500 - 750 g a též problém studeného tečení, který se projevuje po delším čase nošení takto zkonstruované pomůcky. Relativně měkký materiál vnitřního lůžka se po čase užívání vymačkává expanzními otvory a postupně se deformuje a degraduje tak vnitřní tvar protézového lůžka (Baumeister, 2016).

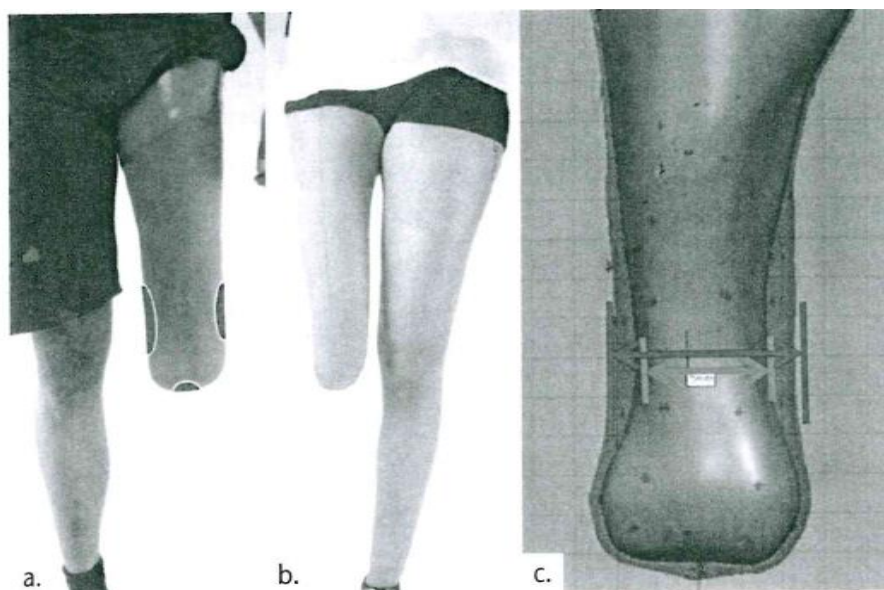
6.4 Nejnovější trendy v konstrukci pahýlových lůžek

V posledních letech se začaly objevovat další způsoby řešení konstrukce pahýlových lůžek. V principu ulpění a tvaru v podstatě vycházejí z v předešlých kapitolách popsaného podtlakově ulpívajícího lůžka, kdy rozhraní mezi pokožkou a pomůckou tvoří liner, a ulpění je zajištěno podtlakovým systémem.

Obrázek 22 Aplikace krokoměru.



Abb. 7
Pedometer-App.



Obrázek č. 22 a: Individuální HTV liner se suprakondylární kompenzací rozměrů.

Obrázek č. 22 b: Individuální RTV liner s ochranou pokožky.

Obrázek č. 22 c: Individuální kopolymerový liner se suprakondylární kompenzací rozměrů.

Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 34

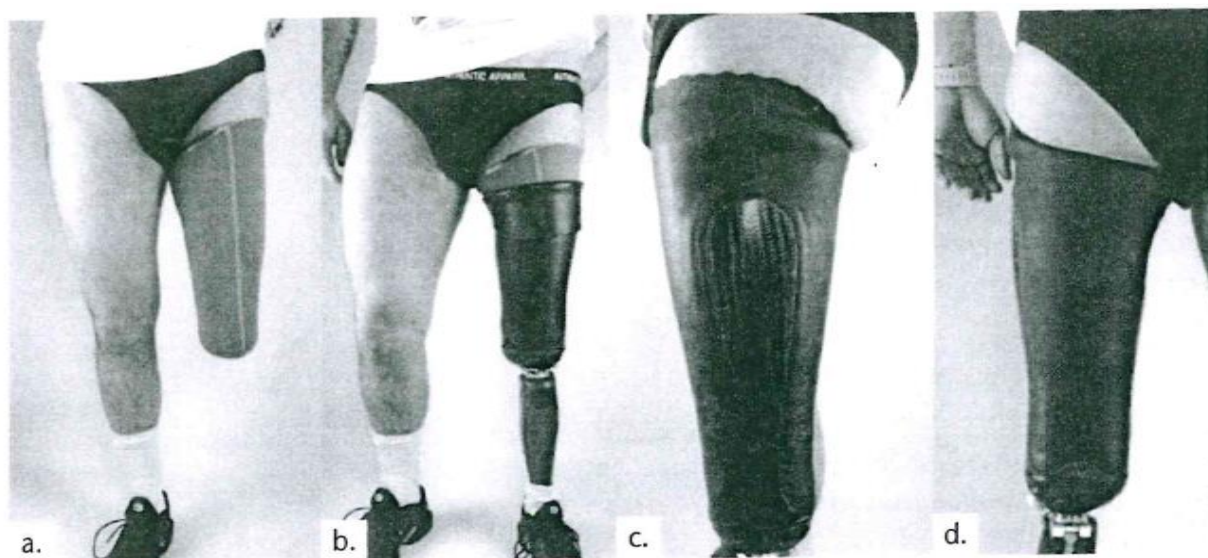
Inovace se zaměřují spíše na řešení dalších dílčích problémů, které typicky vznikají při používání KD protézy. Potíže vznikají například při sezení. Při analýze využívání pomůcky bylo konstatováno, že i vysoce aktivní uživatelé protézy (ostatně stejně jako lidé bez jakéhokoli postižení) dlouhý čas přes den sedí (Baumeister, 2016). Tvar stehna při sedu je

ovšem zcela jiný, než při chůzi, a také podložka, zvláště například tvrdší židle, působí amputovanému nepohodlí. A to jednak naklopením pánve, tak i přímým nepohodlím na proximálním okraji pahýlového lůžka. Další nepříjemností může být poškozování oděvu v místě největšího tlaku.

Zde nabízí několik možností řešení těchto problémů aplikace moderních technologií. Jednak je to technologie prefabrikované, pryskyřicí nasycené, uhlíkové stříže (Prepreg) a jednak rozšíření využití HTV silikonů.

Baumister je nazývá PBSS (Pohlig Bionic Socket System). Jde v podstatě o koncept co nejvíce přizpůsobivého protézového lůžka.

Obrázek 23 PBBS pahýlové lůžko



Obrázek č. 23 a: Individuální kopolymerový liner se suprakondylárním vyrovnáním.

Obrázek č. 23 b: Nasedání do pahýlového lůžka PBSS pro kolenní exartikulaci.

Obrázek č. 23 c: Ohrnutá těsnicí manžeta.

Obrázek č. 23 d: Dorzálně a ventrálně adaptivní a senzitivní silikonové plochy.

Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 34

To by mělo maximálně zohledňovat funkci svalového aparátu pro co nejlepší vedení protézy v kroku, při současné adaptivitě na běžné každodenní situace. V pahýlovém lůžku jsou tak zredukovány nosné díly. Vzniklá kostra je zcela integrována s velkými, částečně elastickými vodicími zónami z HTV silikonu. Výsledná sendvičová konstrukce přesvědčivě dosahuje vysokého komfortu i estetiky lůžka.

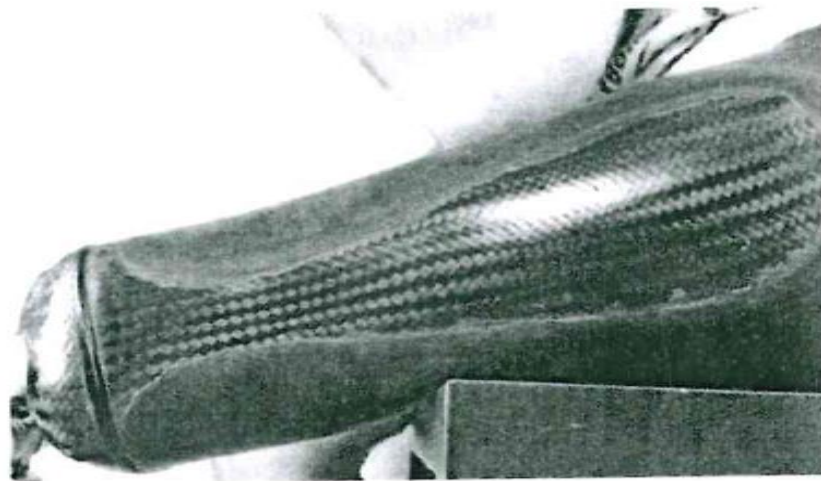
I zde Baumaister (2016) důrazně doporučuje využití individuálně zhotovených linerů pro maximální optimalizaci tloušťky a konstrukce návleku, aby bylo dosaženo optimální funkce (Baumeister, 2016).

Jak je výše uvedeno, nosný rám je vyroben z kompozitového materiálu a jeho rozsah v lůžku je redukován na minimum. Tím, že je plně zalitý v HTV silikonu, dochází při chůzi k takzvané nechtěné dilataci, tedy že po roztažení příslušně stabilizuje pahýl v lůžku. Tato vnitřní struktura lůžka umožňuje velmi tenkou sílu stěny lůžka a tím i plynule stupňovanou flexibilitu v různých směrech. Tato kvalita je u konvenčních materiálů nedostupná.

Ulpění u takovéto protězy se provede pomocí utěsnění mezi proximální částí lineru a HTV lůžkem. Pomůcka je na distálním konci lůžka vybavena jednocestným ventilem a k ulpění dojde bez dalšího těsnícího elementu (manžeta nebo těsnící břit), protože horní okraj pahýlového lůžka je tenký a po přehrnutí dokonale přilne k tělu pacienta a tím dotěsní proximální oblast (Baumaister, 2016).

„Málokterý stehenní amputovaný se dokáže pohybovat každodenními aktivitami tak nenápadně a s tak málo kompenzačními mechanizmy jako uživatel po kolenní exartikulaci.“
(Baumaister, 2016/10, s. 35).

Obrázek 24 Detail přirozené deformace pahýlového lůžka v sedu



Zdroj: Orthopädie-Technik, 2016/10, s. 35

7 TECHNOLOGICKÝ POSTUP

V následující kapitole je popsán typický průběh vybavení pacienta po exartikulaci v kolenním kloubu.

7.1 Vyšetření pacienta, anamnéza, dokumentace

První kontakt a navázání vztahu s pacientem jsou velmi důležité a neměli by se podcenit. Před vyšetřením pacienta a jeho pahýlu by mělo předcházet seznámení se s jeho anamnézou, osobní, rodinou i pracovní (Princ, 2009). Je mnoho informací, které nás mohou posunout dále ve smyslu návrhu optimální pomůcky. Relevantní údaje je vhodné zdokumentovat a uložit do karty klienta. Je důležité tuto část neuspěchat, protože informací, které je potřeba s klientem vyměnit, je na obou stranách mnoho.

Pro další postup vyšetření klienta je zcela zásadní měrný list.

Obrázek 25 Měrný list pro výrobu KD protézy

Maßblatt – KD
Amputation der unteren Extremität

Orthopädietechniker / Therapeut: _____ Datum: _____
Name des Patienten: _____ ID: _____
Hilfsmittelnummer: _____ Auftragsnummer: _____

Links Rechts Maße mit Liner Maße ohne Liner

Böden

Fußlänge

Bemerkungen

PM Business Service and Patient Care

KOMPETENZ-ZENTRUM

© Otto Bock - ORTHO LAB, BUCKLE/1011

Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Tento dokument má obvykle každé pracoviště originální (Princ, 2009). Jeho grafika není rozhodující, ale dobrý měrný list by měl protetik nenásilně provést celým procesem zaměření protézy. Relevantních a antropometrických informací a údajů je vždy mnoho a bez této pomůcky by snadno mohlo dojít k opominutí některého důležitého faktu. Měrný list by měl mít, kromě předtištěných kolonek určených k vyplnění a grafického znázornění situace klientova těla, i volnou plochu, určenou pro protetikovy poznámky a vlastní nákresy (Princ, 2009).

V dnešní době zaznamenáváme snahu o digitalizaci údajů o pacientovi pro pozdější kontrolu změn na pahýlu i protéze. Digitální soubory s fotodokumentací nebo dokonce videodokumentací by mohly být v budoucnu jedním z podkladů při schvalovacím procesu protetických pomůcek (Bussiek, 2017).

7.2 Odebrání měrných podkladů

Většina autorů se shoduje na tom, že pro moderní systém podtlakových lůžek je nejvhodnější sádrování negativu lůžka v podtlaku tak, jak je to běžné již řadu let pro výrobu bércového TSB pahýlového lůžka, ovšem s tím rozdílem, že se u kolenního exartikulačního lůžka nejprve odsádruje distální oblast v sádrovacím stojanu v plné zátěži (Princ, 2007).

Obrázek 26 První krok při výrobě sádrového negativu



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Je výhodné podložit distálně sádrovaný pahýl destičkou z měkkého pěnového materiálu (např. 12. mm Plastazot) tak, aby došlo před tvrdnutím sádry k dokonalému vytlačení a okopírování distálního tvaru kondylů femuru a dolní oblasti pately v tvrdnoucích sádrových longetách. Teprve poté se na pahýl navinou sádrová obinadla a celek se odsaje pomocí vývěvy tak, jak to je běžné při výrobě TSB lůžka u TT protéz (Bachura, 2009).

Obrázek 27 Sádrování v podtlaku



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

V posledních letech se do popředí dostávají systémy 3D scannerů a digitální CAD CAM modelace a výroba pahýlového lůžka. Výsledný produkt je potom CNC frézou vyrobený korigovaný model z tvrdé PU pěny. U TT protetiky se tento způsob na některých pracovištích úspěšně etabloval. U KD protetiky je tento způsob zatím ve stadiu zkoušek a ověřování dobré funkce (Baumeister, 2016).

7.3 Výroba modelu

U konvenčního způsobu korekce modelu se zpravidla tvar a objem distálního konce respektuje a provádí se jen zahlazení nerovností. V suprakondylární oblasti se už plynule zvětšuje redukce na 3, 4 a v proximální oblasti i 5% redukce objemu (Princ, 2007). Jak popisuje Baumeister (2016), je vhodné na mediální straně i při redukci stále respektovat mediální plochu adduktorů, aby lůžko bylo mediálně dobře zachyceno a nedocházelo k útlaku adduktorů proximální hranou pahýlového lůžka (Baumeister, 2016).

7.4 Zhotovení zkušební protězy

Jak na zkorigovaný sádrový model, tak na vyfrézovaný model z PU pěny, se natáhne zkušební lůžko osvědčenou metodou **hlubokého tažení** (Princ, 2009).

Obrázek 28 Výroba zkušebního KD lůžka metodou hlubokého tažení

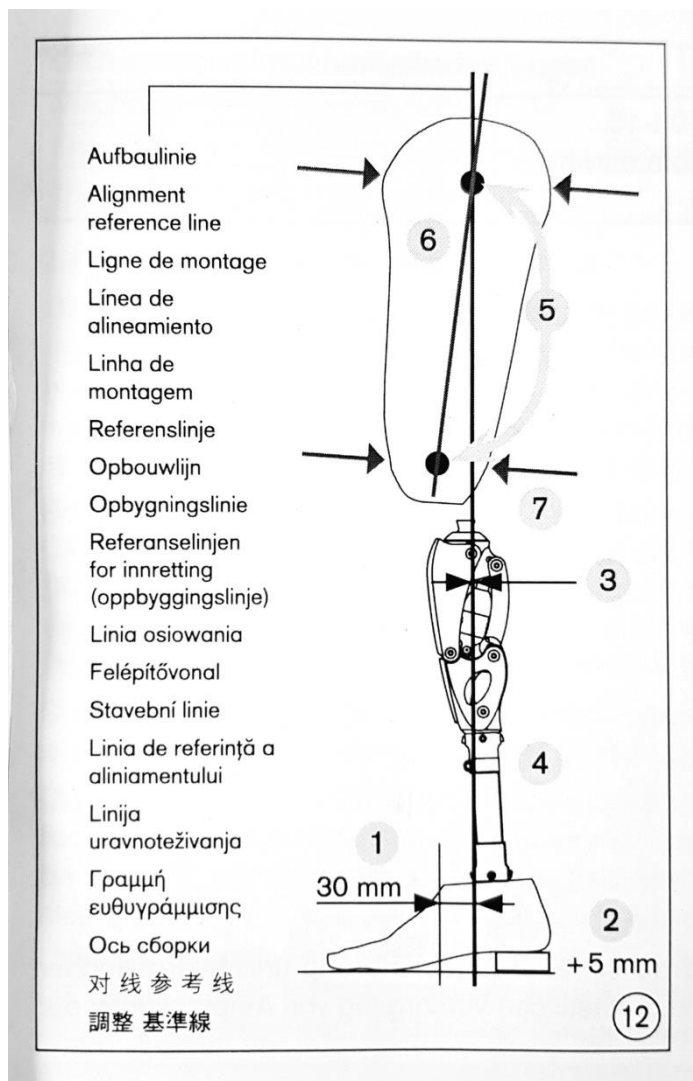


Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

7.5 Zkoušení a optimalizace lůžka i stavby

Při výrobě zkušební protězy je nutno dodržovat doporučení výrobce použitých protézových dílů pro statickou stavbu (Princ, 2007).

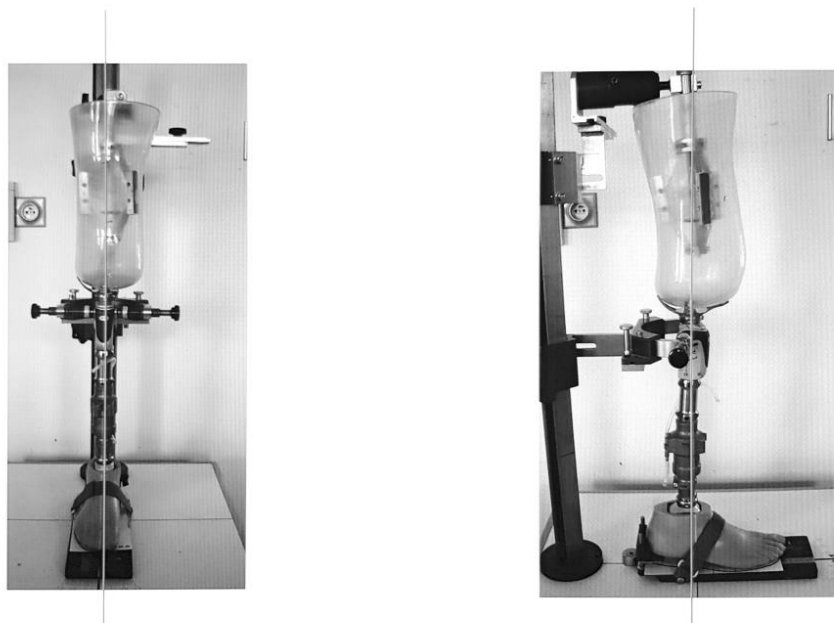
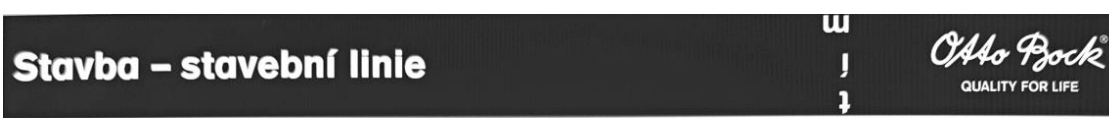
Obrázek 29 Doporučení výrobce pro statickou stavbu



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Pro optimální konstrukci a sestavení protézového lůžka a ostatních komponentů slouží stavěcí přístroj pro statickou stavbu, v němž se upevní chodidlo, kolenní kloub a protézové lůžko, a podle předem definovaných pravidel se vzájemně vyladí pozice. Pro vizuální kontrolu se dříve používal systém spuštěných olovníc, který dnes nahradily laserové paprsky.

Obrázek 30 Statická stavba ve stavěcím přístroji



Konstrukce a stavba protéz pro exartikulaci v kolenním kloubu

Strana 11

Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

Kolenní klouby pro KD mají oproti TF variantě jednu nevýhodu, a to že kvůli co nejnižší stavební výšce nejsou na proximální straně ukončeny standardním pyramidovým rozhraním s kotvou, ale zvláštním druhem KD ukotvení. To umožňuje snížit stavební výšku na minimum, na druhé straně to nedovoluje seřízení stavby v běžném A-P a M-L směru. Dovoluje jen rotaci cca +/- 15°. Proto je dokonalé seřízení a vyzkoušení KD protézy při zkoušce nezbytné. Znamená to ovšem provést korekci stavební pozice pahýlového lůžka vs. kolenního kloubu vždy tak, že se lepený spoj rozruší a komponenty se znovu připevní v korigované pozici (Princ, 2007). Tento proces je tak náročný na čas, trpělivost, přesnost a také prostorovou představivost.

Při dynamické zkoušce je vhodné provést v rámci optimalizace stavby kontrolu na pomocných zařízeních jako je L.A.S.A.R. posture a diagnostický chodník.

Obrázek 31 Doporučení výrobce pro dynamickou stavbu



Zdroj: archiv Otto Bock ČR, Zruč -Senec

V praxi se osvědčil takový postup, kdy se po provedení dobrého seřízení a kontrole funkce zkušební protézy pomůcka na několik dní propůjčí klientovi na odzkoušení v dlouhodobém režimu (Theide, 2008). Tento postup sice celkovou dobu výroby protézy prodlužuje, ale dokonalá znalost všech funkcí pomůcky a prověření bezchybné stavby i komfortu jsou nezbytné (Princ, 2009).

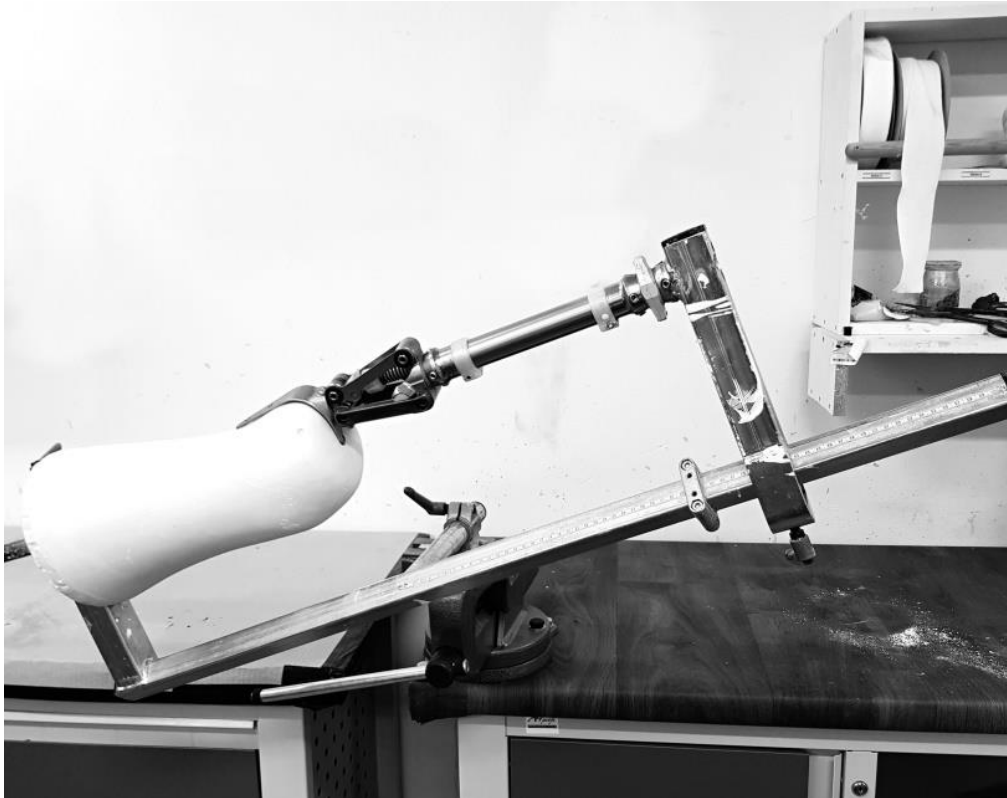
7.6 Dohotovení a předání pomůcky

Teprve po důkladném odzkoušení a prověření funkčnosti protézy při používání v různých režimech, typech povrchů, schodů a ramp, je možno přikročit k zhotovení konečného lůžka. Možností je několik, vždy záleží na aktivitě pacienta a stavu jeho pahýlu.

Tento způsob výroby protézy předpokládá následný přenos vzájemné pozice pahýlového lůžka a kolenního kloubu pomocí přenášečích přístroje. Jedině tak je možné

přesně přenést a následně vyrobit finální protézové lůžko bez dalšího kola zdlouhavého zkoušení a korigování pozice kolenního kloubu.

Obrázek 32 Přenášení pozice kotvy a pahýlového lůžka



Zdroj: vlastní

Některé progresivní metody, jako výše popsané PBSS pahýlové lůžko, by se ani jinak vyrobit nedaly.

8 DISKUZE

Není tomu tak dlouho, kdy byla exartikulace v kolenním kloubu v lékařské literatuře nedoporučována nebo ignorována. Ačkoli je tento fakt dnes již přesvědčivě vyvrácen, nezanedbatelná část lékařské veřejnosti se stále tomuto typu zákroku vyhýbá. Dokonce jsem se setkal na jedné odborné konferenci s názorem chirurga, že raději provádí vysoké TF amputace, protože to vnímá jako „sázku na jistotu“. Tento názor je však v dnešní době neudržitelný. Během mé více než patnáctileté protetické praxe jsem se setkal s mnoha pacienty, jejichž stehenní pahýl byl tak dlouhý, že transfemorální amputace byla provedena na samém distálním okraji epifýzy. Dá se předpokládat, že značné procento, takto dlouhých stehenních amputací by bylo možno realizovat jako pahýl exartikulační. Tento rozdíl, na první pohled nevelký, jde třeba jen o pět centimetrů delší pahýl, je ve skutečnosti zásadní.

Ačkoli se s ním často srovnává, vybavení uživatelů po kolenní exartikulaci vyžaduje zcela jiný přístup, než vybavení po stehenní amputaci. Exartikulační pahýl je nášlapný a tedy přenos zátěže je odlišný jak od TF, tak i TT lůžka. Aktivita pacientů po exartikulaci v kolenním kloubu je vždy mnohem vyšší než u pacientů po amputacích transfemorálních. A to se netýká jen mladších pacientů. Právě naopak, u starších polymorbních pacientů, často velmi zesláblých po někdy mnohaměsíčních hospitalizacích, je tento rozdíl, ve smyslu prvních kroků a začátku rehabilitace, ještě markantnější. Občas se stane, že starší a chorobami zesláblý pacient přes všechnu snahu lékařů a fyzioterapeutů obsluhu stehenní protézy nezvládne. Pomůcka tak nadále slouží jen jako nástroj vertikalizace a kosmetická náhrada. Samostatnou chůzi pacient nezvládá. Za celou mou praxi jsem se nesetkal s podobným problémem u kolenní exartikulace. Této jednoduché myšlenky se týká první část mé práce o exartikulaci v kolenním kloubu. Náročnost a tedy i efektivita rehabilitace amputovaného je prostě přímo úměrná rozsahu ztracených funkcí.

Bohužel amputace není kvalifikována jako diagnóza, a proto přesné statistiky nejsou k dispozici. Bylo by jistě velmi zajímavé, kdyby bylo možné statisticky spojit diagnózy vedoucí k amputacím, úrovně provedených zákroků a porovnat je v čase. Pevně věřím, že se dlouhodobě snižuje poměr transfemorálních amputací ve prospěch transtibiálních amputací. V tomto smyslu by bylo jistě prospěšné, kdyby se alespoň část transfemorálních amputací, mohla změnit na exartikulace v kolenním kloubu. Toto přání sdílí i velká část odborné veřejnosti a i z těchto důvodů firma Otto Bock ve spolupráci s několika většími protetickými firmami pořádá každoroční semináře v anatomickém ústavu university v Innsbrucku na téma

kolenní exartikulace, kde se mohou čeští chirurgové a ortopedové zdokonalit v teorii a praxi provádění exartikulací v kolenním kloubu.

V druhé části mé práce se zabírám konkrétními způsoby řešení exartikulace v kolenním kloubu. Při shromažďování podkladů jsem byl potěšen shodou, jaká panuje v pohledu na směr a budoucnost exartikulační protetiky. Všechny dostupné prameny poukazovaly na jednoznačnou výhodu podtlakových, plně kontaktních, pahýlových lůžek, vybavených gelovým linerem. Myslím, že výroba klasických kontejnerových lůžek s vyložení z pěnových materiálů v moderním pohledu neobstojí, nejvýše jako interim vybavení. Rozumím tomu, že v minulosti, při nedostatku jiných vhodných řešení a materiálů, bylo nutno takovéto pomůcky vyrábět. Konečně, chodili na nich celé generace pacientů. Neblahý vliv dlouhodobého používání těchto typů pomůcek je však již dnes nezpochybnitelný. Věřím, že moderní protetika se dostala již na tu úroveň, že nestačí jen postiženého člověka vybavit pomůckou a kompenzovat jeho hendikep, ale naší snahou by měl být i dlouhodobý pohled a tady se ukazují moderní podtlaková lůžka jednoznačně šetrnější. Vždy se najdou odůvodnitelné výjimky, ale pro naprostou většinu takto amputovaných by mělo být moderní pahýlové plně kontaktní lůžko standardem.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo nashromáždit a smysluplně uspořádat sumu informací o současném pohledu na problematiku exartikulace v kolenním kloubu, a to hlavně z pohledu ortopedické protetiky. Náš obor je velmi malý, a i když se v posledním čtvrt století velmi rozvinul a v mnoha ohledech dohnal vysokou úroveň evropského standardu, je, co se týče publikační a vědecké aktivity, spíše chudý. Já sám jsem se potýkal s potížemi, jak nasbírat dostatek relevantních informací. Teoretických studií, které se zabývají anatomií, chirurgií či ortotikou a protetikou, je poměrně dostatek a to i v českém jazyce, co ale zcela chybí je technický popis vlastní výroby protézových lůžek, odborný postup jak jejich návrhu, tak samotné konstrukce. Například postup sádrování amputačních pahýlů naposledy popsal I. Hadraba v roce 1971. Noví kolegové v oboru tak mohou čerpat pro praxi nezbytné znalosti pouze z ústního sdělení a ze zkušeností starších techniků. Věřím, že s podobnými problémy bojují všichni nově příchozí do oboru. Doufám, že tato práce bude užitečná a pomůže začínajícím kolegům nebo poslouží jako část podkladů pro přípravu učebního textu.

Dalším, z mého úhlu pohledu podstatným, problémem je nedostatečná provázanost jednotlivých profesí, které se podílí na konkrétních fázích péče o pacienta před, při a po amputaci. Zatímco například v Německu je interdisciplinarita něčím zcela samozřejmým, u nás často komunikace mezi jednotlivými odborníky vážne. Naším zájmem by měla být především co nejkvalitnější péče o pacienta, a ta se bez dobré spolupráce mezi lékařem, protetikem a fyzioterapeutem podle mne zajistit nedá.

Celý svět se velmi rychle mění a nové technologie a aplikovaný výzkum neustále přináší nové možnosti a výzvy. Mám za to, že princip celoživotního vzdělávání by měl být samozřejmý ve všech oborech lidské činnosti. V oboru ortopedické protetiky je naprosto nezbytný a každý, kdo to s naším oborem myslí vážně, by se měl neustále vzdělávat a zdokonalovat. Nad přípravou této práce jsem strávil mnoho hodin, což nepochybně přispělo k prohloubení mých znalostí o oboru ortopedické protetiky.

POUŽITÉ ZDROJE

AGARVAL, Ak. *Essentials of Prosthetics & Orthotics with MCQs & Disability Assessment Guidelines*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD, 2013. ISBN 978-93-5090-437-4.

BACHURA, Marek a Vladan PRINC. *Využitie podtlaku v protetike DK. Ortopedická protetika*. 2008/15. ISSN: 1212-6705.

BAUMEISTER, Tim. *Orthopädiotechnische Versorgungsmöglichkeiten nach Knieexartikulation. Orthopädie Technik*. 2016/10. ISSN 0340-5591.

BAUMGARTNER, René. *Knee disarticulation versus above-knee amputation. Prosthetics and Orthotics International*. 1979/3, ISSN: 0309-3646.

BAUMGARTNER, René. *Amputation und Prothesenversorgung*. 3.vyd. Stuttgart: Thieme, 2008. 469 s. ISBN 978-3-13-136153-0.

BAUMGARTNER, René and Pierre BOTTA. *Amputation und Prothesenversorgung*. 3. vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme Georg Verlag, 2007. str. 469. ISBN: 978-3-13-136153-0.

BERKA, Ivan, Vladimír HAVLÍČEK a Pavel JANÍČEK. *Exartikulace v kolenním kloubu a následné protetické řešení. Ortopedická protetika*. 2002/11. ISSN: 1212-6705.

BEHR, James, Janna FRIEDLY, Ivan MOLTON, David MORGENROTH, Mark P. JENSEN and Douglas G. SMITH. *Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: Comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites. Journal of Rehabilitation Research & Development*. Volume 46 Number 7, 2009. ISSN 0748-7711.

BROZMANOVÁ, Blažena. *Ortopedická protetika*. Martin: Osveta, 1990, 480 s., ISBN 80-217-0133-1.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.

DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.

DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. 2. přepracované vydání, Praha: Grada, 2014. ISBN: 978-80-247-4357-8.

GREITEMANN, Bernhard a kol. *Amputation und Prothesenversorgung*, 4. vydání, Stuttgart: Thieme Verlag, 2016. ISBN: 9783131361547.

GREITEMANN, Bernhard. *Exartikulace v koleni a transkondylární amputace – operativní postupy, problémy, možnosti řešení. Ortopedická protetika*. 2017/20. ISSN: 1212-6705.

HADRABA, Ivan. *Stavba protetických pomůcek*, 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, 129 s., ISBN 8070131381.

HADRABA, Ivan. *Sádrovací technika v ortopedické protetice*. Praha: Ergon, n.p/Ortopedické protetiky, 1971, 172 s

KAPHINGST, Wieland. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002.

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 2: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014a. str. 78. ISBN 978-80-7464-601-0.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 3: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014b. str. 80. ISBN 978-80-7464-602-7.

KRISTINÍKOVÁ, Jarmila. *Protetická fyzioterapie: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. str. 96. ISBN 978-80-7464-515-0.

MAZET, Robert, Jr. a Charles A. HENNESSY. *Knee disarticulation: a new technique and a new knee-joint mechanism. Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*. Northwestern University, 1966, 20 (1), stránky 39-53.

MROČKOVÁ, Ivana. *Rehabilitace po amputacích pro diabetické komplikace. Sestra*. 2011, 21(6), stránky 62-63. ISSN: 1210-0404.

MURDOCH, George. *Knee disarticulation amputation*. Bulletin of prosthetics research. [Online] c1968 [Citace: 6. červenec 2016] stránky 14-18 Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/68/5/1/14.pdf>

NORMA ISO/DIS 13405-2. *Prosthetics and orthotics -- Classification and description of prosthetic components -- Part 2: Description of lower limb prosthetic components*. Committee ISO/TC 168, Prostheses and orthotics. 2015. 13 s. 11.040.40.

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

SMITH, Douglas G., John. W. MICHAEL a John H. BOWKER. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, 3.vyd. Rosemont: AAOS, 2007. 963 s. ISBN 0-89203-313-4.

SMUTNÝ, Milan. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2009. 64 s. ISBN 978-80-254-3820-6.

SOSNA, Antonín. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. 175 s. ISBN: 80-7254-202-8.

VAN DER MEIJ, Willem K. N. *No leg to stand on*. Groningen, 1995. 252 s., ISBN 90-9008240-9.

VÉLE, František. *Kineziologie – přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WETZ, H. H., L. LINKEMEYER, J. WUHR a Burkhard DRERUP. *Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen*. *Orthopädie-Technik*. 2009/02. ISSN 0340-5591.

Ústní sdělení

BACHURA, Marek. *Harmony*. Zruč-Senec: Certifikační školení, 16.3.2009-17.3.2009.

BAUMGARTNER, René. *Anatomiekurs*, Innsbruck. Seminář, 21.-22. 9. 2012.

BELLMANN, Marc. *E-Leg Therapy Seminar for Kenevo and Genium*. Duderstadt. Seminář, 20.4.2017.

BUSSIEK, Kai. *Genium / Genium X3 Expert*. Duderstadt. Seminář, 27.6.2017 - 28.6.2017.

PRINC, Vladan. *Technické vybavení pacienta při exartikulaci v kolenním kloubu*. Zruč-Senec. Seminář, 26.3.2007– 27.3.2007.

PRINC, Vladan. *Harmony*. Zruč-Senec: Certifikační školení, 16.3.2009-17.3.2009.

PRINC, Vladan. *Pahýlová lůžka pro TF amputované, stupeň aktivity 3 – 4*. Zruč-Senec: Seminář, 19.4.2011.

PRINC, Vladan. *Biomechanika TF protéz*. Zruč-Senec: Seminář, 4.6.2012 – 4.6.2012.

THEIDE, Frederik. *Certifikace C.Leg*. Duderstadt. Seminář, 13.10.2008-17.10.2008.

SEZNAM ZKRATEK

CAD-CAM - Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

CNC - Computer Numerical Control

DK - dolní končetina

FOPTO - Federace ortopedických protetiků technických oborů

HTV - High Temperature Vulcanizing

ISNY - Icelandic Swedish New York flexible socket system

KD - knee disarticulation

L.A.S.A.R. – Laser assisted static alignment reference

PBSS - Pohligh Bionic Socket System

PE - polyethylen

PU - polyuretan

RTV – Room-Temperature-Vulcanizing

SEBS - Styrol-Ethylen-1-Buten-Styrol-Dreiblockcopolymer

SI - silikon

TF - transfemorální

TSB - Total Socket Betung

TT - transtibiální

WWS - Kontejnerové lůžko s částečným, nebo průběžným vnitřním lůžkem a suprakondylárním vyložení

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Nitrokloubní vazy kolenního kloubu

Obrázek 2 Základní typy amputací - názorné vymezení amputační lokalizace

Obrázek 3 Ambroise Paré

Obrázek 4 Uložení pahýlu pomocí objímek a pásů

Obrázek 5 Dominique Jean Larrey

Obrázek 6 Pilonová protéza

Obrázek 7 TF protézy (Heine, 1811)

Obrázek 8 Exartikulace v kolenním kloubu

Obrázek 9 Patela s tlakovými problémy na pahýlovém lůžku stojící příliš hluboko v důsledku přišití k pahýlům zkřížených vazů

Obrázek 10 Schéma kolenní exartikulace

Obrázek 11 Vytváření kožních laloků

Obrázek 12 Schéma pooperační techniky bandážování

Obrázek 13 Pahýlové lůžko s mediální oporou na adduktorové skupině.

Obrázek 14 Dynamická stavba v L.A.S.A.R. Posture

Obrázek 15 Kontejnerové lůžko s vnitřním lůžkem (WWS)

Obrázek 16 Lůžko WWS u KD protézy

Obrázek 17 Modifikované kontejnerové lůžko 1

Obrázek 18 Modifikované kontejnerové lůžko 2

Obrázek 19 Podtlakové plně kontaktní ulpívací lůžko

Obrázek 20 Princip podtlakového ulpění

Obrázek 21 KD rámové lůžko s jednocestným ventilem a těsnící manžetou

Obrázek 22 Aplikace krokoměru.

Obrázek 23 PBBS pahýlové lůžko

Obrázek 24 Detail přirozené deformace pahýlového lůžka v sedu

Obrázek 25 Měrný list pro výrobu KD protézy

Obrázek 26 První krok při výrobě sádrového negativu

Obrázek 27 Sádrování v podtlaku

Obrázek 28 Výroba zkušebního KD lůžka metodou hlubokého tažení

Obrázek 29 Doporučení výrobce pro statickou stavbu

Obrázek 30 Statická stavba ve stavěcím přístroji

Obrázek 31 Doporučení výrobce pro dynamickou stavbu

Obrázek 32 Přenášení pozice kotvy a pahýlového lůžka

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Vývoj amputací

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Pístový pohyb v pahýlovém lůžku

Graf 2 Pístový pohyb v lůžku, rozdílná efektivita různých typů pahýlových lůžek