

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

Kryštof Janda

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Kryštof Janda

Studijní obor: Ortotik - Protetik (5345R026)

**BIOMECHANIKA A STAVBA TRANSFEMORÁLNÍCH
PROTÉZ**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.

PLZEŇ 2018

POZOR! Místo tohoto listu bude vloženo zadání BP s razítkem. (K vyzvednutí na sekretariátu katedry.) Toto je druhá číslovaná stránka, ale číslo se neuvádí.

Prohlášení

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

V Plzni dne 26. 03. 2018.

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování

Děkuji panu prof. Ing. Jiřímu Křenovi, CSc. za odborné vedení práce, poskytování cenných rad, materiálních podkladů a zpracování dat modelové úlohy. Dále děkuji pracovníkům firmy Otto Bock ČR především Vladanu Princovi a pracovníkům firmy Protetika Plzeň za poskytování odborných rad a materiálů.

Anotace

Příjmení a jméno: Janda Kryštof

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Biomechanika a stavba transfemorálních protéz

Vedoucí práce: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.

Počet stran – číslované: 59

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 24

Počet příloh: 12

Počet titulů použité literatury: 34

Klíčová slova: biomechanika, transfemorální protézy, stavba transfemorálních protéz, biomechanika kolenních kloubů, stehenní amputace

Souhrn:

Bakalářská práce se zaměřuje na stavbu transfemorálních protéz s využitím znalostí biomechaniky. V práci jsou popsány vybrané aspekty důležité pro dobré řešení problémů stavby transfemorálních protéz s využitím informací ze zahraniční i domácí odborné literatury a možností dalšího využití jako ucelený odborný text.

Annotation

Surname and name: Janda Kryštof

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Biomechanic and construction of transfemoral prostheses

Consultant: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.

Number of pages – numbered: 59

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 24

Number of appendices: 12

Number of literature items used: 34

Keywords: biomechanics, transfemoral prosthesis, construction of transfemoral prosthesis, biomechanics of knee joints, above-knee amputation

Summary:

Bachelor thesis focuses on the construction of transfemoral prostheses using the knowledge of biomechanics. The thesis describes selected aspects important for the good solution of the problems of transfemoral prosthesis construction using information from foreign and domestic literature and possibilities of further use as a comprehensive expert text.

OBSAH

ÚVOD.....	11
1 CÍL A ÚKOLY PRÁCE	13
2 CO JE TO BIOMECHANIKA	14
2.1 Historie biomechaniky	14
3 BIOMECHANICKÉ PROBLÉMY A JEJICH ŘEŠENÍ.....	16
4 HISTORIE VÝVOJE TRANSFEMORÁLNÍCH PROTÉZ	18
4.1 Starověk	18
4.2 Středověk	20
4.3 Renesance (16. až 18. století)	21
4.4 19. století.....	23
4.5 20. Století.....	28
5 AMPUTACE	30
5.1 Amputační techniky v oblasti stehna	31
5.1.1 Gilotinové (cirkulární) amputace	31
5.1.2 Lalokové amputace.....	31
5.2 Operační úpravy pahýlů.....	32
5.3 Indikace a komplikace amputací.....	33
6 PROTETIKA	34
6.1 Chůze na protéze dolní končetiny.....	34
6.1.1 Rozdělení fází chůze s TF protézou	34
6.2 Odchytky chůze s TF protézou	35
6.2.1 Odchytky chůze s TF protézou v sagitální (A-P) rovině.....	36
6.2.2 Odchytky chůze s TF protézou ve frontální (M-L) rovině	37
6.3 Transfemorální pahýlová lůžka	38
6.3.1 Základní úkoly pahýlového lůžka	38
6.3.2 Základní funkce pahýlových lůžek.....	39
6.3.3 Mechanismy připojení lůžka k pahýlu.....	41
6.4 Typy kolenních kloubů	41
6.4.1 Monocentrické kolenní klouby.....	42
6.4.2 Polycentrické kolenní klouby	42
6.4.3 Mikroprocesorově ovládané kolenní klouby	43
6.5 Typy protetických chodidel	44
6.6 Stavba transfemorálních protéz	45
6.6.1 Základní stavba.....	45
6.6.2 Statická korekce.....	46

6.6.3	Dynamická korekce	48
7	BIOMECHANIKA	48
7.1	Biomechanika fyziologického kolenního kloubu	49
7.1.1	Tlumení nárazu	50
7.1.2	Střední fáze stoje	50
7.1.3	Přechod do švihové fáze	50
7.1.4	Švihová fáze	50
7.2	Biomechanické aspekty stoje a chůze s TF protézou.....	51
7.3	Pohyby v protetických kolenních kloubech.....	52
7.3.1	Pohyb v kolenním kloubu bez zatížení.....	52
7.3.2	Pohyb kolenního kloubu při zatížení	52
7.4	Základní biomechanické vlastnosti TF protézy	54
7.4.1	Umístění jednoosých kolenních kloubů	55
7.4.2	Umístění víceosých kolenních kloubů.....	55
7.4.3	Funkční délka protézy ve střední švihové fázi	55
7.5	Biomechanika vícečlenných kolenních kloubů	56
8	MODELOVÁ ÚLOHA SILOVÉHO ZATÍŽENÍ TF PROTÉZY	57
8.1	Anteriorní posunutí lůžka	62
8.2	Posteriorní posunutí lůžka	63
8.3	Posteriorní natočení lůžka (kolem M-L osy)	65
	DISKUZE	67
	ZÁVĚR.....	69
	LITERATURA A PRAMENY	70
	SEZNAM ZKRATEK	73
	SEZNAM TABULEK	74
	SEZNAM OBRÁZKŮ	75
	SEZNAM PŘÍLOH	76
	PŘÍLOHY	77

ÚVOD

V současné době jsou vlivem rostoucího výskytu traumatických poranění a hlavně cévních onemocnění amputace dolních končetin velmi časté. Správně postavená a upravená protetická pomůcka je klíčem k opětovnému začlenění těchto pacientů do jejich rodinného, společenského a pracovního prostředí. Spolu s transtibiálními protézami (TT protézy) jsou transfemorální (TF protézy) protézy jednou ze dvou základních kategorií protéz dolních končetin. Skládají se z protetického chodidla, trubkového adaptéru, kolenního kloubu a stehenního pahýlového lůžka (Bowker, 1992). V protetice dolních končetin jsou protézy navrženy tak, aby co nejvíce nahrazovaly funkci a vzhled chybějící dolní končetiny. Protézy dolních končetin mohou být exoskeletální (protéza s obvodovou nosností – nosným prvkem je plášť, který současně zajišťuje konstrukci i tvar; starší systém protézy s rozdělením obecně na pahýlové lůžko, kolenní kloub v jednom celku s lýtkem a chodidlo s kotníkem) nebo v současné době nejčastěji používaná endoskeletárně – modulární (protéza s centrálně vedenou zátěží, kdy je tíha pacienta přenesena na zem prostřednictvím trubkového adaptéru vycházejícího přibližně ze středu pahýlového lůžka) (Lee, 2003; Koreň, 2016). Mezi základní komponenty těchto protéz patří pahýlové lůžko, kolenní kloub, trubkový adaptér, chodidlo s kotníkem.

Chůzi lze definovat jako souběžný pohyb celého těla, hlavy, trupu, horních končetin a hlavně jako metodu použití dolních končetin k lokomoci člověka. Z hlediska biomechaniky je chůze sledována v prostoru a čase, je základní pohybovou dovedností člověka a reflektuje jeho individuální pohybové vlastnosti, které biomechanika zkoumá (Majerník, 2014). Základní jednotkou chůze je krok, který je rozdělen do dvou základních fází: fáze opory a fáze kyvu. Tyto dvě fáze jsou procentuálně rozděleny 60:40 ve prospěch fáze opory, jinak také označované jako fáze stojná. Krok lze také označit jako dobu a pohyb, který urazí jedna dolní končetina od prvního kontaktu paty s podložkou až po opětovný kontakt té stejné paty s podložkou. Mezi těmito dvěma kontakty musí ještě také proběhnout odval chodidla a odraz prstů nohy od podložky (Seymour, 2002).

Distribuce tělesné tíhy na jednotlivé končetiny je u zdravých jedinců stojících na obou nohách zhruba 50:50, což zajišťuje ideální rozložení tíhy těla a zabraňuje jednostrannému přetěžování kloubů jedné dolní končetiny. V tomto rovnovážném stavu se také nezvyšuje spotřeba energie vynucená kompenzačními pohyby. U člověka s jednostrannou amputací v dolní končetině se zátěž vždy částečně přenesla na stranu

zdravé končetiny. Pokud však pacient dostane vhodně navržené a správně vyrobené vybavení, lze tento jev téměř úplně zredukovat (Sanders, 1998).

Pro přehlednost a usnadnění orientace je bakalářská práce rozdělena do sedmi kapitol.

V první kapitole je stručně popsáno, co je biomechanika a jak probíhal historický vývoj této vědy od starověku po současnost.

Druhá kapitola je věnována biomechanickým problémům, jejich určení a možnostech řešení za pomoci různých nástrojů a mechanismů.

Třetí kapitola obsahuje chronologický výčet vývoje konstrukcí transfemorálních protéz, materiálů používaných k výrobě transfemorálních protéz a jejich využívání.

Čtvrtá kapitola je věnována stručnému popsání amputačních technik v oblasti stehna, operačním úpravám pahýlů a také indikacím k amputacím a komplikacím, které mohou při amputacích vzniknout.

Pátá kapitola obsahuje informace o chůzi s transfemorální protézou, výčet a vlastnosti důležitých částí transfemorálních protéz jako jsou kolenní klouby, pahýlová lůžka a protézová chodidla. Obsahuje rovněž popis principů stavby transfemorálních protéz.

V šesté kapitole se práce zabývá biomechanickými vlastnostmi kolenních kloubů z pohledu fyziologických i mechanických hledisek.

Šestá kapitola obsahuje modelový příklad silového zatížení zjednodušeného modelu transfemorální protézy s monocentrickým kolenním kloubem. Věnuje se především analýze změn zatížení pahýlového lůžka při různém nastavení jeho flexe nebo jeho posunutí v sagitální rovině.

1 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této teoretické bakalářské práce je přiblížit problematiku biomechaniky a stavby transfemorálních protéz z historie až po současnost formou literární rešerše. K pochopení principů fungování tohoto druhu protéz je potřebné mít alespoň základní znalosti o amputacích, jejich indikacích, operačních provedení a komplikacích. Neméně důležité je znát fungování protézových dílů, zejména kolenních kloubů a jejich mechanické vlastnosti. A v neposlední řadě je třeba mít alespoň základní znalosti z fyziky a mechaniky, které jsou důležité pro pochopení chování a vlastností protézy celku. Cílem této práce je také podat názorný přehled o oboru ortopedické protetiky v oblastech společného zájmu s oborem biomechaniky v otázkách stavby transfemorálních protéz tak, aby práce mohla sloužit také jako výuková pomůcka. K tomu může dobře přispět i uvedená modelová úloha silového zatížení TF protézy. Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:

1. Dlouhodobý sběr informací, zdrojů a odborné literatury;
2. Analýza získaných dat;
3. Zpracování faktů přehledným a logickým způsobem.

Tyto výsledky budou uceleny, diskutovány a shrnuty v závěru práce.

2 CO JE TO BIOMECHANIKA

Obecně lze biomechaniku definovat jako mechaniku aplikovanou v biologii. V současnosti je biomechanika považována za samostatný vědní obor, který aplikuje znalosti a zákonitosti z obecné mechaniky do oborů biologie, medicíny, tělovýchovy a sportu nebo i kriminalistiky. Zjednodušeně lze říci, že pojem biomechanika v sobě ukrývá studium mechanických zákonitostí, vlastností biomateriálů a obecně biologických systémů. Jinými slovy biomechanika z hlediska obecné mechaniky analyzuje působení vnějších a vnitřních účinků na biologické reakce živého organismu. Zde se konkrétně dotkneme částí biomechaniky výpočtové s použitím konstruktivního přístupu pro výrobu klinické, v tomto případě protetické, pomůcky (viz příloha 1; Křen, 2001).

2.1 Historie biomechaniky

Biomechanika je často považována za vědu 20. století. Není to ale zcela správně. Je sice pravdou, že právě ve 20. století došlo k jejímu bouřlivému rozvoji (především díky rozvoji ostatních fyzikálních disciplín jako je termodynamika, přenos tepla a hmoty, kybernetika, počítačové modelování atd.), ale počátky biomechaniky lze vystopovat již v době antiky. Na základě dochovaných historických pramenů můžeme pozorovat, že biomechanickými otázkami se zabývali již učenci jako Demokritos (460-370 př. n. l.), který si vysvětloval vlastnosti neživé i živé hmoty na základě své specificky chápané teorie „atomismu“. Dalším byl například Hippokrates (400-370 př. n. l.), jenž pozoroval obnovení mechanické funkce zlomené kosti a zjistil, že základem dotvoření kostní tkáně v místě zlomeniny je kostní dřev. Za praotce biomechaniky lze však považovat Aristotela (384-322 př. n. l.). Ten jako první zdůraznil důležitost propojení fyziky a živých objektů ve svém díle „O částech živých tvorů“. Dokázal také prezentovat komplexní anatomický popis a fyziologické funkce některých vnitřních orgánů, jako např. peristaltické pohyby močovodu. Jeho popis je dosti přesný s ohledem na dnešní znalosti odvádění moči z ledvin do močového měchýře. Také v období renesance se biomechanika dočkala rozvoje. A to především díky práci Leonarda da Vinci (1452-1519), který jako první popsal např. mechaniku pohybu lidského těla. Da Vinci zkoumal i mechaniku pohybu zvířat, konkrétně ptačího letu, který se mu však nepodařilo napodobit létajícími stroji vlastní konstrukce.

Slovo biomechanika je složenina názvů dvou vědních oborů – biologie a mechaniky. Chronologicky je třeba začít mechanikou. Slovo „mechanika“ jako první použil Galileo Galilei (1564-1642) v knize „Dvě nové vědy“ (1638), ve které popisuje síly,

pohyb a pevnost materiálů. Rozvoji jeho myšlenek se v průběhu let díky novým objevům, mimo jiné také díky Galileem zkonstruovanému mikroskopu zcela moderního stylu z roku 1609 a rozvoji vědy jako takové, věnovalo mnoho dalších badatelů. Pojem „biologie“ byl poprvé použit v knize „Hydrologie“ (1801) francouzským přírodovědcem Lamarckem (1744–1829). Největší zásluhu na všeobecném přijetí termínu „biologie“ a také na rozvoji této disciplíny má G. R. Treviranus, který v roce 1802 vydal první část svého šestisvazkového díla, právě s názvem „Biologie“. Před tímto bylo zažité pro biologii používat pojem „přírodní historie“. Nejvýznamnější osobností novodobé biomechaniky je nejspíše již zmíněný Galileo Galilei, kterého lze označit za otce biomechaniky. Studoval nejdříve medicínu, ale později se naplno věnoval fyzice, snad i proto má mnoho jeho objevů k biomechanice přímý vztah. S jeho žáky jsou spjaty první skutečně vědecké práce v oboru biomechaniky. William Harvey (1578-1658) paradoxně bez mikroskopu, pouze na základě vlastní teoretické dedukce popsal, avšak s dnešními znalostmi nepřesně, cirkulaci krve. Na základě pozorování úbytku hmotnosti člověka v čase bez zjevné výměny hmoty položil Santorio Santorio (1561-1636) základy teorie metabolismu. Galileo inspiroval svým matematickým přístupem například i Reného Descartesa, který sestavil matematický model fyziologie živých tvorů (Křen, 2001).

Ve 20. století si dva vědci za své bádání v oboru biomechaniky vysloužili Nobelovu cenu. Byli jimi August Krogh (1874-1949) za svůj objev teorie mikrocirkulace krevní suspenze a Archibald Vivian Hill (1886-1977) za objev základních principů mechaniky svalové činnosti.

V současné době patří v oblasti biomechaniky mezi významné osobnosti americký vědec čínského původu Yuang-Cheng Fung, jehož monografie „Biodynamics: Circulation“, „Biomechanics: Motion, Flow, Stress and Growth“ a „Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues“ jsou cenným zdrojem informací pro biomechaniku z celého světa a společně s dalšími díly tvoří páteř dnešní biomechaniky.

Mezi význačné české zástupce oboru biomechaniky určitě patří Jan Evangelista Purkyně (1787-1869), jakožto významný český představitel propojení fyziologie s mechanikou. Objasn timer například skladbu lamel a buněk u kostí. V Česku ve 20. století je nutné připomenout práce prof. Ing. Jaroslava Valenty DrSc., který jako představitel české biomechanické školy zachytil rychlý rozvoj biomechaniky v tomto století i u nás. Jeho práce se například zabývala biomechanikou srdečně-cévního systému. V současnosti je

biomechanika považována za samostatný vědní obor, který aplikuje znalosti a zákonitosti z obecné mechaniky do oborů biologie, medicíny, tělovýchovy a sportu nebo kriminalistiky. Zjednodušeně lze říci, že pojem biomechanika v sobě ukrývá studium mechanických zákonitostí, vlastností biomateriálů a obecně biologických systémů. Jinými slovy biomechanika z hlediska obecné mechaniky analyzuje vnějšími a vnitřními účinky způsobené biologické reakce živého organismu (Křen, 2001).

3 BIOMECHANICKÉ PROBLÉMY A JEJICH ŘEŠENÍ

„Biomechanika řeší problémy, aby člověk lépe žil, jejím největším problémem ale je, že člověk žije“ (Rosenberg a kol., 2013, str. 15).

V každé historické době se lidé ve společnostech vyspělých kultur a civilizací, ve vztahu k určení a řešení problémů, zabývali více či méně cílevědomě vícero činnostmi, ze kterých s tématem mé práce souvisejí hlavně následující dvě:

- Vyšetřování přírodních jevů a snaha o jejich pochopení (přírodní vědy), využití (aplikační vědy), využití ve vztahu k člověku a jeho zdraví (lékařství), využití k tvorbě technických objektů (technika) atd.
- Tvorba nových objektů různého zaměření - technického (technika), uměleckého (umění), sportovního atd.

Aby lidé mohli řešit uvedené problematiky, využívají pro to tři základní činnosti:

- **výkonné** – jsou činnosti fyzické a psychické, kdy úkony vedoucí k vytyčenému cíli jsou již známé a jednoznačně popsáné, včetně jejich sledu.
- **rozhodovací** – používá se, pokud po skončení jedné určité operace není následující operace přesně určena (není známa, je více možných, je známa, ale není realizovatelná atp.). Je to myšlenková činnost probíhající v mozku člověka.
- **tvůrčí** – je psychická činnost lidského mozku, jejímž cílem a výsledkem je zatím něco neznámé či nerealizovatelné (přístup, postup, operace, výrobek atd.).

K realizaci činností a dosažení jejich cíle se používají dva typy řešení:

- **úlohy**, pokud je známý postup k dosažení cíle, s využitím pouze výkonné činnosti.
- **problémy**, jestliže kromě výkonných činností, vyžaduje dosažení cíle i činnosti rozhodovací, resp. především i tvůrčí.

Objektů, na nichž je možné řešit biomechanické problémy je na zemi, pod zemí i v atmosféře téměř stejné množství jako je jejich celkový počet. Mezi „nebem a zemí“ lze problémy řešit na objektech abstraktních (politika, ekonomie, atd.) a na objektech materiálních (technické, biologické, člověk jako objekt, atd.). Typ problému na objektu, přístup k němu a jeho řešení souvisí s typem objektu, jakým způsobem vznikl, existoval a zanikl, dále také na jeho struktuře, vlastnostech a chování. V této práci se zaměřuji na objekty technické a na bioobjekt - člověka.

Přístupy k řešení problému jsou velice různorodé a představují obsáhlé téma. Jsou přístupy intuitivní a živelné, nebo na druhou stranu přístupy vědecké. Mezi přístupy rozpracované na vědecké bázi patří například syntéza nebo systémová analýza (Křen, 2001).

Systémový přístup je díky své charakteristice ideální pro řešení problémů na procesně složitých objektech, jako je právě i lidský organismus. Charakteristické nástroje systémového přístupu pro úspěšné řešení problémů například jsou:

1. Dodržování **posloupnosti činností** uvědomělých, případně formalizovaných, kdy řešitel dokáže přesně popsat svůj myšlenkový postup od formulace problému k jeho řešení.
2. Prioritou je **analýza problémové situace a problému**. Pro přesnou formulaci problému, cílů problému a jeho hranic jsou důležité doplňkové analýzy, jako jsou např. analýza souboru omezení, naléhavosti řešení, využití databází či použitelných metod nebo analýza možností ověření správnosti řešení.
3. **Strukturované** chápání objektů a procesů na nich probíhajících. Objekty tvoří schéma jako prvky, mezi kterými jsou vazby a mezi vazbami jsou možné další interakce.
4. Objekty posuzovat **účelově** na základě jejich důležitosti z pohledu posuzovaného problému.
5. Na základě důležitosti jednotlivých objektů, jejich klasifikací a kvantifikací (objekty mohou tvořit substrukтуры nadřazené a podřízené) stanovit **hierarchii** objektů.
6. Objekty vyšetřovat jako **otevřené (neizolované) soustavy**. Podstatnost vazeb a interakcí s jejich okolím posuzujeme z hlediska řešeného problému na příslušné rozlišovací úrovni.

7. Při řešení upřednostňovat interdisciplinární a víceoborový přístup aby se zajistilo **komplexní** chápání a řešení problému, které zároveň vyloučí oborovou izolovanost práce.
8. Problémy řešit jako soustavy **závislé na čase** – tedy dynamicky. Analyzováním časově proměnných a podstatnosti jejich změn v čase chceme zajistit parametry objektu tak, aby byly kvalitní a platné i v době, kdy bude problém vyřešen (realizován).

Pro dosažení co nejvyšší efektivity v řešení problémů je nutné dodržet **úrovňovou vyváženost** jednotlivých řešení dílčích problémů, použitých metod, měřících a výpočetních prvků. Vysoká úroveň jednoho prvku řešení (přesnost, kvalita, ...) nezajistí vyšší úroveň celku a stává se tak nerentabilní. Nízká úroveň jednoho prvku zase může znehodnotit i jinak vysokou úroveň řešení problému.

V nestandardních situacích se zdůrazňuje **nenahraditelnost lidského faktoru**, který může zlepšit efektivnost a progresivnost řešení díky vlastnosti heuristiky.

Na závěr by práce na procesu řešení problému měla obsahovat také **analýzu a interpretaci výsledků** dosažených tímto řešením (Křen, 2001).

4 HISTORIE VÝVOJE TRANSFEMORÁLNÍCH PROTÉZ

4.1 Starověk

Není pochyb o tom, že náhrady končetin jednoduchých typů, jako např. tyč zakončená vidlicí, byly používány od počátku lidstva. První dochované písemné zmínky o amputacích pochází již ze starověké Mezopotámie. Na papyrech a mozaikách Chammurapiho zákoníku se dochovalo mnoho informací o tehdejší medicíně. Amputace ruky zde byla ale popisována pouze jako druh trestu za krádeže a nikoliv jako lékařský zákrok. Nicméně z textů je jasné, že pokud měl trest splnit svůj účel a hříšníka neusmrtit, musel být vykonavatel trestu velice zručný v amputační technice, jinak by se tento druh trestu v tehdejší době mohl snadno rovnat trestu smrti. Nejstarším psaným pramenem zmiňujícím amputaci v dolní končetině je indický rukopis Rig-Veda datovaný k roku 1800 před naším letopočtem. Tento manuskript popisuje mimo jiné i historii a vládu královny Vishply, která byla zraněna v bitvě a musela jí být amputována dolní končetina. Královna

si nechala vyrobit nohu železnou, na které se naučila znovu chodit a vrátila se s ní i na bitevní pole (Meij, 1995; Smith, 2007).

První písemná zmínka o protetickém vybavení dolní končetiny na území Evropy pochází od antického učenice, později označovaného za otce dějepisu, Hérodota z Halikarnasu. Ten se ve svém díle „Historie“ zmiňuje o Hegistratovi, perském vojákově a špehovi, který byl ve městském státě Sparta odsouzen k smrti. Hegistratos si kolem roku 484 př. n. l., aby unikl před spartskými vojáky ze skladu, kde měl nohu zaklíněnou do klády, sám provedl amputaci v noze. Po úspěšném útěku a vyléčení nohu nahradil dřevěnou protézou (De Sélincourt, 1954; Meij, 1995).

Nejstarším dochovaným protetickým vybavením dolní končetiny byla protéza nalezená archeology v hrobě poblíž římského města Capua. Její stáří bylo datováno zhruba do roku 300 př. n. l. Tato protéza byla vyrobena ze dřeva a vyztužena bronzovými pláty, které na místě držely bronzové hřeby. Připojení k pahýlu nejspíše probíhalo přes kožené řemínky, které se ale vzhledem ke stáří nenašly. Tuto protézu si však již není možné prohlédnout, protože byla zničena. Muzeum, ve kterém byla vystavena, vyhořelo při německých náletech na Londýn za druhé světové války (Meij, 1995).

Obrázek 1 Protéza z Capui



Zdroj: Knoche, 2006 s. 48

4.2 Středověk

Lékařské knihy z období středověku se o protetických vybaveních obecně, ani o protézách dolních končetin nezmiňují. Představu o vzhledu a úrovni protetického vybavení této doby máme především díky obrazům holandských mistrů Hieronyma Bosche a Pietera Brueghela, kteří ve svých obrazech zachytili v různých úrovních amputované válečné veterány a žebráky. Pro středověk se stává typickou tzv. „kneewalker peg leg“, což lze volně přeložit jako dřevěná pylonová protéza s lůžkem pro flektovaný kolenní kloub. Tento model pro TT amputace se skládal z dřevěné tyče, na které byla ze tří stran (mediálně, laterálně a frontálně) zvýšená plošina, na které amputovaný klečel. Boční zvýšení okrajů umožňovalo lepší stranové řízení a přední zvýšený okraj zabraňoval vyklouznutí pahýlu vpřed. Přichycení k noze zajišťovaly kožené řemínky vedené přes flektovaný pahýl pod kolenem. Výhodou protéz typu kneewalker bylo dobré přenesení tíhy těla na protézu přes flektované koleno, jednoduchost řešení a nízká cena.

Obrázek 2 Protéza typu kneewalker



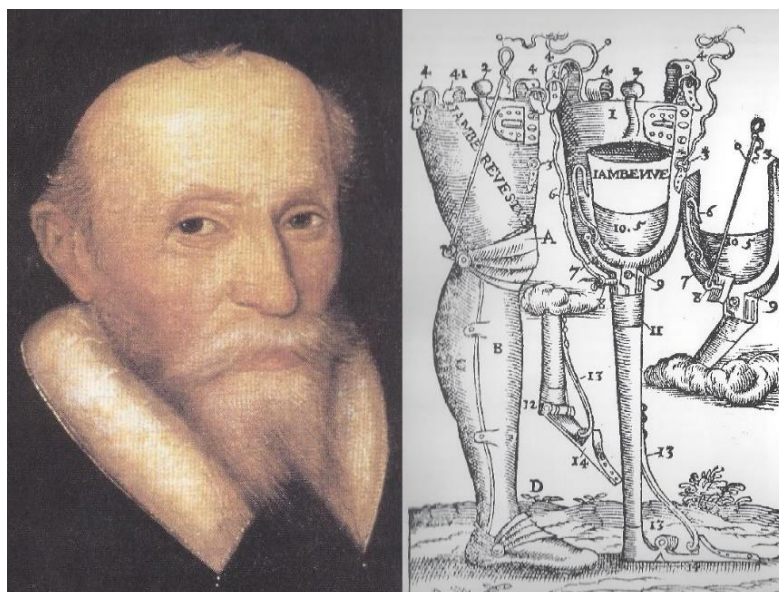
Zdroj: Knoche, 2006 s. 55

V případě oboustranné amputace se využívaly jednoduché dřevěné pylonové protézy nižší stavby pro zajištění lepší stability nebo obdobné řešení lůžka pro flektovaný kolenní kloub jako u typu kneewalker, ale bez prodloužení na délku zdravé končetiny pomocí tyče. Tato nízká řešení protézy se podepisovala i na snížení společenského statutu jedince. Amputovaní nad kolenním kloubem spíše než protézy využívali k lokomoci pouze berle a zdravou končetinu, amputovanou končetinu si při stožení zachytávali či opírali o berli, popřípadě používali závěs pro zachycení amputované končetiny kolem krku a ramenou (Knoche, 2006; Meij, 1995).

4.3 Renesance (16. až 18. století)

Prvním konstruktérem protézy vybavené pohyblivými klouby se v období renesance stal francouzský chirurg Ambroise Paré (1510-1590). Tento vojenský chirurg a vynálezce tzv. medicíny bitevního pole vymyslel některé nové chirurgické nástroje, znovu objevil metodu ligatury (podvazování) tepen jako nahrazení koagulace cév vroucím olejem. Místo kauterizace také používal bandážování pahýlů obvazy se směsí žloutků, růžového a terpentýnového oleje, což se ukázalo být pro pacienty méně bolestivé a jejich zranění se hojila rychleji. Protéza z roku 1552, kterou Ambroise Paré navrhl, byla vyrobena převážně ze železného plechu, a to včetně pahýlové objímky, která byla uvnitř vyložena měkkým lůžkem z kůže.

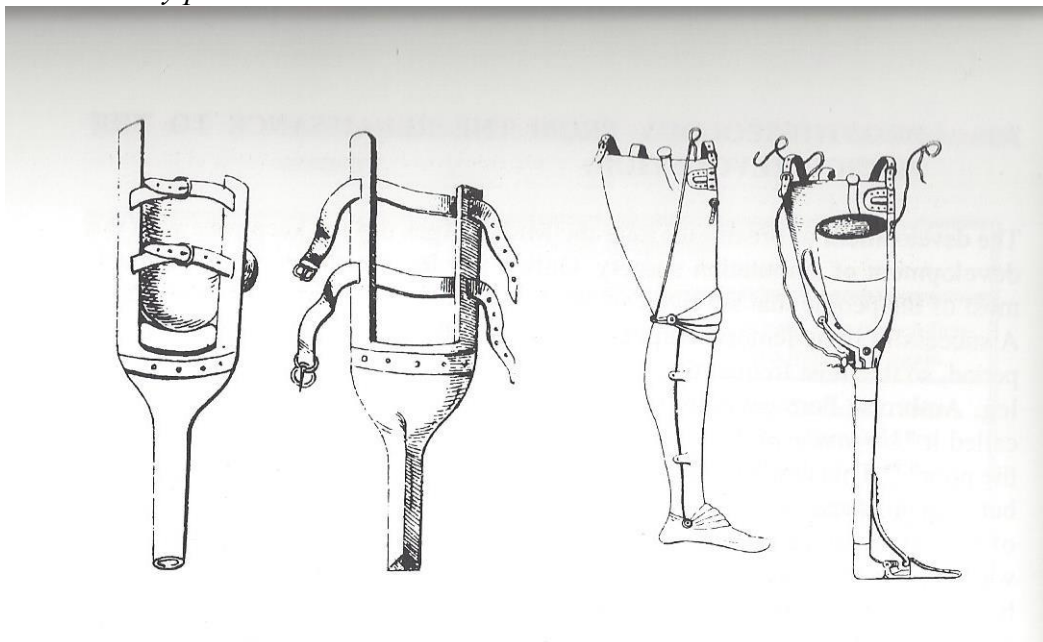
Obrázek 3 Ambroise Paré a jeho model TF protézy



Zdroj: Knoche, 1995 s. 56 - 57

Vnější vzhled protézy připomínala rytířskou zbroj. Pod plechovým pláštěm byla vybavena dvěma klouby. Kolenním kloubem v podobě jednoosého pantu, který byl zamykatelný v extenční pozici díky pružinové západce a pro odemčení doplněný táhlovým mechanismem pro snadnou manipulaci, vyvedeným do oblasti stehna. Druhou pohyblivou částí této protézy byla oblast přednoží. Tato oblast byla připojena k patní části pantem doplněným o pružící jednotku v podobě listového pera. Toto řešení zajišťovalo lepší odval chodidla po podložce a odraz z ní. Přichycení k tělu nositele, potažmo k jeho pahýlu, probíhalo pomocí kožených řemíků připojených kvůli vysoké hmotnosti pomůcky ještě k hrudnímu pásu nebo ramenní bandáži. Praktickou hodnotu Parého protézy, kterou pro něho vyrobil neznámý pařížský zbrojíř, snížila v návaznosti na použitý materiál právě její vysoká hmotnost, a tak tato zajímavá konstrukce postupem času upadla v zapomnění (Knoche, 2006; Meij, 1995).

Obrázek 4 Návrhy protéz Ambroaise Parého



Zdroj: Meij, s. 72

Z pramenů 17. století stojí za zmínku, že se v protetice dolních končetin začínají objevovat TT modely zhruba odpovídající pozdějšímu označení UKB (protéza s opřením o patelární šlachy). Jedním z prvních konstruktérů protéz tohoto typu byl holandský lékař Verduin, který v roce 1696 sestrojil bércovou protézu s využitím měděného plechu a dlah. Protéza měla šněrovací stehenní objímku potaženou kůží, kolenní kloub se skládal z jednoduchého nýťovaného spojení dlah. Spodní bércová část pahýlové objímky potom

měla nastavitelnou výšku díky drážkování na lištách dlah. Nožní část byla vyrobena ze dřeva (Knoche, 2006; Meij, 1995).

Období 16. až 18. století bylo obecně dobou rozkvětu amputační chirurgie, především díky neustálým válečným konfliktům. Válečná zranění byla tehdy nejčastější indikací k amputacím a úroveň jejich provedení se postupně zlepšovala. V šestnáctém století byly provedeny první úspěšné transfemorální amputace a ve století osmnáctém první pokusy o disartikulaci v kyčelním kloubu, avšak neúspěšně. Do konce 17. století se stále používala gilotinová amputační technika, i když v některých případech alespoň s posouzením výběru místa řezu. Koncem 17. století byly vynalezeny nové amputační techniky s využitím překrytí kosti svalovým a kožním lalokem. Lalokové amputace se prováděly několika způsoby. Např. u disartikulace v kolenním kloubu se používalo překrytí kosti z frontální strany dorsálně, tzv. předním lalokem. Tato a další nové techniky byly částečně umožněny díky opatřením důležitým pro homeostázu, jako bylo opětovné zavedení ligatur cév, které bylo již vynalezeno o mnoho století dříve v antice, nebo vynález turniketů.

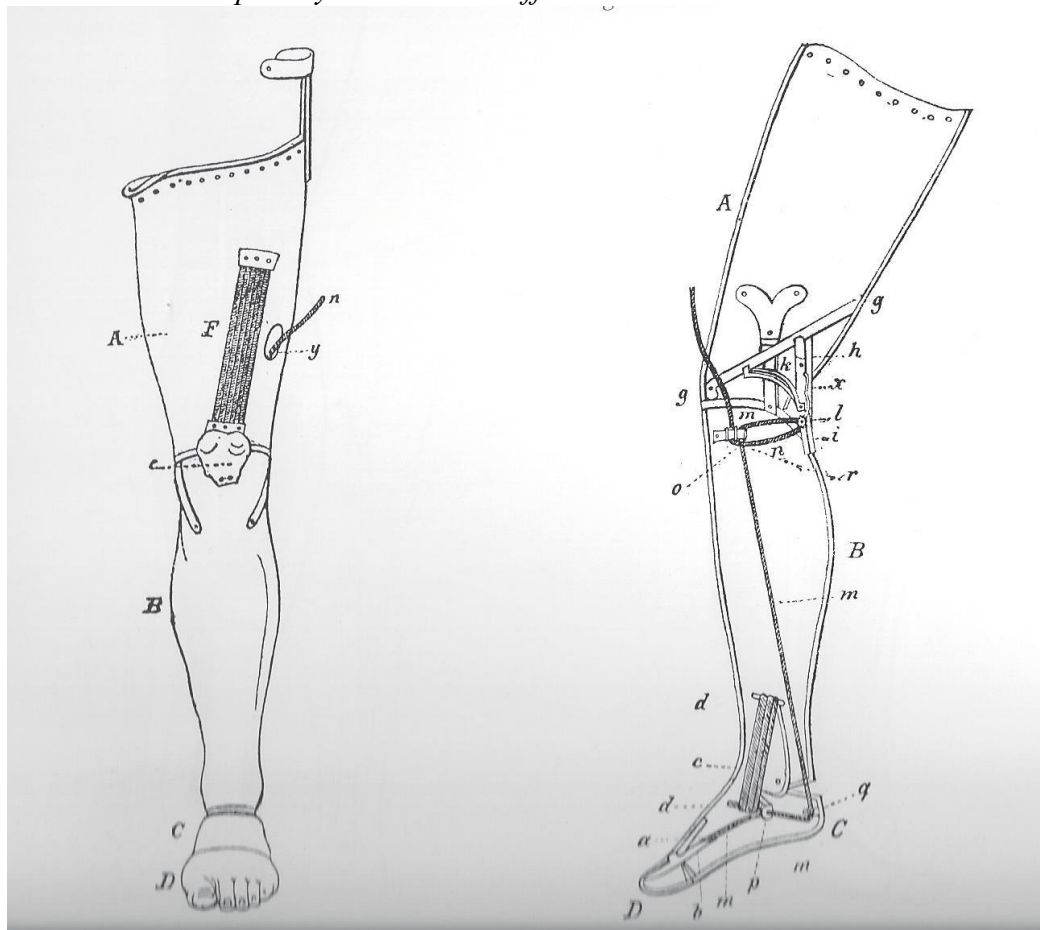
V 18. století se v případech střelných zranění začali lékaři zabývat určením správné doby pro amputaci ve prospěch případné sekundární amputace. Nejpoužívanějšími typem protéz v tomto období byly tzv. „peg legs“. Končetinových protéz se tehdy mnoho nenavrhovalo, a pokud ano, tak více modelů pro podkolenní než nadkolenní amputace. Protézy s klouby byly většinou jedinečné kusy, o jejichž existenci často věděl pouze jejich majitel. První skutečnou konstrukcí protézy s klouby byl výše zmíněný typ ze železného plechu od Ambroaise Parého, ale tato protéza ještě používala pro přenos tělesné tíhy pouze kontakt lůžka a stehna. V 18. století byly modely podkoleních protéz vyráběné ze dřeva a kůže pro ušetření hmotnosti. Kolenní klouby v této době byly většinou uzamykatelné pro chůzi, pro snížení zátěže pahýlu byly vybavené závěsnými ramenními popruhy a pro přenos tělesné hmotnosti se začala využívat opora o sedací kost (Knoche, 2006; Meij, 1995).

4.4 19. století

V roce 1811 byly vytvořeny první návrhy na endoskeletární stehenní protézy lékařským studentem Behrensem, chirurgem bamberského regimentu Scheuringem a Johanem Georgem von Heinem. Designy protéz prvních dvou ze jmenovaných osob byly příliš komplikované na to, aby našly širší uplatnění. Heineho design protézy, po té, co vylepšil podkolení část, byl použitelný dobře. Jeho protéza měla plechové lůžko s dřevěnou holenní částí a nohou. Kotníkový kloub byl kulový a stejně tak kolenní, který

byl navíc uzamykatelný a vybavený vinutou pružinou pro usnadnění opětovného narovnání po flexi. Průkopníky pohyblivého kolenního kloubu nejen pro usnadnění sedu, ale také pro chůzi, byli v roce 1816 Peter Baliff a James Potts.

Obrázek 5 Schéma TF protězy od Petera Baliffa

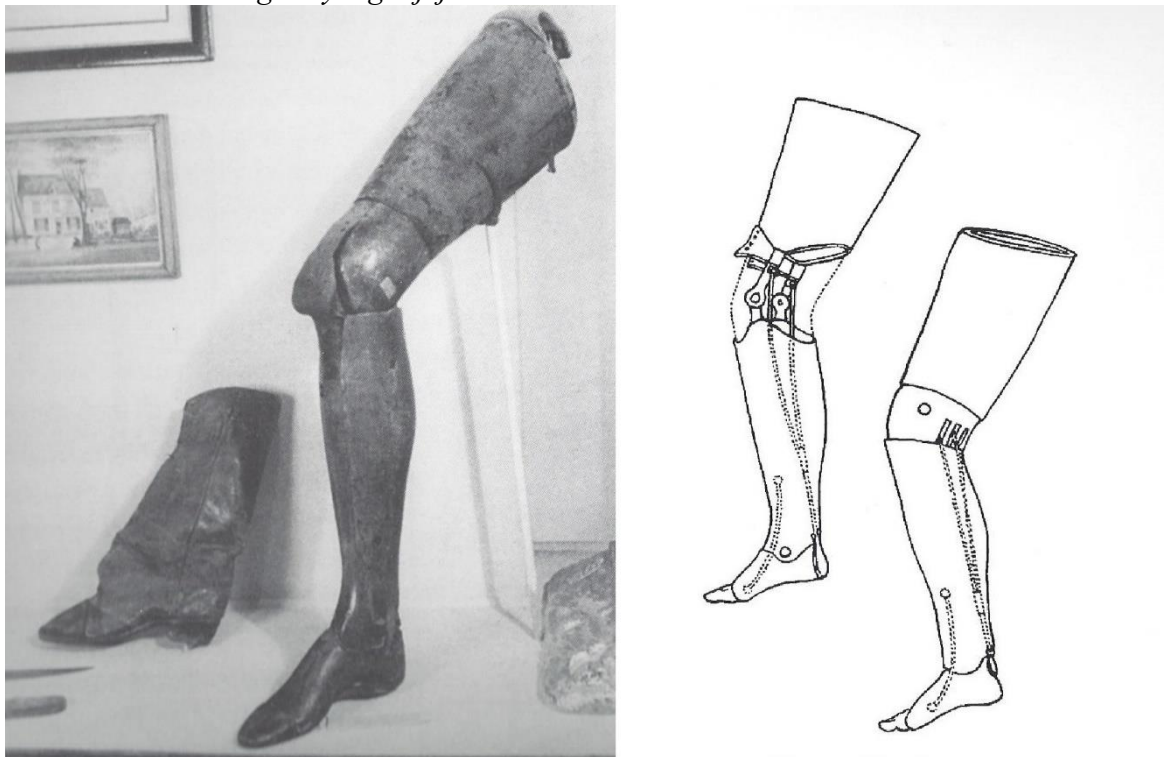


Zdroj: Knoche, 2006 s. 77

Peter Baliff byl dentista a výrobce chirurgických nástrojů žijící v Berlíně. Jeho revoluční model stehenní protězy byl tvořen plechovou částí pahýlového lůžka a holeně, na které navazovalo dřevěné chodidlo. Oba dva klouby protězy, jak kolenní tak kotníkový, byly jednoosé. Vestavěné vinuté pružiny v chodidle zajišťovaly odpor při jeho pohybu do dorsiflexe. Extenzi v kolenním kloubu umožňoval zevní mechanismus pružného vynašeče v podobě kovové pately, která byla na pevno připojená ke spodní, holenní části protězy, a ze které vedla soustava pružin na část stehenní. Přímo geniálním mechanismem vyřešil Baliff odemykání kolenního kloubu při chůzi. Osa uvnitř kolenního kloubu měla extenční zámek, který byl kovovým drátem uvnitř protězy spojený s dřevěnou ohebnou špičkou chodidla. Během ohybu špičky chodidla při odrazu protězy z podložky došlo k zatažení za

drát, který uvolnil zámek a dovolil kolennímu kloubu flexi. Po švihové fázi kroku při kontaktu paty s podložkou se koleno opět uzamklo. Toto řešení dovoľovalo dosáhnout mnohem více fyziologické chůze než s jakoukoliv jinou, do té doby známou protézou. Pro manuální odjištění zámku kolenního kloubu při sedu byla protéza vybavena táhlem, vyvedeným na zevní stranu stehenní části. Jedinou nevýhodou Baliffovy protézy tak byla na tehdejší dobu obrovská pořizovací cena devadesáti tolarů.

Obrázek 6 Potts-Anglesey leg a její schéma

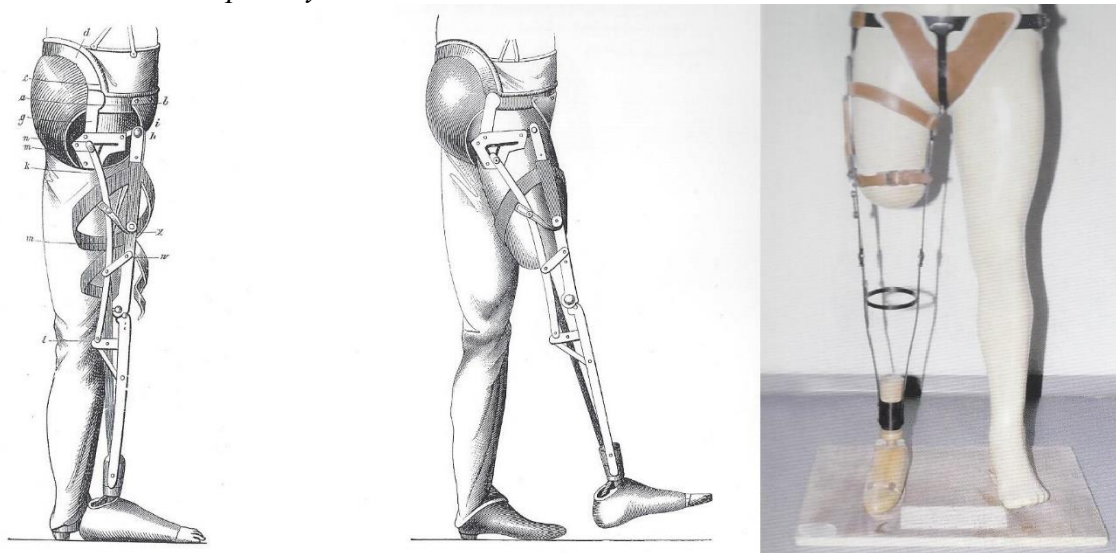


Zdroj: Knoche, 2006 s. 69 - 70

Druhý jmenovaný, Angličan James Potts z londýnské Chelsea, vytvořil zcela dřevěnou protézu s volně pohyblivými jednoosými kulovými klouby bez jakéhokoliv zámku. Pohyb kloubů regulovaly pouze elastické pásky, ale špička nohy byla pro zlepšení odvalu opatřena kloubem s vinutými pružinami jako u protézy od Baliffa. Později Potts navrhl také nadkolenní protézu pro jezdce na koni. Jezdecká protéza byla opět celodřevěná s vnější mediální částí vyloženou kůží, za účelem zlepšení důležitého kontaktu jezdce a koně při jízdě. Pro chůzi byla ale tato protéza pro svoji chabou oporu ve stoji nevhodná. Pottsově protézy se také říkalo „Potts-Anglesey leg“ po jejím nejznámějším uživateli lordu H. W. Baylym, markýzi z Anglesey, který jako důstojník královské kavalerie přišel o nohu v bitvě u Mont St. Jean při napoleonských válkách. I když Pottsovo řešení nadkolenní protézy nedosahovalo kvality Baliffova řešení, hlavně co se týče stability při stojné fázi,

přesto se tato protéza stala velmi oblíbenou nejen v Anglii, ale také ve Francii a Spojených státech amerických. Zřejmě i to přispělo k tomu, že tato vcelku jednoduchá protéza byla v různých modifikacích až do první světové války jedním z nejpoužívanějších protetických řešení transfemorálních amputací (Knoche, 2006; Meij, 1995).

Obrázek 7 Model TF protézy Hermann



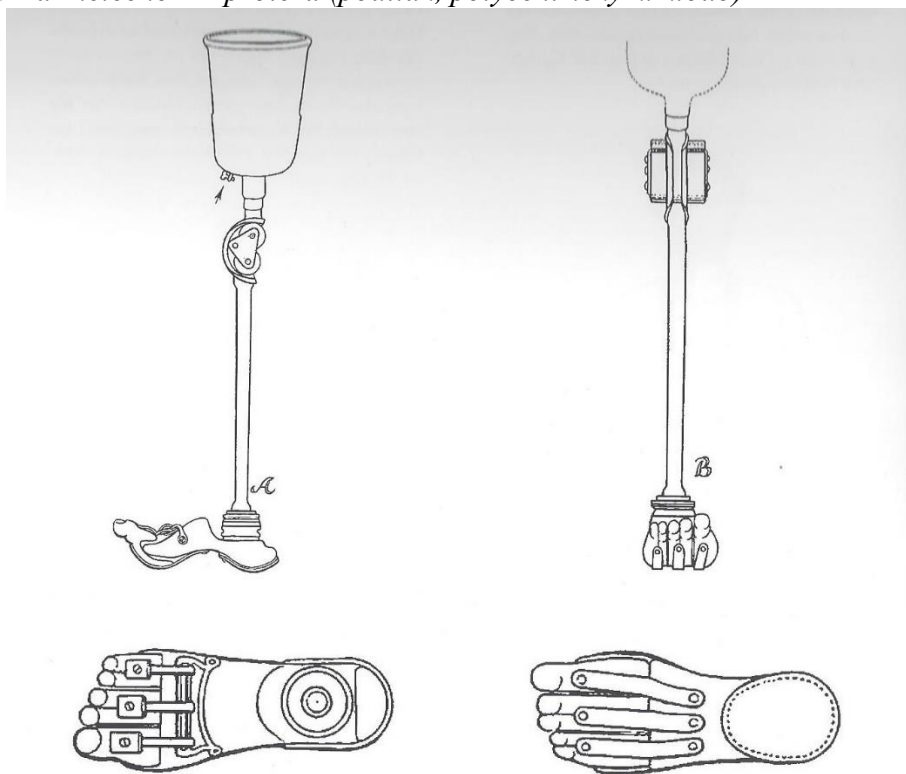
Zdroj: Knoche, 2006 s. 95 - 96

Mezi technicky zajímavé modely protéz poloviny 19. století přispěl v roce 1865 svým designem i pražský výrobce protéz Hermann. Jeho nadkolenní protéza se od doposud známých modelů lišila v podstatě vším, ale hlavně konstrukcí ve více osách pohyblivého kolenního kloubu, který i když neumožňoval plnou flexi, zabraňoval funkčnímu prodloužení končetiny při chůzi. Aparát zachycení protézy k tělu nositele sestával z koženého spodního prádla, v gluteální části vyztuženého skořepinou z plechu. Pahýlová objímka se zavěsila přes nastavitelné kožené řemínky mezi kovové dlahy, které se sbíhaly nad kotníkem, kde se přes kulový kloub připojovaly k noze. Během chůze byl kolenní kloub ohýbán a natahován důmyslným mechanismem přes kovový drát připojený k rámu kovové skořepiny a soustavě os umožňujících samotnou mírnou flexi (Meij, 1995; Kaphingst, 2002).

Ve Spojených státech amerických bylo mezi lety 1846 a 1895 registrováno na 250 patentů umělých končetin a jejich částí. Většina z nich ovšem měla velmi extravagantní řešení. Avšak i to napomohlo podstatnému pokroku ve vývoji umělých končetin této doby. V roce 1863 sestrojil americký výrobce umělých končetin Dubois D. Parmelee svůj model protézy s plně kontaktní podtlakovou stehenní objímkou. Princip odsávání vzduchu z lůžka

byl stejný jako u dnešních systémů s pasivním podtlakem. Při zatížení pahýlu došlo k vypuzení vzduchu z lůžka skrze distálně umístěný jednocestný ventil a vytvoření podtlaku, který držel protézu na noze. Zpočátku měl tento systém jen omezenou úspěšnost, protože nebylo snadné vytvořit dostatečně těsné pahýlové lůžko a dostatečně těsný jednocestný ventil. K překonání části těchto problémů dospěl později Justin K. Toles ze Stocktonu v Kalifornii, který v roce 1911 vyrobil podtlakové pahýlové lůžko vybavené podšívkovou manžetou zabraňující úniku vzduchu, která pomáhala udržet protézu na pahýlu.

Obrázek 8 Parmeleeho TF protéza (podtlak, polycentrický k. kloub)



Zdroj: Knoche, 2006 s. 84

Parmeleeho protéza z roku 1863 měla kromě plně kontaktního podtlakového lůžka ještě další zajímavosti. Např. byla sestavena z jednotlivých „univerzálních“ dílů a dalo by se tak říci, že byla předchůdkyní dnešních modulárních systémů. Dále byla vybavena vícesým kolenním kloubem složeným ze dvou nad sebou umístěných a po sobě se odvalujících válcích. V základním postavení měl horní válec svou osu otáčení až za válcem spodním, což vytvářelo bezpečný zámek kolenního kloubu pro stoj. Polycentrické řešení kolenního kloubu zároveň zabránilo funkčnímu prodlužování pomůcky při ohybu, posouváním osy otáčení kloubu při flexi z dorso-proximální do fronto-distální polohy.

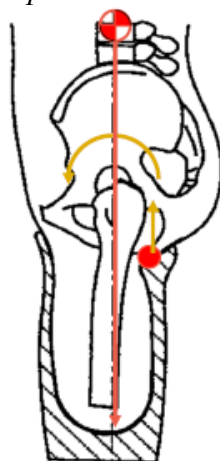
Chodidlová část protézy byla snadno vyměnitelná a bez hlezenního kloubu. Nepohyblivost hlezna kompenzoval fakt, že část noha byla vyrobená z pryže a přední partie s prsty byla připojena přes pružné planžety (Kaphingst, 2002; Knoche, 2006).

Směrem k 20. století se v literatuře začínají objevovat i první studie a doporučení na správné tvarování pahýlových objímek. Správným tvarováním tzv. pahýlového trychtýře se zabývali například J. G. Heine (cca 1811), O. Karpinsky nebo berlínská bandažistka Margarete C. Eichler (cca 1832), která také později stanovila mezinárodní lékařskou komunitou uznávané standardy pro konstrukci umělých nohou (Wetz, 2009; Knoche, 2006).

4.5 20. Století

Ve dvacátém století dochází k velkému rozvoji tvarování pahýlových lůžek, hlavně ve smyslu zohledňování jednotlivých anatomických struktur (svaly, kosti, tepny). Již v roce 1915 Suchier vyžadoval u pahýlových lůžek tvar pro zachycení trochanteru pro zvýšení bezpečnosti lůžka. Nutnost lůžka svým tvarem vyhovovat fyziologické funkci svalstva pahýlu zdůrazňuje autor známého Gochtova hmatu Hermann Gocht (1917) i Dr. F. Schede. Druhý jmenovaný zastával názor, že lůžka s oporou o hrbol kosti sedací (příčně-oválné lůžko), právě svou oporou o tento hrbol zapříčiňují posun středu otáčení kyčle vzad, a tím pádem podporují vznik atrofii svalstva, kontraktur a bederní hyperlordózy (Wetz, 2009).

Obrázek 9 Princip nežádoucího naklápění pánve u lůžek s oporou o hrbol kosti sedací

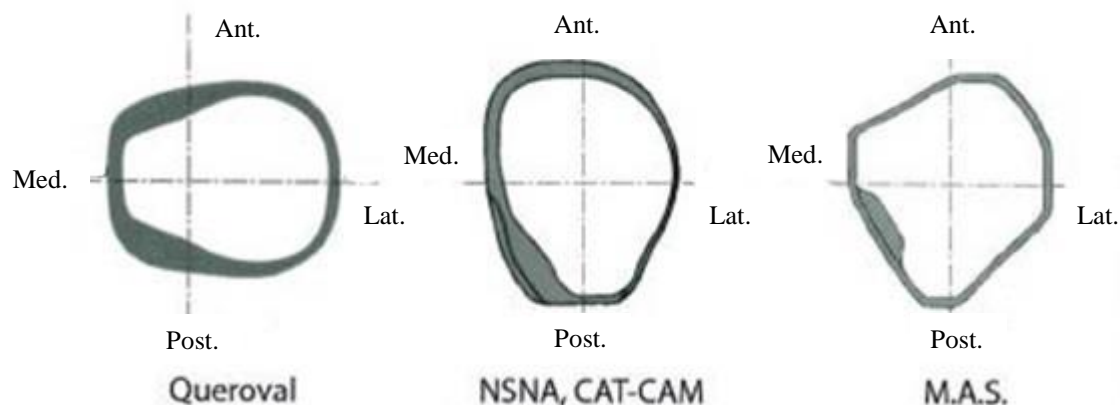


Zdroj: archiv Otto Bock

Z tohoto důvodu Dr. Schede tento druh lůžka odmítá. Zadává podnět k jeho vylepšení o ventrální pelotu, která by zabránila předozadním a vertikálním pohybům

pahýlu v lůžku a sklouzávání hrbolu kosti sedací z opěry do lůžka, typické hlavně pro pahýly s větší muskulaturou. Poté co bylo v roce 1933 zavedeno lůžko „ulpívací“, se problémy s oporou o kost sedací objevují ještě častěji. Na problémovost tohoto řešení lůžek poukazují také A. Habermann nebo J. Schnur (1952), který ve své monografii „Sejmutí měrných podkladů a výroba umělé nohy“ popisuje škodlivost opory o hrbol kosti sedací v několika bodech z biomechanického hlediska. Schnur proto již tehdy podporoval vývoj tzv. „Sitzbeinmulde“ misky sedací kosti. C. W. Radcliffe v roce 1977 ve snaze optimalizovat příčně-oválné lůžko pro všechny pacienty, popisuje tři varianty rozdělené podle velikosti muskulatury pahýlu. V tomto období je již jasné, že u příčně-oválného typu lůžek nevýhody převažují nad jeho výhodami a začíná cesta vzniku dalších „vývojových stupňů“ pahýlových lůžek s více a více anatomickým tvarováním. V roce 1974 představil Ivan Long NSNA (Normal Shape – Normal Alignment) lůžko, na jehož základu vytvořil Lehneis další nový systém APO (Anterior-Posterior Oval) lůžka. Po příčně-oválném lůžku se tak objevuje typ tzv. podélně-oválný, i když tento název fakticky zavádí až Kokegei v roce 1989. Na to navazuje v roce 1985 Američan John Sabolich novým skeletárním systémem se zachycením kosti sedací CAT-CAM (Contured Adducted Trochanteric – Controlled Alignment Method). Tento systém díky podélně oválnému anatomickému tvarování neutiskuje měkké tkáně, udržuje femur v lůžku ve fyziologické addukční poloze a v tříselném kanálu nevystavuje zvýšenému tlaku nervově cévní svazek trigonum femorale. Řešením přenosu zátěže z končetiny na pánev přes anatomický kyčelní kloub CAT-CAM eliminuje také problém příčně-oválného systému s naklápěním pánve vpřed. Na evropské půdě se do prvních zkoušek s tímto novým typem lůžka pouští o dva roky později (1987) Kaphingst. Společně s Fitzlaffem se Kaphingst zasazuje o zavedení dnes již vžitého názvu pro tento nový typ lůžka: „podélně-oválné lůžko“ nebo také „lůžko se zachycením kosti sedací“. A připodobňují ho tak známému pojmenování staršího typu lůžek, kterým se říkalo lůžka „příčně-oválná“ nebo „s oporou o hrbol kosti sedací“. Nový koncept získává rychle své příznivce i mezi kapacitami oboru jako byli Pohlig, Botta nebo Habermann a zachycení hrbolu kosti sedací se pro TF lůžka začíná používat téměř výlučně. Poslední samostatným typem stehenního pahýlového lůžka, které má už v dnešní době za sebou také řadu modifikací je lůžko M. A. S. (Marlo Anatomical Socket), pojmenované po svém vynálezci. Marlo Ortiz přišel se svou evolucí lůžka se zachycením kosti sedací v roce 2001, jeho cílem bylo umožnění většího rozsahu pohybu při zachování vynikajícího ovládní protézy, kterého dosáhl zejména seříznutím přední (proximální) části dosedacího věnce (Wetz, 2009).

Obrázek 10 Tvarování TF pahýlových lůžek



Zdroj: archiv Otto Bock

5 AMPUTACE

Výrazem amputace se rozumí odejmutí periferní části těla i s jejím kožním krytem a částí skeletu, které má za následek funkční nebo kosmetické změny s možností protetického řešení. Amputace jsou jedny z nejstarších historicky doložených lékařských výkonů. V prvopočátcích se amputace neprováděly jen kvůli léčebnému efektu, ale často i z důvodů rituálních (oběti bohům) nebo za účelem trestu (jako odstrašující mutilace nebo pro znemožnění útěku). K největšímu rozvoji amputací docházelo vždy za válek, kdy i přes omezené technické či medikamentózní možnosti, poskytovaly rychlé řešení těžkých zranění a záchranu života. Tento fakt potvrzuje například údaj z období první světové války, kdy bylo provedeno na 100 000 tisíc amputací. Podle času provedení zákroku lze amputace rozdělit na:

1. primární – amputace časná, je provedena bezprostředně po úrazu;
2. sekundární – s amputací se vyčkává, dokud ji nevyžaduje průběh onemocnění;
3. terciární – amputace pozdní, se provádí za účelem zlepšení funkce.

Nejstarší a dosud platné zásady výkonů amputací stanovil již zhruba 500 let př. n. l. „otec medicíny“ Hippokrates. Tyto zásady jsou:

1. odstranění nemocné tkáňe;
2. snížení invalidity;
3. záchrana života. (Paneš, 1993; Dungal, 2005)

5.1 Amputační techniky v oblasti stehna

V průběhu let amputace zaznamenaly značný vývoj. Nejprve se prováděly amputace gilotinové (cirkulární). V návaznosti na dobu se takové amputace prováděly nejprve bez anestezie, se zastavováním krvácení pomocí vroucího oleje a později zaškrcováním. První moderní amputace s využitím muskulokutánních laloků pro vytvoření měkkého pahýlového krytu publikovali Lister a Brittain v roce 1837. V dnešní době se lze stále setkat s oběma typy amputací. Běžně se více používají amputace lalokové, ale ve válečných podmínkách se lze nadále setkat i s amputacemi gilotinovými, avšak vícedobými. Amputace lze podle práce s distální částí a kožním krytem rozdělit na:

- **Amputace zavřené** – provádí se pouze u amputací lalokových. Úkony se provedou tak, aby pokud možno nebyly nutné další operační výkony. Díky tomu lze kožní laloky rovnou sešít tak, aby byl vytvořen kvalitní pahýl. Docílit toho lze např. provedením tenodézy (fixace šlach přerušovaných svalů ke kosti), což napomáhá zlepšení funkce pahýlu i jeho budoucímu tvaru.
- **Amputace otevřené** – gilotinové amputace jsou amputacemi otevřenými vždy, ale také u amputací lalokových je možnost použití této metody. Při otevřené technice amputací se rána po amputaci primárně neuzavírá. To znamená, že bude nutná minimálně ještě jedna operace pro vytvoření kvalitního pahýlu. Dalšími operacemi mohou být například: sekundární sutury, reamputace, revize pahýlu nebo plastické výkony.

(Dungl, 2005; Smith, 2007)

5.1.1 Gilotinové (cirkulární) amputace

Gilotinové amputace se vždy provádějí jako amputace otevřené. V počátcích se prováděly pouze jedním nebo několika řezy v jedné linii přes celou šířku končetiny. V dnešní době se nejdříve cirkulárně přeruší kožní krytí, následně se v úrovni retrahovaného kožního krytu přeruší svalstvo (doprovázeno dalšími úkony jako podvazování cév nebo ošetření nervů) a poté se v úrovni retrahovaných svalů (nejproximálnější úroveň) přeruší také skelet (Dungl, 2005).

5.1.2 Lalokové amputace

Jak jsem psal již v úvodu amputačních technik, lalokové amputace jsou dnes běžným, standardním operačním výkonem. Lalokové amputace mohou být provedeny jako

amputace zavřené, kdy se klade důraz na úkony zlepšující výslednou funkci a tvar pahýlu, nebo jako amputace otevřené. V dnešní době je pro otevřené lalokové amputace doporučována technika invertovaných (překlopených), symetrických či asymetrických kožních laloků. Při provádění lalokových amputací je důležité dbát na naplánování umístění kožních laloků měkkých tkání. Je to nutné pro bezpečné odstranění veškeré patologické tkáně a následnou možnost přerušení skeletu v plánované výši i poté, co měkké tkáně retrahují. Laloky musí být vytvořeny tak, aby poskytovaly dostatečné krytí skeletu měkkými tkáněmi, byla zachována dostatečná motorika a zároveň je bylo možné modelovat do kónického tvaru pahýlu. Těchto cílů u transfemorálních amputací dosáhneme především využitím následujících výkonů:

- **Myoplastika** – spojení přerušovaných svalů jedné skupiny s jejich antagonisty. Nejčastěji se sešívají flexory s extenzory. Při amputacích z vaskulárních příčin je však tenzní myoplastika kontraindikována, protože nadměrné svalové napětí může zhoršit svalové cirkulační poměry.
- **Myodéza** – jinými slovy kostní reinzerce. Je to vytvoření nového svalového úponu sloužícímu k zachování původní funkce svalu a jako prevence kontraktur. Typická je myodéza adduktorů stehna (reinzerce m. adductor magnus na laterální stranu femuru) kvůli riziku abdukční kontraktury pahýlu vlivem převahy svalové síly abduktorů.

5.2 Operační úpravy pahýlů

Provádí se pro vytvoření lepšího, kvalitního pahýlu. Před uzávěrem rány, například z důvodu předchozí otevřené amputace, je často nutná konečná úprava pahýlu umožňující jeho dobré oprotézování. Mezi tyto výkony patří:

- **Reamputace** – opětovná amputace v proximálnější části končetiny, vždy provedena jako zavřená laloková amputace.
- **Revize pahýlu** – nazývaná též „**konverzí pahýlu**“. Při tomto výkonu se odstraňuje zjizvená a granulační tkáň, zkracuje se kost a modelují se laloky měkkých tkání, pro vytvoření hodnotnějšího měkkého krytu pahýlu. Název konverze pahýlu je zřejmě výstižnější, protože se tento výkon používá konvertování (změnu) gilotinové amputace na amputaci lalokovou ve stejné lokalitě.
- **Plastika pahýlu** – je modelování měkkých tkání pahýlu, bez zásahu na kostěnné struktury. (Dungl, 2005; Smith, 2007)

5.3 Indikace a komplikace amputací

Přestože jsou amputace v zásadě rekonstrukčními výkony, jsou velkým zásahem do kontinuity organismu. Pokud má k amputaci dojít, je třeba alespoň snížit riziko vlastní operace na minimum. Je-li to možné, lze tak učinit například tím, že pacienta uvedeme do co nejlepšího nutričního stavu. Indikacemi k nevyhnutelnému provedení amputace v oblasti stehna jsou:

- **Vaskulární onemocnění** – jsou pravděpodobně nejběžnější příčiny transfemorálních amputací. Může se jednat o pacienty s čistě cévním onemocněním, nebo stále častěji o pacienty s kombinovaným diabeticko/vaskulárním onemocněním. Většina těchto pacientů má rozsáhlé celosystémové projevy onemocnění, které znesnadňují pooperační rehabilitaci. Práci protetiků komplikuje fakt, že pacienti s tímto onemocněním často nemají dostatečné fyzické rezervy pro používání protetického vybavení (Steen, 1982).
- **Traumata** – amputace traumatických příčin, jsou obvykle prováděné u mladší věkové skupiny z důvodů závažného poškození měkkých tkání, cévních a nervových svazků a kostní hmoty. Měl by se dát důraz na maximální délku pahýlu (v mezích možností protézování) a dobrého kožního obalu. Pro úspěšné splnění těchto kritérií na kvalitu pahýlu je většinou nutný alespoň dvoustupňový postup otevřené – zavřené amputace (Dungl, 2005; Smith, 2007).
- **Infekce** – amputace z důvodů těžké infekce nebo osteomyelitidy by měly být prováděny dvoustupňově a s antibiotickým krytím. Někdy je nutný přímý zásah antibiotik v ráně, pro kontrolu místních infekcí. Vícetupňové provedení je výhodné z důvodu ujištění se o odstranění veškeré infikované tkáně, a pokud by se tak nestalo, pro usnadnění výkonu nápravy takového stavu (Dungl, 2005; Smith, 2007).
- **Tumory** – úroveň amputací z důvodu nádorového onemocnění je často určována typem a lokalizací nádoru. K rozhodnutí o provedení amputace je třeba zvážit principy eradikace nádoru (úplné vymýcení patologického agens), přičemž je současně nutná snaha o zachování co nejdelšího pahýlu (Dungl, 2005; Smith, 2007).

6 PROTETIKA

6.1 Chůze na protéze dolní končetiny

Pokud provedeme aspekci chůze člověka vybaveného TF protézou je často na první pohled zřejmé, že zdravá končetina a protéza se pohybují po různých drahách a v různém čase. Důvodem je, i přes snahu se co nejvíce k sobě přiblížit, rozdílné fungování systému protézy od fyziologického pohybu zdravé končetiny, nebo nestejnost délek jednotlivých ramen, např. bérce. Plynulosti, a tím pádem také menší energetické náročnosti, chůze s TF protézou i přes různost jednotlivých elementů dosáhneme tehdy, pokud protéza i zdravá končetina urazí stejnou dráhu za stejný čas. Pro zaručený úspěch stavby protetického vybavení je dobré vyjít z nepsaného pravidla 4C, za kterým se skrývají pojmy Comfort, Control, Cosmetics a Cost. Tato zkratka vyjadřuje snahu o co největší komfort pro pacienta, avšak ne za cenu špatného řízení protézy. Také vzhled by měl být pro pacienta přijatelný, a to vše nejlépe za co nejnižší cenu. Chůzi se stehenní protézou lze rozdělit do několika fází:

(Půlpán, 2011)

6.1.1 Rozdělení fází chůze s TF protézou

- **Počáteční fáze chůze (0% cyklu chůze)**

Kolenní kloub je v extenzi a pata zahajuje kontakt chodidla s podložkou. Důležitou roli zde hraje terén i druh použité obuvi, protože protéza má omezené možnosti adaptace na nerovnosti.

- **Fáze tlumení nárazu (0-12% cyklu chůze)**

V případě jednodušších modelů kolenních kloubů je kloub aretován v extenzi a zátěž se postupně od podložky přenáší do lůžka a na hrbol kosti sedací. K tlumení nárazu dochází v deformovatelných částech protézového chodidla (zejména patní části), popřípadě ke kumulaci energie u dynamických typů chodidel.

- **Střední fáze stoje (12-31% cyklu chůze)**

Protéza přenáší celou tíhu těla přes aretovaný, extendovaný kolenní kloub. Protézové chodidlo přechovává získanou energii z předchozí fáze.

- **Konečná fáze stoje (31-50% cyklu chůze)**

Kolenní kloub je aretovaný do konečné části této fáze, kdy se po odlehčení zátěže aretace uvolňuje. Protézová chodidla dynamického charakteru v této fázi začínají uvolňovat nahromaděnou energii.

- **Fáze před vykročením (50-62% cyklu chůze)**

Kolenní kloub jde do mírné flexe. Odlehčenou protézu směřuje pahýl přenosem síly přes lůžko. Z protézového chodidla se uvolňuje energie, která dodává prvotní impulz dopředného pohybu odlehčené protéze a napomáhá vertikálnímu pohybu celého skeletu těla.

- **Počáteční fáze vykročení (62-75% cyklu chůze)**

Protézové chodidlo ztrácí kontakt s podložkou a mírně flektovaný kolenní kloub mívá protilehlou končetinu s využitím síly pahýlu a uvolněné energie z protézového chodidla.

- **Střední doba švihů (75-87% cyklu chůze)**

Pokud je v kolenním kloubu přítomný, začíná tlumící element potlačovat setrvačnou energii švihů bérce a ráz při dosažení plné extenze v kolenním kloubu.

- **Konečná fáze švihů (87-100% cyklu chůze)**

Protéza opět dosahuje plné extenze v kolenním kloubu a připravuje se na dotyk paty s terénem (Půlpán, 2011).

6.2 Odchytky chůze s TF protézou

K analýze chůze na TF protéze lze kromě reprodukovatelných vědeckých prostředků s použitím zařízení, jako jsou silové desky, elektrogoniometry, videozáznamy nebo elektromyografy, lze také použít mnohem jednodušší metodu. Analýza chůze prováděná pozorováním k realizaci potřebuje pouze zrak a mozek, který zpracuje vizuální vjem z chůze zkoumaného pacienta a na základě vlastních vědomostí dokáže jeho chůzi vyhodnotit. Analýzu chůze pozorováním můžeme rozdělit na tři složky (Bowker, 2002; Kaphingst, 2002):

1. **Pozorování** – je nezbytné ho provádět alespoň ze dvou různých pohledů. Typicky pohledem bočním (A-P rovina = antero-posteriorní) a pohledem zepředu nebo zezadu (M-L rovina = medio-laterální).

2. **Identifikace odchylek chůze** – výraz odchylka je definován jako jakákoli charakteristika chůze lišící se od normálního vzoru. Nejdůležitější vlastností normální chůze je symetrie. V případech unilaterální amputace jsou odchylky často identifikovatelné jako asymetrie, jinými slovy rozdílem ve vzorcích strany s protézou a strany bez ní (strany zdravé).
3. **Určení příčin** – příčina odchylek chůze s protézou se často skrývá v samotné protéze a jejím nastavení. Je však důležité si uvědomit, že původcem problému může být i pacient. Například pokud má omezenou pohyblivost v kloubech, svalovou slabost, přehnaný strach nebo pokud používá staré pohybové vzorce z doby před amputací.

6.2.1 Odchylky chůze s TF protézou v sagitální (A-P) rovině

Z bočního pohledu lze pozorovat 5 následujících odchylek chůze s TF protézou, které se běžně uvádějí (Bowker, 2002; Kaphingst, 2002):

- **Hyperlordóza v bederní páteři** – bederní lordóza se zvětšuje během stojné fáze kroku. Důvody mohou být: flekční kontraktura v kyčelním kloubu, slabé nebo ochrnuté trupové svalstvo, slabé extenzory kyčle, nedostatečná opora předního okraje lůžka nebo nedostatečná flexe lůžka při stavbě.
- **Příliš tvrdý (trhavý) doraz kolenního kloubu** – nastává při prudkém dosažení plné extenze v protézovém kolenním kloubu. Lze pozorovat náhlé zastavení jeho extenze doprovázené zvukem nárazu styčných ploch. Důvody mohou být: nedostatečný třecí brzdny účinek kolenního kloubu, opotřebovaný tlumič dorazů kolenního kloubu, nedostatečné řízení kyvné fáze, strach amputovaného z pádu, kterému se snaží zabránit rychlým narovnáním protézy do plné extenze švihem pahýlu vycházejícím z kyčelního kloubu.
- **Nerovnoměrná délka kroku** – mezi fázemi dvojí opory lze pozorovat rozdílnou délku kroku končetiny s protézou a končetiny zdravé. Důvody mohou být: flekční kontraktura v kyčelním kloubu nebo nedostatečné nastavení flexe lůžka, bolest či nejistota pacienta snažícího se zkrátit dobu přenosu tíhy těla přes protézu, nedostatečnost extenční brzdy kolenního kloubu.
- **Nerovnoměrné zvedání paty** – pata protézového chodidla se při počátku švihové fáze kroku zvedá více či méně než pata zdravé končetiny. Důvody mohou být:

nedostatečný třecí brzdný účinek kolenního kloubu, nucená flexe kyčelního kloubu ve snaze zajistit plnou extenzi kolene, chůze s malou či žádnou flexí kolenního kloubu vyvolaná strachem pacienta.

- **„Plácnutí“ protézového chodidla o podložku** – dochází k příliš rychlé plantární flexi chodidla, která po došlapu paty na podložku vyvolá charakteristický zvuk. Důvody mohou být: příliš měkká, nefunkční nebo opotřebovaná tlumící část paty protézového chodidla.

6.2.2 Odchytky chůze s TF protézou ve frontální (M-L) rovině

Z předního či zadního pohledu lze pozorovat 6 následujících odchylek chůze s TF protézou (Bowker, 2002; Kaphingst, 2002):

- **Rotace protézy při došlapu na patu** – při nášlapu na patu má chodidlo (s přenesením do zbytku protézy) tendenci rotovat zevně. Důvody mohou být: příliš tvrdá patní část chodidla nebo příliš tvrdý patní klín, je nastavena příliš velká zevní rotace chodidla, pahýlové lůžko má špatný tvar a není v plném kontaktu s pahýlem, svalová nedostatečnost pahýlu nebo nadměrná svalová aktivita pahýlu do extenze při došlapu na patu.
- **Stranové sklopení pánve a náklon trupu** – během stojné fáze protézované končetiny dochází ke sklopení pánve a náklonu celého trupu na stranu této končetiny. Důvody mohou být: slabé abduktory kyčle, velmi krátký pahýl, nedostatečná laterální opora lůžka, krátká stavební výška protézy, bolest distálního konce pahýlu v lůžku nebo přecitlivělost pahýlu, nedostatečná rovnováha pacienta nebo jeho návyky při chůzi (stereotyp).
- **Zvedání kyčle na protézované straně** – během švihové fáze kroku protézované končetiny pacient nadzvedává celou stranu těla pohybem v kyčli. Důvody mohou být: špatné řízení extenze kolenního kloubu a potřeba pacienta získat čas a prostor pro švih bérce protézy, kolenní kloub je umístěný příliš dorzálně a je obtížné ho přimět k flexi, protézové chodidlo má příliš dlouhou přední část na úkor části patní (je příliš vpředu), dlouhá stavební výška protézy nebo návyky (stereotyp) pacienta při chůzi.
- **Cirkumdukce** – protéza při kmihu (švihová fáze kroku) provádí laterálně krouživý pohyb (tzv. kosení). Důvody mohou být: dlouhá stavební výška protézy, stavba

s přílišnou jistotou kolene, příliš malé nebo úzké lůžko, abdukční kontraktura pahýlu, nedostatečná síla pro flexi pahýlu v přímém směru, strach nebo špatný stereotyp chůze pacienta.

- **Širokostopá chůze** – během stojné fáze (dvojitě opory) je baze o 5-10 [cm] rozšířená oproti normální chůzi, a proto dochází k posunům pánve nebo celého trupu. Důvody mohou být: bolest nebo nepohodlí v rozkroku, např. tlakem mediálního okraje nasedacího věnce protézy, snaha o posun pánve vzhůru kvůli přílišné délce stavby protézy nebo úzkému lůžku, absence laterální peloty lůžka, nadměrně velká kožní řasa v oblasti nasedacího věnce, snaha o zlepšení stability rozšířením baze chůze, abdukční kontraktura nebo špatný stereotyp chůze pacienta.
- **Rotace protézy během švihové fáze** – při a bezprostředně po odrazu ze špičky protézového chodidla (ukončení kontaktu prstů chodidla s podložkou) dojde k vnitřní nebo vnější rotaci protézy. Důvody mohou být: nesprávné seřízení kolenního kloubu v transverzální rovině (utažení), při použití podtlakových lůžek také slabé svalstvo umožňující rotace svalstva kolem femuru, špatně tvarované nebo těsné lůžko nepřizpůsobené svalům pahýlu, rotace protézy kolem své podélné osy způsobená kontrakcí svalů.

6.3 Transfemorální pahýlová lůžka

Pahýlové lůžko je dost možná nejdůležitější součástí TF protézy. Baumgartner říká, že kvalita celé protézy je přímo závislá na tom, jak lůžko dokáže pacientovi, potažmo spíše jeho pahýlu, padnout. Úkoly pahýlového lůžka v systému protézy vyplývají už z faktu, že právě lůžko bývá v kontaktu s živou tkání (Wetz, 2009; Baumgartner, 2008; Kaphingst, 2002).

6.3.1 Základní úkoly pahýlového lůžka

Dle Kaphingsta jsou tyto úkoly lůžka definovány jako:

1. pojmутí objemu pahýlu;
2. přenos zatížení a sil (statických a dynamických);
3. přenos pohybů během chůze;
4. udržení protézy na pahýlu.

Pahýlové lůžko musí být vytvořeno tak, aby síly mezi pahýlem a protézou byly přenášeny pokud možno bez potíží, beze ztrát a napřímo. Všeobecné požadavky, které jsou kladeny na současná pahýlová lůžka, formuluje norma ISO/DIS 13405-2 v tomto znění:

1. Podpora: Pahýlové lůžko má přebírat axiální síly pro zachycení zátěže.
2. Stabilizace: Pahýlové lůžko má převzít horizontální síly k řízení protézy.
3. Ulpění: Pahýlové lůžko má vytvářet ulpivací sílu mezi pahýlem a protézou.

6.3.2 Základní funkce pahýlových lůžek

Baumgartner specifikuje základní funkce pahýlových lůžek ve třinácti bodech.

1. **Pevné spojení mezi pahýlem a lůžkem** – „pseudoartrózy“ vznikající mezi pahýlem a lůžkem narušují možnost protézu precizně ovládat a negativně se promítají do jistoty stoje a spotřebě energie během pohybu.
2. **Plný kontakt** – je vyžadován pro splnění cíle dobrého propojení lůžka a pahýlu. Kromě přenosu zatížení je nutný také pro dobré propioceptivní vnímání. Pokud pahýl dobré propiocepce není schopen, je otázkou, zda je výhodnější toto řešit ještě před protézováním operativně, nebo se snažit o konzervativní řešení.
3. **Zatížitelný distální konec pahýlu** – je závislý na provedení amputace a anatomické situaci distálního konce. Exartikulace v kolenním kloubu jsou například zatížitelné plně. Výrazně zredukováná zatížitelnost distálního konce pahýlu je u amputací vedených napříč dlouhými kostmi. Přesto je však při dodržení správné amputační techniky a přesném tvarování lůžka možná.
4. **Pevné spojení při tahu a tlaku** – při chůzi s protézou je pahýl vystaven střídavému působení sil tahových a tlakových. Tento jev popisujeme jako pístový pohyb a je nutné se ho pokusit redukovat na minimum, především vhodnou konstrukcí lůžka a využitím vhodných materiálů a technologií.
5. **Nízká hmotnost** – vždy je zapotřebí jít cestou optimální funkce, avšak se zachováním minimální hmotnosti.
6. **Spolehlivé ulpění** – při konstrukci lůžka je vždy potřeba využít více druhů ulpění lůžka na pahýl a mít tak pojistku, která zaručí pevné spojení pahýlu s protézou a vyloučí nečekané odpojení lůžka.

7. **Nenarušení oběhu a inervace** – plný kontakt pahýlu s lůžkem a rovnoměrné zatížení pozitivně působí na cévní a lymfatický oběh. Například příliš úzkou proximální částí lůžka se dříve nebo později spustí začarovaný kruh městnání otoku v distální části pahýlu a tvorbě puchýřů až venózního ulku. To vede ke ztrátě zatížitelnosti na distálním konci a jediným řešením je tak přenést zatížení do do té doby zaškrčené a již přetížené části proximální.
8. **Maximální komfort nošení** – lůžko nesmí dráždit pokožku, nemělo by vydávat nepříjemné zvuky a v kooperaci s pacientem ani zapáchat, a tím pádem mu umožnit pohodlné nošení protézy po celý den.
9. **Jednoduché nasazování a sundávání bez pomoci** – protézu by měl být pacient schopen samostatně nasadit i sundat, a to i pokud má zhoršenou fyzickou a psychickou kondici. V opačném případě hrozí, že pomůcku přestane používat.
10. **Nepřekračovat zevní obvodové míry** – s využitím dnešních technologií lze lůžka vyrábět s tloušťkou stěny v řádech milimetrů. Vnější obvod lůžka by tak neměl přesahovat obvod zachovalé končetiny. Výjimku lze dočasně tolerovat u časných vybavení, kde je stále přítomný otok. Problém by také nemělo představovat se s lůžkem vejít do běžného oblečení a lůžko by ho nemělo při používání poškozovat.
11. **Snadné čištění** – volbou vhodných materiálů můžeme hygienu lůžka posunout k lepšímu nebo lze čištění usnadnit použitím vyjímatelného vnitřního lůžka. Protézové lůžko musí jít vyčistit snadno, aby se zamezilo vzniku nepříjemného zápachu.
12. **Možné úpravy** – především u čerstvě amputovaných jsou běžné objemové změny pahýlu. Proto je důležité mít možnost lůžko vylepit nebo tvarově upravit s využitím tepla. Lůžko by však i po úpravě mělo splňovat podmínku plného kontaktu s pahýlem.
13. **Životnost** – lůžko si musí zachovávat své vlastnosti dlouhou dobu, a to i při mechanickém namáhání nebo teplotních změnách. Zapomínat se nesmí ani na přirozené stárnutí materiálů a možné změny jejich vlastností. Pomůcku je tak nutné pravidelně kontrolovat, protože i malé změny mohou vyvolat nevratná poškození pahýlu (Baumgartner, 2008; Ortopedická protetika, 2017).

6.3.3 Mechanismy připojení lůžka k pahýlu

Cílem kvalitního připojení lůžka k pahýlu je co nejvíce zredukovat „pseudoartrózu pahýlu“, čímž se myslí nekontrolovatelné pohyby vznikající na hranici kontaktu lůžka s pahýlem. Mezi takové pohyby se na prvním místě řadí „pístový pohyb“, neboli podélný pohyb pahýlu v lůžku, který může pahýl nepříjemně „ždímat“. Abychom takové jevy zredukovali, používají se následující ulpívací mechanismy:

1. ulpění vlivem komprese měkkých tkání;
2. ulpění vlivem podélného elastického napětí;
3. ulpění vlivem adhezního tření;
4. ulpění vlivem pasivního vzpříčení tkáně;
5. ulpění vlivem rozpětí svalstva;
6. ulpění vlivem podtlaku;
7. ulpění vlivem pomocných zařízení (bandáže, pásy, systémy zámků).

(Müller, 1955; Půlpán, 2011)

6.4 Typy kolenních kloubů

Dobré protézové kolenní klouby musí, nebo by měly, zajišťovat oporu ve stojné fázi, plynulost a řízení fáze kyvu a dostatečnou flexi (důležité pro usednutí nebo kleknutí).

Protézové kolenní klouby lze dle jejich základní stavby rozdělit na dvě základní kategorie:

- monocentrické kolenní klouby;
- polycentrické kolenní klouby.

Další možné a často používané rozdělení kolenních kloubů je z hlediska mechanismu ovládnutí kolenního kloubu. Podle použitého mechanismu řízení flexe se klouby dělí na:

- mechanicky ovládané;
- hydraulicky nebo pneumaticky ovládané;
- mikroprocesorově ovládané.

Obě tyto možné kategorie rozdělení kolenních kloubů se pak mohou dále dělit do více podkategorií (Smith, 2007; Kaphingst, 2002).

6.4.1 Monocentrické kolenní klouby

Jak je zřejmé již z názvu, a to i českého (mono= jedno, tudíž jednoosý kolenní kloub), mají tyto konstrukčně nejjednodušší typy kolenních kloubů pro flexi i extenzi pouze jednu osu otáčení vedoucí středem kloubu. Pokud není monocentrický kloub vybaven doplňkovými zařízeními jako jsou extenční zámek, třecí brzda, pneumatické či hydraulické řízení, je jeho hlavní nevýhodou nedostatečná mechanická stabilita. V tom případě je bezpečnost kloubu závislá pouze na stabilitě dané stavbou pomůcky a kontrakci svalstva pacienta. Výhodou je jednoduchá konstrukce těchto kloubů a jejich snadná údržba (Smith, 2007; Kaphingst, 2002).

Typickým zástupcem moderního mechanického jednoosého kolenního kloubu vybaveného hydraulickým řízením stojné i švihové fáze je například model 3R80 od firmy Otto Bock (viz příloha 4), který umožňuje střídavý způsob chůze ze schodů, chůzi po šikmé ploše nebo plynulou změnu rychlosti chůze (www.ottobock.cz A).

Členění kategorií monocentrických kolenních kloubů:

- volně pohyblivé kolenní klouby;
- volně pohyblivé kolenní klouby s manuální brzdou;
- kolenní klouby s třecí brzdou;
- kolenní klouby s řízením stojné fáze závislým na zatížení;
- kolenní klouby s blokováním závislým na zatížení;
- kolenní klouby s mechanickým řízením švihové fáze;
- kolenní klouby s hydraulickým řízením švihové fáze;
- kolenní klouby s pneumatickým řízením švihové fáze;
- kolenní klouby s řízením švihové i stojné fáze;
- kolenní klouby s hydraulickým řízením švihové a stojné fáze.

6.4.2 Polycentrické kolenní klouby

I v tomto případě je již z názvu jasné, jak přibližně bude takový kolenní kloub vypadat. Polycentrický kloub (poly= mnoho/více, tudíž česky víceosý kolenní kloub) se skládá z více členů a každý člen má svoji osu otáčení, které však nejsou totožné s konstrukčním středem kloubu. Pokud se ale víceosý kolenní kloub bere jako celek, tak okamžitý střed otáčení tohoto kloubu leží mimo tyto osy a mění svoji polohu podle stupně flexe či extenze kolena. Z pohledu biomechaniky se jedná o pól pohybu a geometrické místo pólů vytváří tzv. polodii. Flexe či extenze v polycentrickém kolenním kloubu lze

popsat jako kombinaci pohybu rotačního a posuvného (obecný rovinný pohyb tělesa), jejichž průběh je definován uspořádáním os v kloubu. Tento pohyb je definován jako „otáčivý kluzný pohyb“ nebo jako pohyb „posuvně rotační“. Z funkční anatomie víme, že i v lidském kolenním kloubu při flexi a extenzi probíhá obecný prostorový pohyb. Domnívat se ale, že tato vlastnost u protézového polycentrického kloubu má za cíl napodobit pohyb kloubu fyziologického není zcela přesná. Polycentrické kolenní klouby využívají těchto dvou pohybů hlavně z mechanických důvodů, pro co nejlepší stabilitu a bezpečí ve stojné fázi (zajištěné výhodným postavení okamžité osy otáčení co nejvíce dorsálně a proximálně) a pro ideální vlastnosti v průběhu fáze švihové (zajištěné fronto-distální polohou středu otáčení)

(Smith, 2007; Kaphingst, 2002; Křen, 1985; Křen, 1986).

Typickým zástupcem polycentrických kolenních kloubů je model 3R60 od firmy Otto Bock (viz příloha 5). Tento kloub je pětiosý a díky nastavitelnému hydraulickému systému dokáže tlumit kyvadlový pohyb při flexi a extenzi. Stojná fáze a přenesení zátěže přes protézu jsou tlumené a s fyziologičtějším průběhem díky funkci systému EBS. Polycentrická konstrukce zajistí funkční zkrácení délky protézy během švihové fáze, a tím sníží riziko klopýtnutí (www.ottobock.cz B).

6.4.3 Mikroprocesorově ovládané kolenní klouby

Počátek vývoje mikroprocesorově řízených kolenních kloubů sahá do 70. let minulého století a začal v Japonsku. První typ, který měl elektronicky řízenou švihovou i stojnou fázi, byl představen až v roce 1997. Tento druh kolenních kloubů bývá zpravidla jednoosé konstrukce. Vybavené jsou řadou senzorů jako jsou akcelerometry, senzory napjatosti nebo úhlů atd. a informace z nich se zpracovávají a vyhodnocují v mikroprocesoru, který následně ovládá nastavení hydrauliky (škrticí klapky ventilu) protézy pro optimální vzorec chůze za každé situace. Řídící mikroprocesor vyhodnocuje informace ze senzorů každých 0,02 vteřiny, a proto se systém přizpůsobuje rychlosti chůze a podmínkám takřka v reálném čase. Nevýhoda mikroprocesorových kolenních kloubů plyne z nutnosti napájení systému z baterií, které mají vyšší hmotnost a omezenou kapacitu. Typickým zástupcem této kategorie kolenních kloubů (viz příloha 6) jsou modely C-leg a řada Genium od firmy Otto Bock (www.ottobock.cz C; Blumentritt, 2012).

6.5 Typy protetických chodidel

Protetická chodidla mají v systému protézy dolní končetiny několik důležitých funkcí. Z funkcí důležitých pro správné fungování celku protézy jsou to především funkce tlumení rázů při došlapu na patní část chodidla, přenos zatížení na podložku s potřebnou stabilitou a odval po různých podkladech, zajištění dostatečného odrazu a obecně nahrazení hlezenního kloubu vlastnostmi jednotlivých typů a modelů v požadované míře pro konkrétní potřeby pacienta. Další funkcí chodidel, která je velmi důležitá především pro pacienta, je kosmeticky příjemný vzhled. Protetická chodidla lze rozdělit na tři základní typy:

1. **Klasická chodidla** – tento typ je možné dále rozdělit na chodidla bez možnosti pohybu, kterými jsou například typy SACH (Solid Ankle Cushion Heel) nebo SAFE (Stationary Ankle Flexible Endoskeleton). A chodidla s možností pohybu, které jsou zpravidla vybavena kloubem umožňujícím pohyb.
2. **Dynamická chodidla** – tento typ je opět možné dále rozdělit na dva podtypy. Typ s pružným skeletem, tj. typicky chodidla s karbonovou planžetou akumulující a zpětně uvolňující energii (např. řada chodidel Otto Bock Triton). Druhým podtypem je biomechanický typ chodidel, jejichž víceosá kinematika ve většině případů pracuje na mechanické bázi (např. chodidlo Otto Bock C-Walk) a nebo díky senzorům, mikroprocesorovému řízení a aktivnímu pohonu víceosé kinematiky dokáží nabídnout co nejvíce fyziologické chování chodidla a hlezna aktivním způsobem. Mezi taková chodidla patří např. modely Triton Smart Ankle, Empower a Meridium od firmy Otto Bock (viz příloha 2).
3. **Speciální typy chodidel** – chodidla pro využití například při sportu.

(Seymour, 2002)

Obrázek 11 Přehled protetických chodidel

(zobrazeno po dvojicích z levé strany doprava – SACH, SAFE, s pružným skeletem)



Zdroj: Bowker, 2002

6.6 Stavba transfemorálních protéz

Cílem dobré stavby transfemorálních protéz (kromě hlavního cíle, kterým je spokojený klient) je splnění dalších tří základních kritérií:

1. **stoj** – s dostatečnou jistotou a rovnováhou;
2. **chůze** – s jistotou ve stojné fázi, umožněním včasného a co nejjednoduššího zahájení švihové fáze a dodržení dostatečné vzdálenosti chodidla od podložky během švihové fáze kroku;
3. **všeobecné** – snížení spotřeby energie a pohodlná zatížitelnost.

Samotnou stavbu transfemorální protézy lze v dnešní době převážného používání modulárních dílů popsat jako jejich sestavení do ideální vzájemné polohy dané vlastnostmi jednotlivých komponent. Doporučení pro stavby a optimalizace protéz s klouby Otto Bock viz přílohy 8 – 12. Stavba probíhá ve třech po sobě jdoucích krocích:

1. **základní stavba** – ve stavebním stojanu;
2. **statická korekce** – lze využít laserový přístroj na zobrazení vertikálních zátěžových linií L.A.S.A.R. Posture nebo jeho nejnovější verzi s možností zobrazení i vertikálních sil 3D L.A.S.A.R. Posture;
3. **dynamická korekce** – aspekci chůze amputovaného s pomůckou nebo pomocí programu na analýzu chůze (např. Dartfish).

6.6.1 Základní stavba

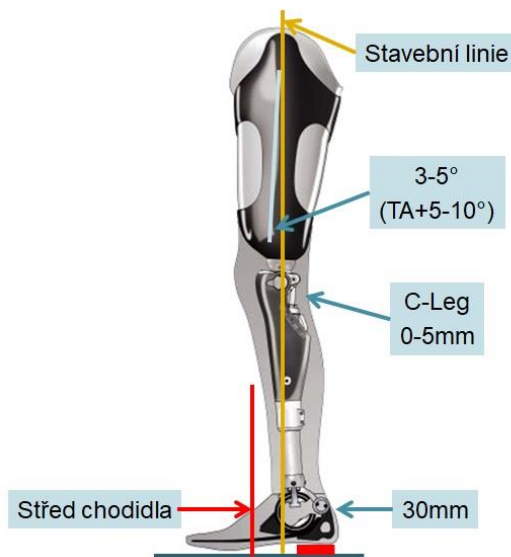
Základní stavba protézy dolních končetin se odvíjí obecně od tzv. stavební linie. Jako stavební linii označujeme libovolnou svislici, vůči které se uspořádají jednotlivé díly protézy. Stavba by měla vždy probíhat na základě informací z návodu jednotlivých protetických dílů použitých při stavbě. Pokud zvolíme jako stavební linii zátěžnou osu, tak pro univerzální návod základní stavby protézy lze použít následující body:

1. Střed chodidla umístit 30 mm před stavební linii.
2. Efektivní podpatek + 5 mm.
3. Nastavit zevní rotaci chodidla 5° - 7° .
4. Kolenní kloub – A-P pozici nastavit dle typu kolenního kloubu a vertikálně + 20 mm nad kolenní šterbinu zdravé končetiny.
5. Lůžko – stanovit centrální linii lůžka (spojením A-P středů v distální a proximální části lůžka), najít referenční bod lůžka (součástí centrální linie lůžka 30 mm nad

tuber ischiadicum), nastavit délku tuber – podložka, vůči centrální linii nastavit flexi - bez kontraktury: $3^\circ - 5^\circ$, s kontrakturou: zjištěný Thomas Angle (TA) + $5^\circ - 10^\circ$.

6. Spojit díly pomocí vhodných adaptérů.

Obrázek 12 Základní stavba TF protéz (C-Leg).



Zdroj: archiv Otto Bock

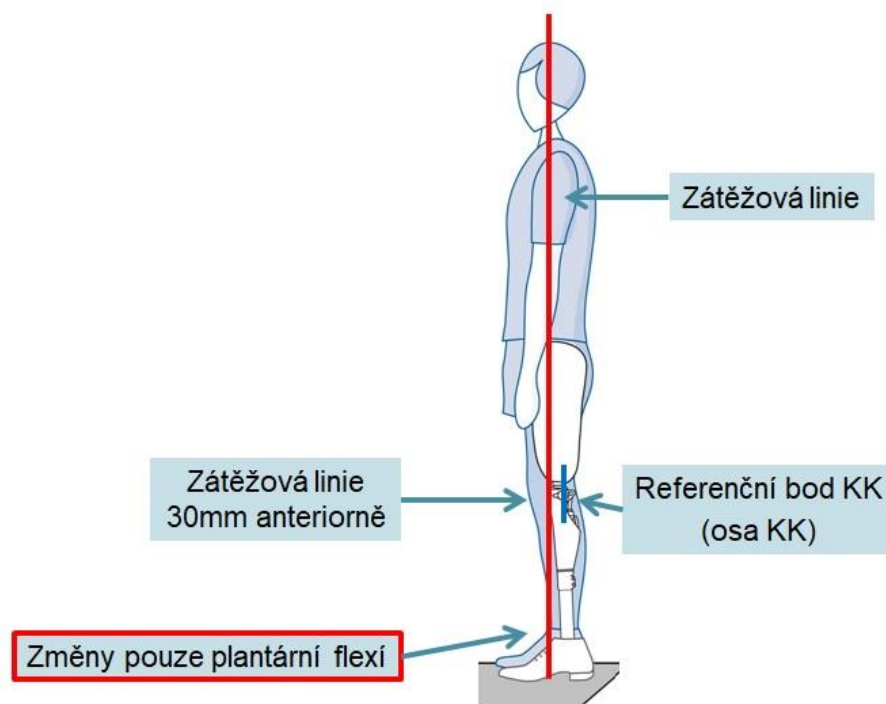
Pro zjištění flekční kontraktury pahýlu u amputovaných se stehenní amputací se používá Thomasův test. Tímto testem zjistíme Thomasův úhel (tzv. TA – Thomas Angle). Amputovaný při testu leží na zádech a vyšetřující osoba mu vloží mezi bederní lordózu a lehátko dlaň. Úkony testu pro zjištění hodnoty flekční kontraktury jsou:

1. flexe zachovalé končetiny (aktivně);
2. flexe pahýlu do vyrovnání bederní lordózy (pasivně);
3. extenze pahýlu do snížení tlaku na dlaň vyšetřujícího (pasivně);
4. změření úhlu flekční kontraktury (úhel: pahýl – lehátko).

6.6.2 Statická korekce

Pro statické nastavení parametrů protézy a jejího působení na organismus amputovaného lze použít konvenčních nástrojů jako je olovnice nebo laserové přístroje, které na základě dat získaných ze siloměrných desek přesně a v reálném čase promítnou zátěžové linie přímo na amputovaného. Protetik má na protéze 12 možností seřízení, aby našel pro konkrétního pacienta optimální nastavení (viz příloha 7). Posuzování parametrů seřízení statické korekce probíhá z roviny sagitální a z roviny frontální (Princ, 2017).

Obrázek 13 Statická korekce v rovině sagitální.

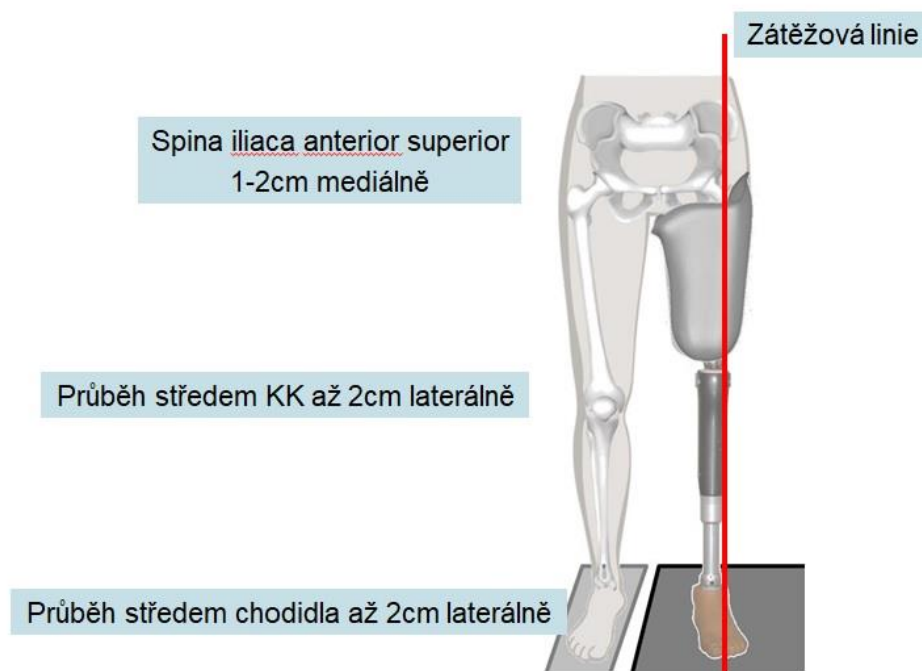


Zdroj: archiv Otto Bock

V sagitální rovině by zátěžová linie měla procházet přibližně středem ramenního kloubu, přes nebo mírně za středem otáčení kyčelního kloubu (trochanter major), cca 30 mm před osou kolenního kloubu a končit by měla ve středu chodidla. Změny nastavení v sagitální rovině lze provádět pouze úpravou plantární flexe protetického chodidla.

Pro kontrolu správného nastavení flekčního úhlu pahýlového lůžka lze provést jednoduchý test. Amputovaný se uvolněně a vzpřímeně postaví. Protetik ho požádá, aby několikrát přešlápl na místě, a tím uvedl končetinu do uvolněné pozice. Následně protetik sleduje, kde se po zastavení nachází špička protézového chodidla. Pokud špička protézového chodidla přesahuje špičku zdravé končetiny, flekční úhel lůžka je příliš malý. Pokud špička protézového chodidla nedosahuje úrovně špičky zdravého chodidla, flekční úhel je příliš velký.

Obrázek 14 Statická korekce v rovině frontální.



Zdroj: archiv Otto Bock

Z frontální roviny by zátěžová linie měla procházet přibližně 1 – 2 cm mediálně od SIAS (spina iliaca anterior superior), přibližně 2 cm laterálně od kolenního kloubu a zhruba 2 cm laterálně od středu chodidla (Princ, 2017).

6.6.3 Dynamická korekce

Protetik nechá amputovaného se projít, sleduje přitom chování protézy a její působení na pacienta. V sagitální rovině lze sledovat pohyby kolenního kloubu nebo vliv nastavení flexe protézového chodidla. V rovině frontální lze odhadnout působení M-L sil při kroku a upravit konstrukci protézy s cílem minimalizovat tyto silové účinky. Celý proces lze zachytit na video, a nebo jej+ také s pomocí speciálních programů můžeme uchovat pro příští posouzení a porovnání (Princ, 2017).

7 BIOMECHANIKA

Biomechanika zkoumá mechanické chování protetických náhrad a jejich interakci s prostředím, na základě poznatků mechaniky a chování těchto systémů v živém organismu (Karas, 1990).

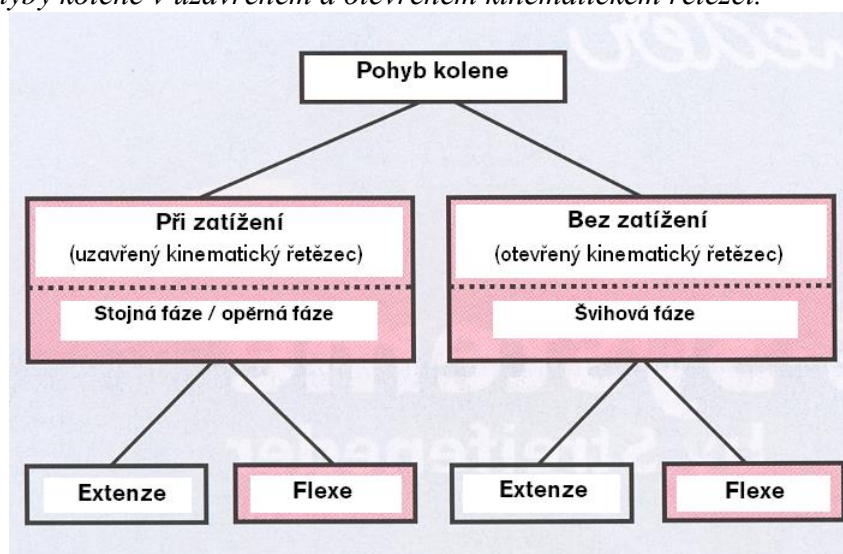
7.1 Biomechanika fyziologického kolenního kloubu

Kolenní kloub je jedním z velkých kloubů dolních končetin. Pohyby v něm probíhají hlavně v rovině sagitální. Ve frontální rovině lze pozorovat pouze minimální pohyb rotační, který pomáhá kolenní kloub uzamknout v plné extenzi. Celkový pasivní rozsah flexe kolenního kloubu je zhruba 160° a skládá se ze čtyř dílčích pohybů.

1. Počáteční rotace (odemčení kolene – flexe 5°);
2. valivý pohyb (flexe $10^\circ - 20^\circ$);
3. posuvný pohyb (flexe $20^\circ -$ cca 140°);
4. závěrečná rotace (uzamčení).

Pro motoriku člověka je důležité, aby flexe i extenze kolenního kloubu mohla probíhat nejen v nezátíženém stavu kloubu, ale i při jeho zatížení. K zatěžování kolenního kloubu dochází v opěrných fázích pohybu, jako jsou stojná fáze chůze nebo chůze do schodů. V takové chvíli hovoříme o kolenním kloubu jako o uzavřeném kinematickém řetězci. Naopak ve fázích chůze, kdy dolní končetina je ve volném kmitu a nepřenáší se na kolenní kloub distálně žádná síla, hovoříme o kinematickém řetězci otevřeném (Blumentritt, 2004).

Obrázek 15 Pohyby kolene v uzavřeném a otevřeném kinematickém řetězci.



Zdroj: Blumentritt, 2004 s. 2

Interakce, umožňující přirozenou chůzi sledem jednotlivých pohybů, vznikají díky vzájemné součinnosti systematicky působících externích momentů (síly působící od

podložky, setrvačné síly, interní momenty svalových sil) flexe a extenze při chůzi (Blumentritt, 2004).

7.1.1 Tlumení nárazu

Možnost flexe kolenního kloubu i v zatížení dovoluje provádět zdánlivě samozřejmé a jednoduché aktivity jako sedání nebo vstávání, chůzi po nakloněné rovině, chůzi po schodech v obou směrech, chůzi v terénu nebo provádět sportovní aktivity. Také během přirozené chůze po rovném podkladu je funkce flexe kolenního kloubu při zatížení velmi důležitá. Již na počátku stojné fáze kroku, při nášlapu na patu, se kolenní kloub nachází v mírné flexi $5^\circ - 10^\circ$.

7.1.2 Střední fáze stoje

Poté kolenní kloub přechází k ještě větší flexi, až dosáhne maxima ve stojné fázi (při plynulé chůzi cca $20^\circ - 30^\circ$). V tomto momentu nese kolenní kloub téměř celou váhu těla. Tento fyziologický průběh pohybu kolenního kloubu

- umožňuje extendované dolní končetině převzít tělesnou tíhu tlumeně, ne formou rázu;
- napínáním m. rectus femoris přispívá k rovnováze pánve ve frontální rovině;
- do značné míry napomáhá stabilizaci kolenního kloubu ve frontální rovině, na který působí varózní moment vyvolaný došlapem na podložku.

V této části kroku vyvolá reakční síla od podložky v kolenním kloubu externí flekční moment, který je kompenzován pomocí extenční muskulatury (m. quadriceps femoris). Následujícím pohybem ve střední stojné fázi je extenze kolenního kloubu. Probíhá přibližně do doby kontaktu paty opačné nohy s podložkou. Koleno je v tuto chvíli vystavováno extenčnímu momentu působícímu od podložky, který je fyziologicky vyvažován působením m. gastrocnemius za účelem plynulosti extenze.

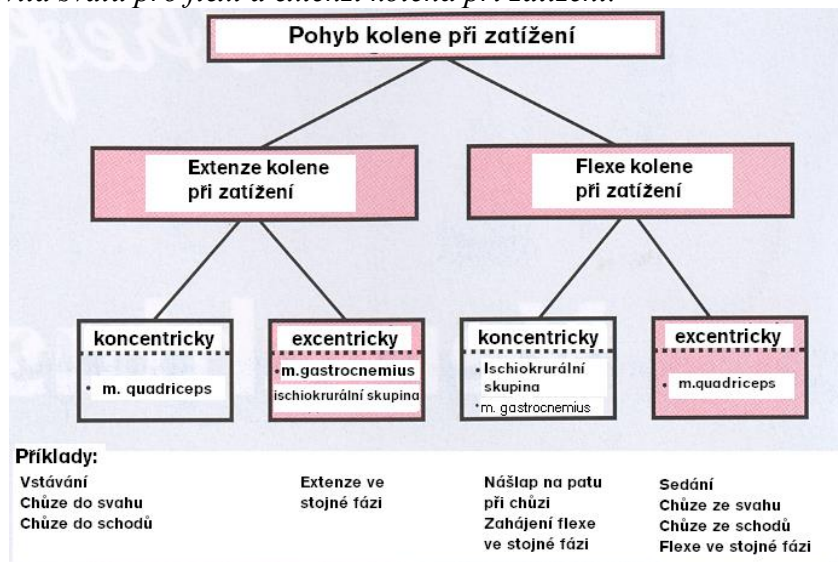
7.1.3 Přejít do švihové fáze

Na konci stojné fáze kroku začíná kolenní kloub opět přecházet do flexe. Samotná švihová fáze začíná až při dosažení úhlu flexe v kolenním kloubu zhruba 50° .

7.1.4 Švihová fáze

Při švihové fázi kroku pokračuje flexe v kolenním kloubu až do maximální hodnoty 65° . Následně se bérec s podporou extendujícího svalstva kolene začne posouvat zpět dopředu, dokud extenční pohyb na konci švihové fáze nezastaví působení ischiokrurální svalové skupiny.

Obrázek 16 Aktivita svalů pro flexi a extenzi kolena při zatížení.



Zdroj: Blumentritt, 2004 s. 2

7.2 Biomechanické aspekty stoje a chůze s TF protézou

Vlivem amputace přichází TF amputovaný o schopnost regulace některých pohybů popisovaných v předchozí kapitole, především pak pohybu kolenního kloubu. Jeho pohyb je tak po amputaci ovlivněn motorickými schopnostmi amputovaného, výkoností pahýlu, působících externích zatížení a mechanických vlastností protézy. Základními požadavky při vybavování TF amputovaných jsou jistota při stoji a stabilita protézy v zatížení. Ve stoji jsou TF protézy bezpečně zatížitelné, pokud reakční síla od položky působí před osu otáčení kolenního kloubu (viz odst. 6.4). Protéza je v tu chvíli jistá, bez nutnosti vynaložení dalšího úsilí amputovaným. V první polovině stojné fáze je měřitelným údajem externí flekční moment (jehož kompenzaci provádí amputovaný extenzí v kyčli), ve druhé polovině stojné fáze je to moment extenční. Studie zaměřené na analýzu chůze ukázaly, že v případě stabilní stavby protézy, vyvíjí amputovaný během chůze pouze takovou aktivitu, která je pro chůzi účelná. V případě, že protéza neposkytuje dostatečnou jistotu, je amputovaný nucen zvýšit svalovou aktivitu extenze nad potřebnou míru (Blumentritt, 2004).

Extenční moment pahýlu také koreluje s rychlostí chůze, čím je chůze rychlejší, tím roste i potřeba vytvářet větší extenční moment v kyčelním kloubu. Naopak moment potřebný k zahájení švihové fáze kroku je na rychlosti chůze nezávislý. Vliv na něho má předozadní pozice umístění kolenního kloubu a jeho konstrukce. Čím více je osa otáčení kolenního kloubu vzadu, za stavební linií, tím je na jednu stranu stabilnější ve stojné fázi,

ale na druhou stranu je potřeba vyvinout větší moment pro zahájení fáze švihové. Potřebu jistoty ve stojné fázi mají všichni TF amputovaní bez ohledu na jejich stupeň aktivity. Jisté je však to, že u amputovaných s nižším stupněm aktivity je potřeba jistější stavby protézy. Protože zvýšení jistoty pomocí umístění kolenního kloubu více vpředu vyžaduje pro zahájení švihové fáze větší sílu pahýlu, kterou amputovaní s nižším stupněm aktivity zpravidla nemívají, je pro stavbu protézy potřeba zvolit jiné zajišťující konstrukční řešení (adaptér).

Pohyby bérce během švihové fáze jsou určovány výkoností pahýlu amputovaného a technickými parametry použitého kolenního kloubu. U amputovaných s vyšším stupněm aktivity lze očekávat větší proměnlivost rychlosti chůze, celkově větší rychlost chůze a působení většího zrychlení pohybu než u amputovaných s nižším stupněm aktivity. Vyšší výkonnost pahýlu amputovaného vyžaduje použít také výkonnější techniku řízení švihové fáze protézového kolenního kloubu (Blumentritt, 2004).

7.3 Pohyby v protetických kolenních kloubech

7.3.1 Pohyb v kolenním kloubu bez zatížení

Pro všechny protézové kolenní klouby, vyjma kolenních kloubů s uzávěrem, platí možnost pohybu ve švihové fázi. Řízení švihové fáze je většinou realizováno pomocí pasivních konstrukčních prvků, jako jsou pružiny, třecí elementy nebo tlumiče. Pokud by byl bérec ponechán bez řízení, pouze jako volné kyvadlo, vyžadoval by příliš dlouhou dobu švihu. Nastavení velikosti odporu flekčního a extenčního pohybu je závislé na rychlosti švihu. Aby byl dobrý obraz chůze zachován i při vyšších rychlostech, je zapotřebí v závislosti na rychlosti nelineární průběh odporu. Zapojovat se zde budou především excentrické svalové skupiny, koncentrické jen zřídka (Blumentritt, 2004).

7.3.2 Pohyb kolenního kloubu při zatížení

U zdravých končetin jsou pohyby kolena v zatížení prováděny pomocí koncentrických svalových skupin. Technicky lze v dnešní době nahradit pouze aktivitu skupiny excentrických svalů, a to ještě jen ve smyslu a umožnění flexe kolenního kloubu při zatížení, nikoliv také aktivní extenze. Přesto je možnost flexe při zatížení mimořádně důležité pro dobrou rehabilitaci amputovaného. Podle možnosti flexe kolene při zatížení lze protetické kolenní klouby rozdělit do tří skupin:

1. bez flexe v koleni;
2. s omezenou flexí v koleni (Bouncing);

3. s neomezenou flexí v koleni (Yielding).

Pro všechny kolenní klouby, jejichž princip zajištění stojné fáze je založen na uzávěru (brzdě), platí, že jsou určeny pro chůzi výlučně po vodorovném povrchu (čtyřosé polycentrické nebo monocentrické systémy). Dokonce nepodporují ani zdánlivě jednoduchý pohyb jako je sedání. Sílu potřebnou pro usednutí je nutné vyvíjet kontralaterální dolní končetinou a pažemi.

Určitou omezenou flexi kolene při zatížení umožňují klouby s bouncingovým adaptérem (zajišťuje pružnou limitovanou flexi kolenního kloubu při došlapu na patu), a nebo také polycentrické kolenní klouby s více než čtyřmi osami. Využití těchto konstrukcí redukuje rázy vznikající při přebírání zátěže. U této skupiny kolenních kloubů je důležité, aby byl úhel flexe nad 5° možný jen pokud je kloub vybaven tlumičem extenze, aby nedocházelo k trhavému přechodu do extenze ve střední stojné fázi. Flexi v koleni v hodnotě 15° umožňuje z jichž zmiňovaných pouze kolenní kloub Otto Bock 3R60 ale také například kolenní kloub Total Knee od firmy Össur. Díky tomu lze s takovým kloubem také pohodlně chodit po mírně se svažujícím podkladu. V tu chvíli se výhodně uplatňuje také funkční zkrácení polycentrického kolenního kloubu ve švihové fázi (Blumentritt, 2004; www.ossur.cz).

Předpokladem toho, aby protéza podporovala střídavou chůzi po šikmé ploše, ze schodů, a také sedání, je použití systému s yieldingem. Využití tohoto systému ale klade poněkud vyšší nároky na výkon pahýlu. Velikost odporů, které jsou v kolenním kloubu zapotřebí ve švihové a stojné fázi, se od sebe řádově liší. Pokud by v kloubu přetrvával odpor ze stojné fáze do fáze švihové, byl by kloub příliš tuhý a amputovaný by nedokázal v reálném čase narovnat bērec. Pokud by v kloubu naopak přetrvával odpor ze švihové fáze i ve fázi stojné, způsobila by jeho nedostatečná tuhost pád amputovaného. Proto se většina kolenních kloubů do jednotlivých fází přepíná aktivitou amputovaného. Tyto kolenní klouby bývají konstruovány zpravidla tak, aby při chůzi po vodorovném povrchu nevyžadovaly žádné mimořádné činnosti. Amputovaný tak dbá pouze na to, aby protéza byla při nášlapu na patu extendovaná. Vyšší motorický výkon pahýlu amputovaného je zapotřebí až v případě chůze v terénu po nerovných cestách a nakloněných rovinách, kdy amputovaný snahou o flexi či extenzi pahýlu aktivuje jednotlivé režimy kolenního kloubu. Mikroprocesorově řízené kolenní klouby jako je Otto Bock C-leg umí mezi jednotlivými režimy přepínat automaticky díky informacím ze senzorů (Blumentritt, 2004).

Obrázek 17 Principy zajištění stejné fáze protézových kolenních kloubů.



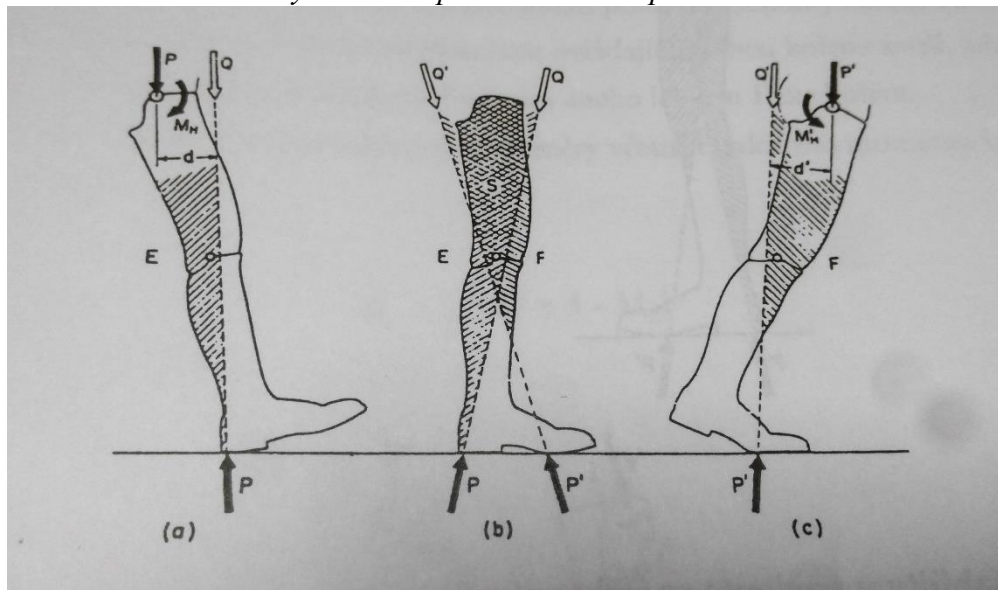
Zdroj: Blumentritt, 2004 s. 6

7.4 Základní biomechanické vlastnosti TF protézy

Důležitým principem mechaniky, který je přítomný také při kroku na TF protéze je souvislost jednotlivé síly (Q), kombinace síly (P) a momentu síly (M). Polohy nositelek těchto sil vymezují oblasti s ideálními vlastnostmi pro umístění středu otáčení kolenního kloubu v jednotlivých fázích kroku. Sílu P působící na kyčelní kloub lze s ohledem na moment M přenášený kyčlí transformovat na posunutou sílu Q , jejíž velikost se musí rovnat síle P (reakce podložky, rovnováha vnějších sil). Na obr. 18 je zobrazeno působení těchto sil ve fázi došlapu pacienta na patu, kdy pacient vyvíjí svalovou aktivitou v kyčelním kloubu extenční moment (obr. 18a). Fáze odrazu od špičky, kdy pacient vyvíjí svalovou aktivitou v kyčelním kloubu moment flekční, je znázorněna na obr. 18c. Z vyobrazení na obr. 18a a obr. 18c je jasné, že kolenní kloub je stabilní, pokud se jeho střed otáčení nachází v oblasti E (za linií PQ), popř. že kolenní kloub lze libovolně ohýbat, pokud se jeho střed otáčení nachází v oblasti F (před linií $P'Q'$). Oblast označovaná jako zóna pomyslné stability (S), která je výhodná pro umístění kolenního kloubu nebo středu jeho otáčení, je vyobrazena uprostřed (obr. 18b). Umístěním kloubu do této oblasti se zaručí stabilita (odolnost proti podlomení) kolenního kloubu při došlapu na patu a zároveň jistota kolenního kloubu při odrazu špičky od země. Ve skutečnosti (viz příloha 3) je zóna pomyslné stability menší a speciálně u jednoosých kolenních kloubů v podstatě není možné střed otáčení umístit tak, aby se nacházel v kýžené oblasti S . Protetik tak musí zvolit umístění kolenního kloubu více vpřed nebo vzad tak, aby to pacientovi co nejvíce vyhovovalo. U kloubů umožňujících flexi při zatížení již není taková potřeba dodržet

umístění kloubu za linií PQ pro samosvorné zablokování flexe při došlapu na patu, a tak se protetik nemusí bát umístit kloub více vpřed. To ulehčí flexi kolenního kloubu po odrazu špičky nohy a učiní chůzi estetičtější a méně energeticky náročnou (Kaphingst, 2002).

Obrázek 18 Znárodnění silových účinků při kroku na TF protéze



Zdroj: Kaphingst, 2002 s. 158

7.4.1 Umístění jednoosých kolenních kloubů

Zvýšení umístění středu otáčení, tím pádem celého jednoosého kolenního kloubu, je v praxi využitelné jen stěží. Každá vnímatelná významná změna vertikálního umístění kolena je velkým zásahem do kosmetického vzhledu protézy, a tím pádem se stává pro většinu pacientů neakceptovatelnou (Kaphingst, 2002).

7.4.2 Umístění víceosých kolenních kloubů

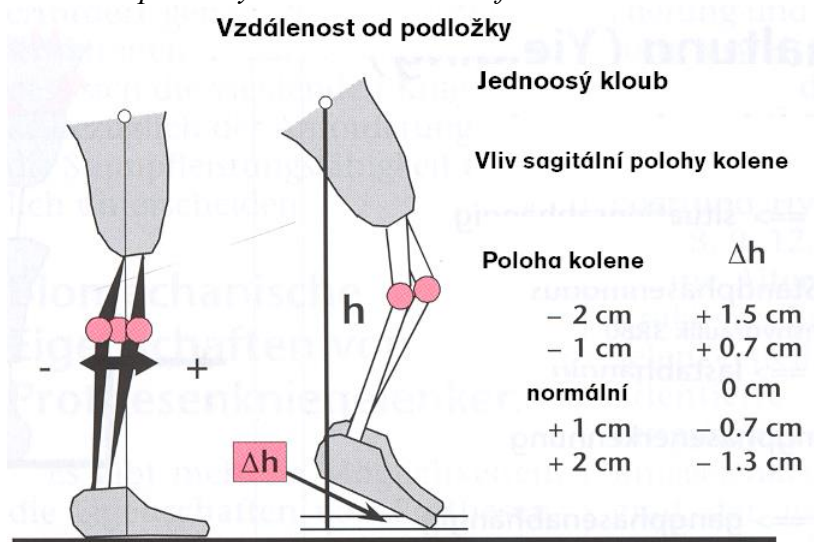
Vícečlenné kolenní klouby mohou být konstruované tak, aby dokázaly využít změnu polohy momentální osy otáčení kloubu v AP rovině jak pro lepší ovladatelnost a volní stabilitu, tak i pro dobrou jistotu a rozsah pohybu a využily tak výhod umístění v jednotlivých oblastech E , F , S vyobrazených na předchozím obrázku (Kaphingst, 2002).

7.4.3 Funkční délka protézy ve střední švihové fázi

Kromě řízení švihové fáze by měl kolenní kloub, potažmo protéza, také umožňovat dostatečnou rezervu vzdálenosti od země při prokmihu bérce. Funkční délku protézy lze ovlivnit několika faktory. Celkovou délkou protézy, mechanismem kolenního kloubu, statickou stavbou protézy a výkonností protetického kolenního kloubu při řízení švihové fáze. Řešení dostatečné vzdálenosti od země formou použití kratší protézy nelze až na

výjimky akceptovat, protože délka protézy by měla hlavně umožnit rovné postavení pánve, a tím celé páteře amputovaného. Pro monocentrické kolenní klouby platí, že jejich posunováním před, popř. za, zátěžovou linii se výrazně mění funkční délku protézy ve střední švihové fázi (viz obr. 19). Pokud kloub posuneme více vzad, za zátěžovou linii, funkční délka protézy se zvětšuje. Proto jsou jasně ve výhodě ty klouby, které lze polohovat více vpřed, aniž by to mělo vliv na jistotu stojné fáze, nebo klouby polycentrické (Blumentritt, 2004).

Obrázek 19 Vzdálenost od podložky ve střední švihové fázi.



Zdroj: Blumentritt, 2004 s. 11

7.5 Biomechanika vícečlenných kolenních kloubů

Vícečlenný mechanismus kolenního kloubu poskytuje postiženému lepší funkci díky svým víceosým vlastnostem popsanych v odst. 5.4.2. Charakteristiku všech takových kolenních kloubů lze vyjádřit pomocí čtyř vzájemně souvisejících faktorů:

1. Polohy momentálního středu otáčení kolenního kloubu,
2. průběhu linie zatížení,
3. brzdného nebo točivého momentu, který dokáže protézy kloub vyvinout,
4. kyčelního momentu vyvinutého samotným pacientem.

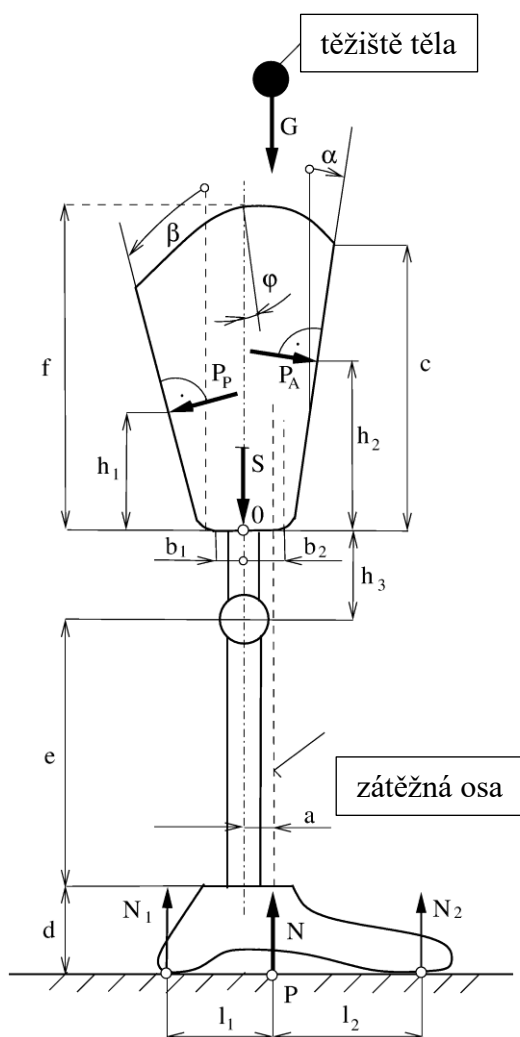
(Kaphingst, 2002)

8 MODELOVÁ ÚLOHA SILOVÉHO ZATÍŽENÍ TF PROTÉZY

PROTÉZY

Silové poměry na lůžku TF protézy značně ovlivňují komfort amputovaného jedince a jsou samozřejmě měřítkem silového působení mezi lůžkem a pahýlem amputované končetiny člověka (princip akce a reakce). Obecně se jedná o značně složitý problém rovnováhy prostorové vázané soustavy těles, která je zatížena obecnou prostorovou soustavou sil. Zde provedeme pouze velmi zjednodušený výpočet silových poměrů na lůžku TF protézy. Byť se jedná o značně zjednodušenou modelovou úlohu, přesto lze jejím řešením získat jistý náhled na skutečné rozložení sil v lůžku protézy, resp. na změnu silových poměrů lůžka v závislosti na jeho poloze.

Obrázek 20 Model zatížení transfemorální protézy



Zdroj: vlastní

Celkové zatížení transfemorální protézy vlastní tíhou lidského těla je schematicky znázorněno na modelu na obr. 20, kde se pro jednoduchost uvažuje stoj na jedné noze ve stejné fázi a plné zátěži. Model TF protézy sestává ze dvou tuhých těles, která jsou vázána rovinnou rotační kinematickou dvojicí (vazbou – jednoosý kolenní kloub). Reálné zatížení TF protézy budeme pro jednoduchost aproximovat osamělými silami a budeme předpokládat, že všechny síly působící na model protézy leží v jedné rovině (sagitální rovina). Z pohledu mechaniky tedy řešíme rovinný problém rovnováhy soustavy mnoha vázaných těles, které jsou zatížena obecnou rovinnou soustavou sil.

Vazbu mezi lůžkem protézy, spojovacím adaptérem a kolenem budeme považovat za dokonale tuhou vazbu. Vazbu mezi kolenem, trubkovým adaptérem a chodidlem budeme rovněž považovat za dokonale tuhou vazbu. Vlastní chodidlo je potom rovněž předpokládáno jako dokonale tuhé těleso.

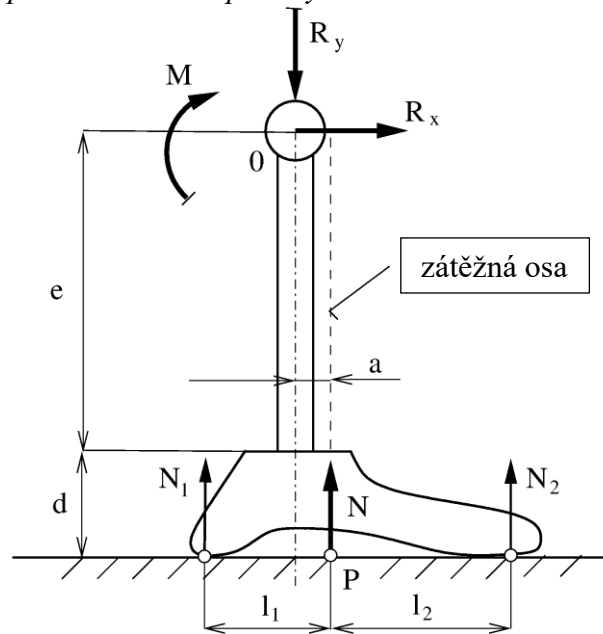
Zabývejme se nejdříve rovnováhou celého těla. V rovnováze musí být vždy vnější síly a vnější reakce. Vnější silou je vlastní tíha G lidského těla (působí v těžišti těla) a vnější reakcí je výsledná reakce N , resp. její složky N_1 a N_2 , tj. silový účinek podložky na nohu. Vzhledem ke zvolenému modelu TF protézy tvoří tyto síly rovnoběžnou soustavu sil v rovině. Podmínky rovnováhy mají tvar (síly G a N leží na zátěžné ose)

$$\begin{aligned}\sum F_{iy} &= N_1 + N_2 - G = 0, \\ \sum M_{iP} &= N_1 * l_1 - N_2 * l_2 = 0.\end{aligned}\tag{1}$$

Řešením této soustavy rovnic dostaneme

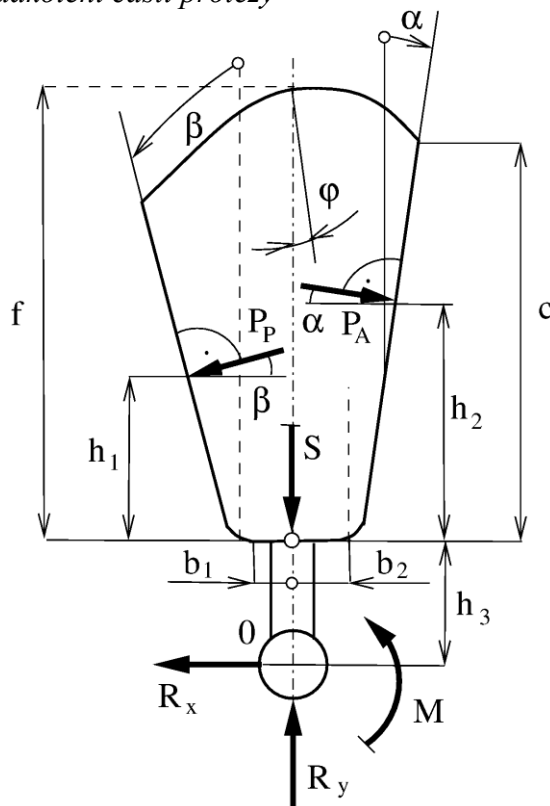
$$N_1 = \frac{G * l_2}{l_1 + l_2}, \quad N_2 = \frac{G * l_1}{l_1 + l_2}, \quad \text{resp.} \quad N = N_1 + N_2 = G.\tag{2}$$

Obrázek 21 Uvolnění podkolenní části protězy



Zdroj: vlastní

Obrázek 22 Uvolnění nadkolenní části protězy



Zdroj: vlastní

Nyní provedeme vlastní uvolnění jednotlivých komponent transfemorální protězy (obr. 21 a obr. 22) a uvolněné díly modelu zatížíme osamělými silami $N = G$, silou P_A (výsledná síla působící kolmo na přední část modelu lůžka protězy, resp. je to výslednice

tlakového zatížení této části protézy), silou P_P (výsledná síla působící kolmo na zadní část modelu lůžka protézy, resp. je to výslednice tlakového zatížení této části protézy) a osamělou silou S , která reprezentuje výslednici všech svislých silových složek působících na model lůžka protézy. Silové působení mezi jednotlivými díly protézy (kolenní kloub, vnitřní síly z pohledu uvolněné soustavy těles, princip akce a reakce) vyjádříme složkami reakce R_x , R_y a přenášeným momentem M . Ze znázornění na obr. 21 a obr. 22 vyplývá, že u obou uvolněných těles se jedná o obecnou rovinnou soustavu sil. Podmínky rovnováhy mají tvar:

Podkolenní část transfemorální protézy

$$\begin{aligned}\sum F_{ix} &= R_x = 0, \\ \sum F_{iy} &= R_y - N = 0, \\ \sum M_{i0} &= M - N * a = 0.\end{aligned}\tag{3}$$

Nadkolenní část transfemorální protézy

$$\begin{aligned}\sum F_{iy} &= R_y - S - P_P * \sin \beta - P_A * \sin \alpha = 0, \\ \sum F_{ix} &= R_x + P_P * \cos \beta - P_A * \cos \alpha = 0, \\ \sum M_{i0} &= M + S * x - P_A * (b_2 + h_2 * \tan \alpha) * \sin \alpha - P_A * h_2 * \cos \alpha + \\ &+ P_P * h_1 * \cos \beta + P_P * (b_1 + h_1 * \tan \beta) * \sin \beta = 0,\end{aligned}\tag{4}$$

kde x je posunutí (dopředu nebo dozadu) geometrického středu lůžka protézy vzhledem k bodu 0 (střed trubkového adaptéru). Soustava rovnic (3) a (4) obecně tvoří lineární soustavu šesti algebraických rovnic pro právě šest neznámých: R_x , R_y , M , P_A , P_P , S . Ze soustavy rovnic (3) okamžitě vyplývá, že platí

$$R_x = 0, \quad R_y = N = G, \quad M = N * a.\tag{5}$$

Soustavu lineárních algebraických rovnic (4) můžeme potom přepsat do maticového tvaru (\mathbf{q} je vektor neznámých)

$$\mathbf{A} * \mathbf{q} = \mathbf{f},\tag{6}$$

kde jednotlivé matice mají tvar

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & \sin \alpha & \sin \beta \\ 0 & -\cos \alpha & \cos \beta \\ x & K_1 & K_2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{q} = [S \quad P_A \quad P_P]^T, \quad \mathbf{f} = [R_y \quad R_x \quad M]^T \quad (7)$$

a pro koeficienty K_1 a K_2 platí

$$\begin{aligned} K_1 &= (b_2 + h_2 * \tan \alpha) * \sin \alpha + h_2 * \cos \alpha, \\ K_2 &= -(b_1 + h_1 * \tan \beta) * \sin \beta - h_1 * \cos \beta. \end{aligned} \quad (8)$$

V soustavě lineárních algebraických rovnic (4), resp. (6), postupně měníme velikost parametru x podle zvoleného kroku posunutí (znaménko mínus – anterior posunutí, znaménko plus – posterior posunutí, zvolený krok=0.001 [m]) a nebo měníme úhel φ natočení lůžka modelu TF protézy kolem M-L osy (pouze posterior natočení, flexe lůžkové komponenty protézy, krok=0.001 [rad]). Nyní provedeme řešení soustavy rovnic (4), resp. (6), pro jednotlivé hodnoty parametrů a získáme tak průběh hledaných osamělých sil, působících na lůžko modelu TT protézy, v závislosti na zvoleném parametru. Vlastní numerický výpočet byl realizován v interpretu MATLAB. Všechny použité, resp. zvolené, parametry modelu TF protézy jsou souhrnně uvedené v tab. 1. Dosažené numerické výsledky jsou potom graficky znázorněné na následujících obrázcích.

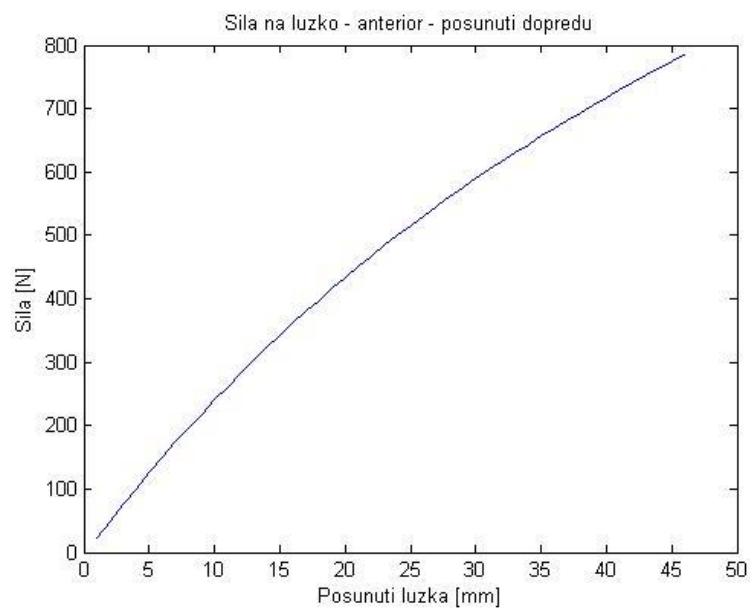
Tabulka 1 Parametry modelu TF protézy

Úhly $\alpha = 5 [^\circ]$	Rozměry $l_1 = 82.5 [mm]$	$c = 370 [mm]$
$\beta = 6 [^\circ]$	$l_2 = 165.5 [mm]$	$d = 90 [mm]$
$\varphi = 5 [^\circ]$	$a = 0.008 [mm]$	$e = 435 [mm]$
Hmotnost $m = 80 [m]$	$b_1 = 45 [mm]$	$h_1 = 230 [mm]$
Zrychlení $g = 9.81 [m/s^2]$	$b_2 = 45 [mm]$	$h_2 = 260 [mm]$

Zdroj: vlastní

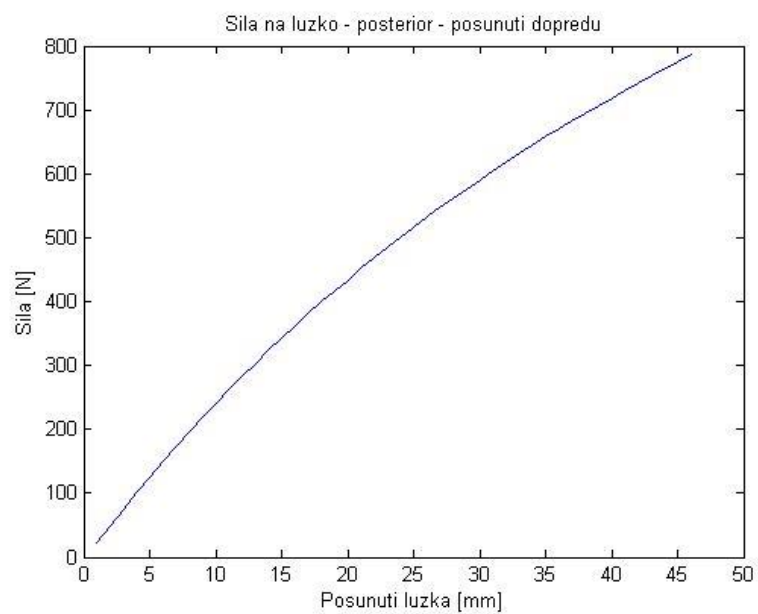
8.1 Anteriorní posunutí lůžka

Obrázek 23 Průběh síly P_A



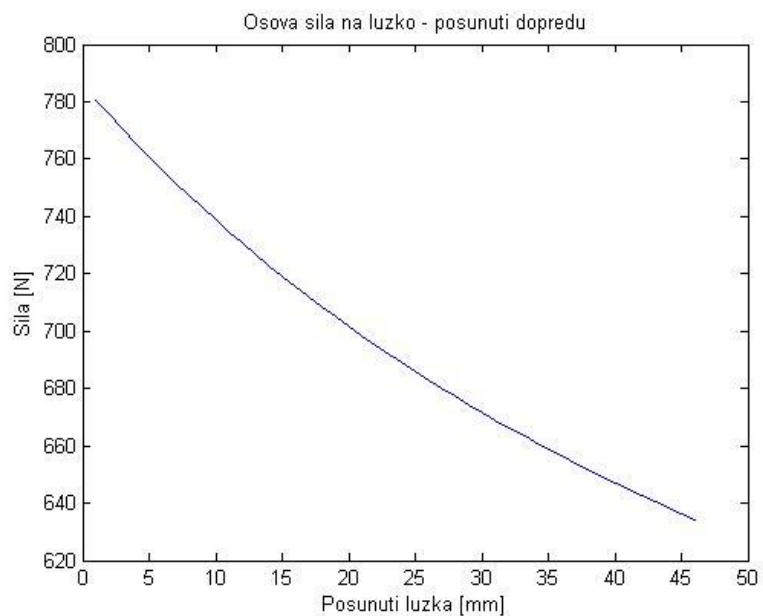
Zdroj: vlastní

Obrázek 24 Průběh síly P_P



Zdroj: vlastní

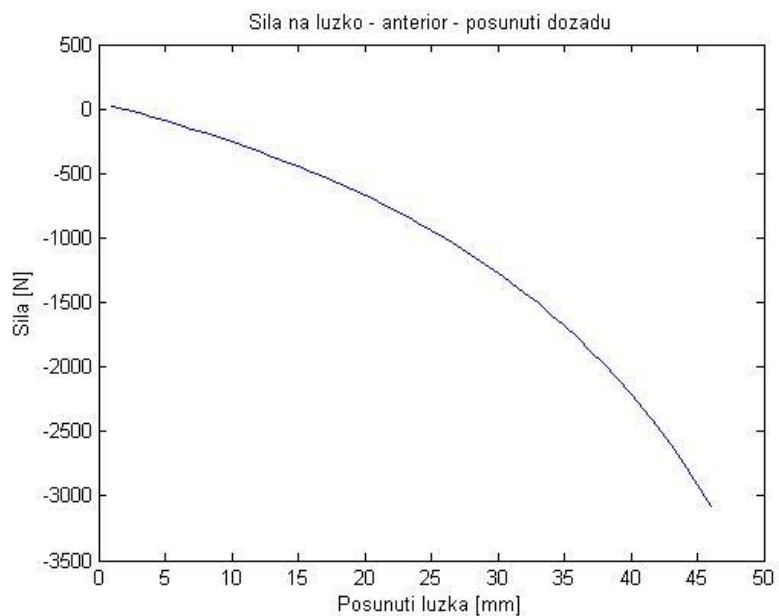
Obrázek 25 Průběh síly S



Zdroj: vlastní

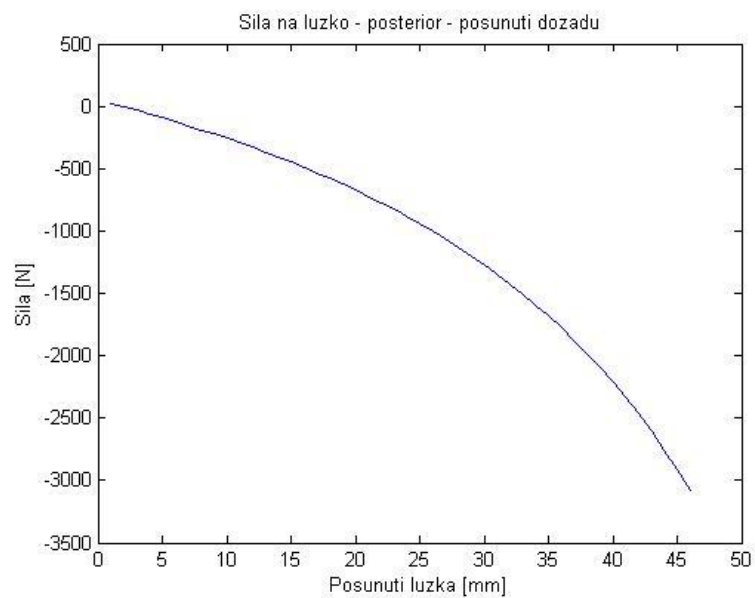
8.2 Posteriovní posunutí lůžka

Obrázek 26 Průběh síly P_A



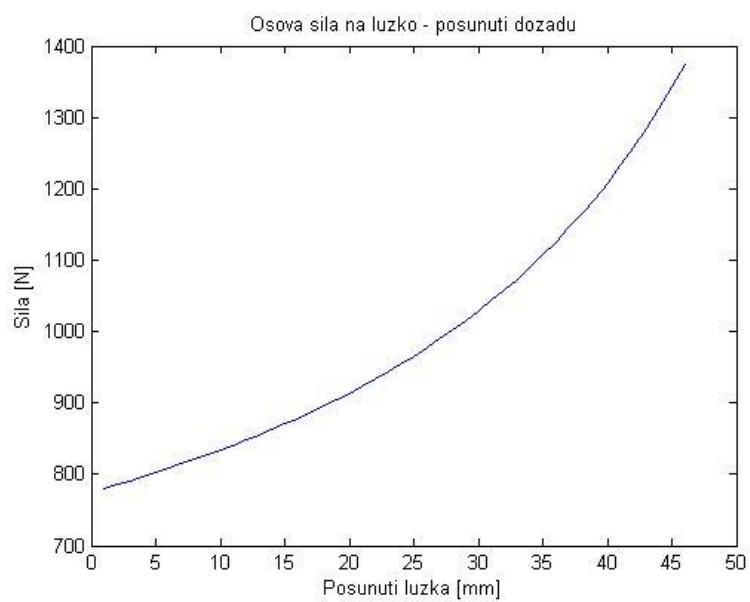
Zdroj: vlastní

Obrázek 27 Průběh síly P_p



Zdroj: vlastní

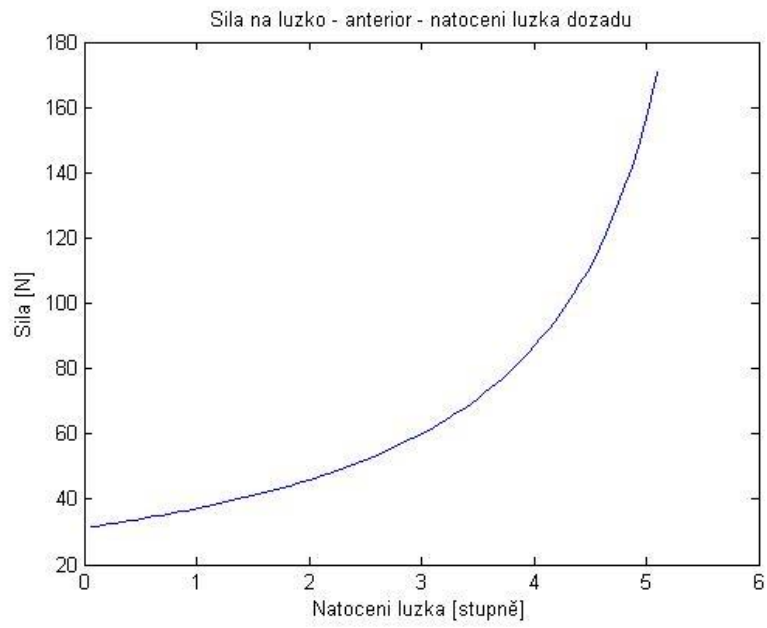
Obrázek 28 Průběh síly S



Zdroj: vlastní

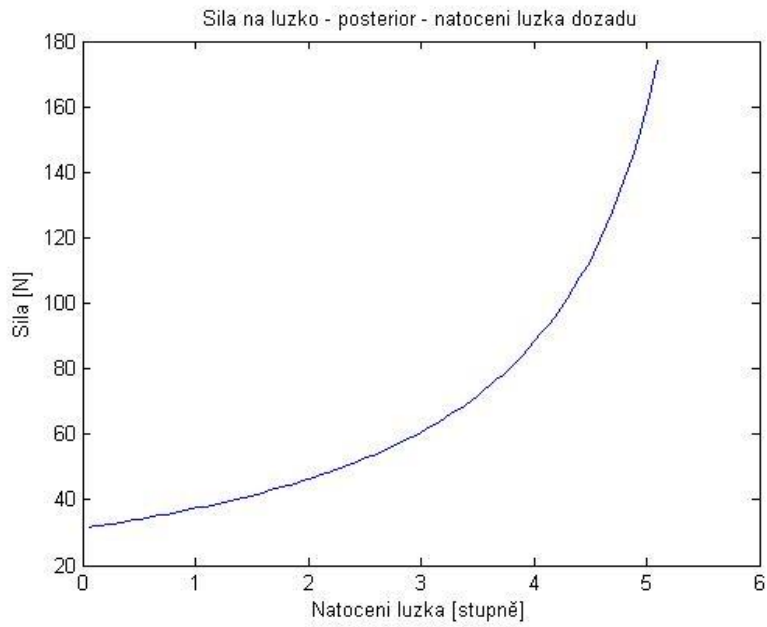
8.3 Posteriorní natočení lůžka (kolem M-L osy)

Obrázek 29 Průběh síly P_A



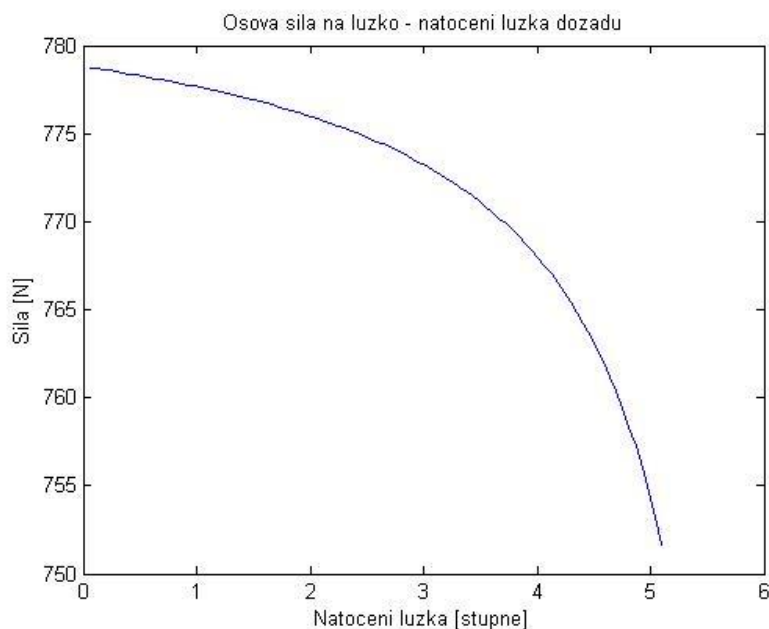
Zdroj: vlastní

Obrázek 30 Průběh síly P_P



Zdroj: vlastní

Obrázek 31 Průběh síly S



Zdroj: vlastní

Z grafického znázornění výsledků modelové úlohy zatížení TF protézy je zřejmé, že při změně polohy modelu lůžka TF protézy dochází k poměrně velkým změnám sledovaných osamělých sil. Z obrázků lze vystopovat, že při úhlové změně polohy geometrické osy (natočení kolem M-L osy) lůžka nedochází k podstatným změnám velikosti sledovaných sil. Určitě je však vidět, že podstatné silové změny nastávají zejména při posunutí lůžka protézy v anteriorním či posteriorním směru. Je třeba upozornit zvláště na posteriorní směr posunu lůžka, kdy dochází k největším změnám ve velikosti sledovaných osamělých sil (obr. 26 až obr. 28).

Na základě výsledků uvedené modelové úlohy můžeme konstatovat, že je nutné věnovat náležitou pozornost geometrické přesnosti při konstrukci protézy. Všechny uvedené silové změny na modelové TF protéze se musí jistým způsobem odrážet do zátěže amputované končetiny, neboť zcela jasně musí být kryty silovým působením příslušné skupiny kosterních svalů dolní končetiny či pánevní oblasti. Tento jev se samozřejmě promítá do komfortu a funkčního projevu celé protetické pomůcky.

DISKUZE

Při shromažďování podkladů pro tuto bakalářskou práci jsem dospěl k názoru, že dostupná literatura, a to především v českém jazyce, není bohužel zastoupena ve velkém počtu a zvláště v oblasti biomechaniky protéz se dá hovořit přímo o nedostatečnosti poskytnutých informací důležitých pro správnou stavbu transfemorálních protéz. Zejména takových informací, které by ortotikům-protetikům pomohly pochopit, proč jsou některé buď zažité a snad i správné metody stavby prováděny právě takto a ne jinak. Nebo proč je například důležité u pacienta s konkrétním, z nějakého důvodu problematickým pahýlem onu stavbu provést s určitou změnou oproti zmiňovanému běžnému a zažitému způsobu, který v tomto případě nemusí fungovat dobře, přestože to na první pohled třeba nemusí být hned zřejmé.

Zatímco mezi zahraničními zdroji je výběr o poznání větší, stále jej nelze nazvat příliš bohatým. Proto řada informací a zdrojů uvedených v této práci musela být konfrontována a konzultována s názory odborníků oboru ortotik-protetik z firmy Protetika Plzeň a především z firmy Otto Bock ČR. Po stránce mechaniky bylo pro práci a jejího autora velkým přínosem možnost spolupracovat s prof. Ing. Jiřím Křenem, CSc. z Katedry mechaniky Západočeské univerzity v Plzni, který poskytl mnoho informací pro sepsání práce, důležitých vysvětlení a rad týkajících se fungování mechanických součástí protéz. Tyto rady od odborníků výrazně napomohly doplnit a rozvinout informace načerpané ze zdrojů, resp. odhalit a uvést na pravou míru některé nepřesnosti a nejasnosti v nich uvedené.

Protetické vybavení má na každého pacienta nezanedbatelný vliv a je na ortotikovi-protetikovi, aby vytvářel pomůcky optimální a schopné plnit účel řečený v pojmenování, tudíž pomoci člověku v často složité životní situaci. To je možné pouze za předpokladu, pokud si ortotik-protetik udržuje znalosti anatomie, fyziologie a biomechaniky na aktuální úrovni a sleduje trendy, zejména ve svém, ale i v jiných příbuzných souvisejících oborech. Anatomie a fyziologie se neustále rozvíjejí, ale také pokrok biomechaniky je značný. Neustále se objevují nové materiály, nové možnosti zpracování materiálů a nové možnosti jejich využití. Je tak nutné zkoumat i jejich působení na živý organismus. V této oblasti zaujímá obor ortotika-protetika celosvětově solidní úroveň a rychle implementuje trendy v aplikaci nových materiálů a celkově se progresivně vyvíjí. Bohužel ne vždy také odborní pracovníci ortotici-protetici postačují držet krok s posledním vývojem. Mohou tedy

v některých případech poněkud „brzdit“ příchod nových technologií ke konečnému uživateli. V tomto procesu svou roli pochopitelně sehrává také metodika hrazení protetických pomůcek v České republice a zdravotní pojišťovny se svým, ať již z jakéhokoliv důvodu, omezeným rozpočtem.

Modelová úloha zpracovaná v této práci jasně ukazuje, že i malé změny polohy pahýlového lůžka mohou ve výsledku znamenat velké změny v silovém zatížení protézy. Ve velice zjednodušeném významu to, že i malé změny mohou mít velké následky. Proto je velmi důležité, aby ortotik-protetik odvedl svou práci s maximální přesností a péčí, protože pouze kvalitně a dobře odvedená práce může být odrazovým můstkem pro návrat amputovaného pacienta do normálního života. Jinou otázkou je zlepšení celkového financování tohoto odvětví ve zdravotnictví. V dnešní době, kdy dochází převážně u starších pacientů k velkému počtu amputací z cévních důvodů a někteří z nich spokojí s obdržáním „alespoň“ nějaké pomůcky, a tím zajištění „alespoň“ jisté pohyblivosti, nejsou zdravotní pojišťovny příliš pod tlakem jakkoliv tuto situaci zlepšovat a vydávat na protetické pomůcky více peněz. Cílem by mělo být, že pacienti budou z protetiky odcházet s pocitem, že od svého ortotika-protetika dostali maximální možnou péči a co nejlepší pomůcku. Bohužel ke zlepšení často může dojít teprve tehdy, pokud by zdravotní pojišťovna uhradila lepší a samozřejmě také nákladnější pomůcku nebo její součást. Proto je nutná maximální snaha o spokojenost pacientů s prací ortotiků-protetiků, kdy k dokonalosti bude chybět už pouze onen lepší a výkonnější „hardware“. Teprve tímto krokem vznikne zdravá poptávka přímo od uživatelů. Je-li přítomna poptávka, měla by se dříve či později objevit také i nabídka. Takový stav by mohl vést ke zlepšení, kdy třeba i slovo komfort v souvislosti s protetickým vybavením přestane být slovem tak říkajíc „neslušným“. Někteří amputovaní jedinci rovněž chtějí vykonávat přiměřený rekreační sport a nechťejí setrvávat v obavách, že i dobře postavená pomůcka nevydrží zvýšené namáhání, kdy v lepším případě se jim protéza pouze zničí. V horším případě ještě navíc člověka zraní. Takovým aktivním pacientům by mohl konečně vzniknout legitimní nárok na vybavení, vyhovující jejich potřebám, popř. vznik alespoň možnosti si za takový „nadstandard“ připlatit.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo zpracovat informace k systémům transfemorálních protéz a jejich biomechanických vlastností. Informace získané ze zahraničních i domácích zdrojů seřadit do ucelené formy a na základě rad od expertů oboru biomechaniky a ortotiky-protetiky vytvořit výsledný text tak, aby byl přehledný, čtivý a mohl sloužit i jako učební pomůcka pro vzdělávání studentů v oboru ortotik-protetik a oborů příbuzných.

V práci jsou přehledně popsány historické kontexty vývoje biomechaniky jako vědy, historie výroby a konstrukcí transfemorálních protéz. Zvláště se práce zaměřuje na současné modulární systémy používané pro výrobu transfemorálních protéz s díly jako jsou pahýlová lůžka (na kvalitě provedení lůžka možná stojí úspěch celé protézy z pohledu jejího nositele), kolenní klouby (které svým výčtem vlastností musí odpovídat potřebám pacienta) a protézová chodidla (vlastnosti by měly především odpovídat stupni aktivity pacienta), která by neměla amputovaného brzdit, ale ani nedávat jeho kroku zbytečně velký dynamický impuls.

Práce dále přehlednou formou přibližuje jednotlivé typy amputací ve stehenní oblasti a správné zásady stavby transfemorálních protéz tak, aby poskytla zjednodušený návod pro sestavení modulárního systému stehenní protézy.

V části věnované biomechanice práce potom seznamuje čtenáře s některými pohyby v kolenních kloubech fyziologických i protetických a poukazuje na jejich vliv a důležitost pro správný vzorec chůze.

Modelová úloha na konci práce je pouze malým střípkem v možnostech biomechanických řešení situací vznikajících v oboru ortotik-protetik. Podařilo se ale na ní jasně ukázat důležitost správného umístění pahýlového lůžka vůči zbytku stavby protézy. Smyslem zjednodušené modelové úlohy bylo přiblížit nejen zatížení působící na pacienta a jeho pahýl, ale také na protézu ve smyslu namáhání materiálu. Úloha jednoznačně ukazuje, že i zdánlivě malé nepřesnosti, především v sagitálním umístění lůžka, vyvolávají obrovský nárůst sil působících na pahýl. Při úhlových změnách osy pahýlového lůžka sice nedochází k velkým silovým změnám, ale i tak mohou být pro pacienta již s mírnou flekční kontrakturou nebo s nedostatečně rozcvičeným pahýlem nepříjemné až bolestivé. Vzhledem k poněkud omezenému počtu použitých vstupních dat v modelové úloze a použití přibližných rozměrů stavby TF protézy je další zpřesňování modelu možné. Například použitím konkrétních kolenních kloubů a protetických chodidel.

LITERATURA A PRAMENY

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

BLUMENTRITT, S. *Biomechanische Aspekte für die Indikation von Prothesenkniegelenken, (Biomechanické aspekty pro indikaci protézových kolenních kloubů)*, Ortopädie-Technik, 06/2004.

BLUMENTRITT, S. a kol. *O biomechanice mikroprocesorem řízeného kloubu Genium*. Ortopedická protetika, 2012, č. 18 [online]. [cit. 2018-03-15]. Dostupné z: http://www.ortotikaprotetika.cz/download/ortopedicka_protetika_18.pdf, s. 5-13.

BOWKER, H. K., MICHAEL, J. W. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2nd ed. 2002. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons, 1992. 930 s. ISBN 0-8016-0209-2.

DE SÉLINCOURT, A. *The world of Herodotus*. 1954. San Francisco: North Point Press, 1962. ISBN 0865470707.

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

KAPHINGST, W., HEIM, S. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Přeložil Vladimír Voděra. Praha: Nakladatelství Svoboda, 2002. 313 s.

KARAS, V., a kol. *Biomechanika tělesných cvičení*. SPN, Praha: 1990. ISBN 80-04-20554-2.

KNOCHE, W., BIERINGER, S., RUTTIMANN, B. *Prothesen der unteren Extremität die Entwicklung vom Altertum bis 1930*. Dortmund: Bundesfachschr. für Orthopädie-Technik, 2006. ISBN 3000186557.

KOREŇ, J. *Ortopedické pomôcky*. 2016. Bratislava: NEOPROT, 2015. ISBN 978-80-972338-0-8.

KŘEN, J., ROSENBERG, J., JANÍČEK, P. *Biomechanika*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001. ISBN 80-7082-792-0.

KŘEN, J. *Řešené příklady ze statiky. Část 1*. 1. vyd. Plzeň: VŠSE., 1985. 130 s.

KŘEN, J. *Řešené příklady z kinematiky. Část 1*. 1. vyd. Plzeň: VŠSE, 1986. 157 s.

LEE, R.Y., TURNER-SMITH, A. *The influence of the length of lower-limb prosthesis on spinal kinematics*. Arch Phys Med Rehabil. Elsevier, 2003, Sv. 84, 9. 4.

MAJERNÍK, J., MOLČAN, M., ZIVČÁK, J. *Quantification of postural stability Changes in patients with impairments in postural control*. Žilina :10 th. International Conference on Digital Technologies, 2014. ISBN 9781479933044.

MEIJ, W. K. N. van der. *No leg to stand on: historical relation between amputation surgery and prostheseology*. 21. 5. 1995. Groningen: W.K.N. van der Meij, 1995. ISBN 90 - 9008240 - 9.

MULLER, E.A. *Versuch einer Analyse der pseudarthrotischen Winkelverschiebung zwischen Femurstumpf und Oberschenkelschaft beim Gang*, Ortopädie-Technik, 1955, roč. 7, s. 291-294

NORMA ISO/DIS 13405-2

Ortopedická protetika: *Standardy současných protetických pomůcek*. Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2017, (20). ISSN 1212-6705.

PANEŠ, V. *Vybrané kapitoly z chirurgie, traumatologie, ortopedie a protetiky: učební text pro střední zdravotnické pracovníky*. 1993. Olomouc: Epava, 1993. ISBN 80-901471-2-7.

PRINC, V. *Biomechanika a indikace* (Mezinárodní školení), Hustopeče. Dne 19. – 20. 10. 2017

PŮLPÁN, R., *Základy protetiky*, 1.vyd. Praha: Epimedia Publishing, 2011, 104 s., ISBN 978-80-260-0027-3.

ROSENBERG, J., LIŠKA, V., a kol. *Experimentální chirurgie - nové technologie v medicíně: II. díl: Biomechanika*. 2013. Plzeň: Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta v Plzni, 2013. ISBN 978-80-260-4796-4.

SANDERS, J.E., BELL, D.M., OKAMURA, R.M., DRALLE, A.J. *Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: measurements from 13 transducer sites*. New York : IEEE Trans Rehabil Eng 1998. ISSN 1063-6528.

SEYMOUR, R. *Prosthetics and orthotics – Lower limb and Spinal*. Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 0-7817-2854-1.

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

STEEN, JJ., MANDRUP-POULSEN, T., KRASNIK, M. *Wound healing complications following major amputations of the lower limb*. Prosthet Orthot Int. [online]. 1982; 6:105-107. [cit.2018-2-26]. Dostupné z: <<http://oandplibrary.org/alp/chap20-01.asp>>

WETZ, H.H., LINKMEYER, L., WUHR, J., DRERUP, B. *Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen*, Sonderbeilage Orthopädie-Technik 02, 2009

www.ottobock.cz. A. *produkty od a do z*. [online]. [cit.2018-3-11]. Dostupné z: <http://www.ottobock.cz/protetika/produkty-od-a-do-z/kolenni-kloub-3r80/>

www.ottobock.cz. B. *přehled vybavení*. [online]. [cit.2018-3-11]. Dostupné z: <http://www.ottobock.cz/protetika/dolni-koncetiny/prehled-vybaveni/kolenni-kloub-3r60/>

www.professionals.ottobockus.com. *3R60 Family of products*. [online]. [cit.2018-3-15].
Dostupné z: <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/646D840-EN-01-1408w.pdf>

www.ottobock.cz. *C. bionický systém Genium*. [online]. [cit.2018-3-15]. Dostupné z:
<http://www.ottobock.cz/protetika/dolni-koncetiny/prehled-vybaveni/bionicky-system-genium/>

www.mojeproteza.cz. *Kolenní kloub Genium*. [online]. [cit.2018-3-15]. Dostupné z:
https://mojeproteza.cz/25548-d2_49857/

www.ossur.cz. *Prosthetic Solutions Catalogue*. [online]. [cit.2018-3-15]. Dostupné z:
<https://assets.ossur.com/library/33928>

SEZNAM ZKRATEK

A-P.....	Anterio-Posteriovní
Ant.	Anterior
APO.	Anterior-Posterior Oval
CAT-CAM.....	Contured Alignment Method – Contured Adducted Trochanteric
L.A.S.A.R.	Laser Assisted Static Alignment Reference
Lat.	Lateral
m.	Musculus
M.A.S	Marlo Anatomical Socket
Med.....	Medial
M-L.....	Medio-Laterální
NSNA	Normal Shape Normal Alignment
Post.	Posterior
SACH	Solid Ankle Cushion Heel
SAFE	Stationary Ankle Flexible Endoskeleton
SIAS	Spina Iliaca Anterior Superior
TA.....	Thomas Angle
TF	Trans Femoral
TT	Trans Tibial

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Parametry modelu TF protézy	61
---	----

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Protéza z Capui	19
Obrázek 2 Protéza typu kneewalker	20
Obrázek 3 Ambrois Paré a jeho model TF protézy	21
Obrázek 4 Návrhy protéz Ambroaise Parého	22
Obrázek 5 Schéma TF protézy od Petera Baliffa	24
Obrázek 6 Potts-Anglesey leg a její schéma	25
Obrázek 7 Model TF protézy Hermann.....	26
Obrázek 8 Parmeleeho TF protéza (podtlak, polycentrický k. kloub).....	27
Obrázek 9 Princip nežádoucího naklápění pánve u lůžek s oporou o hrbol kosti sedací	28
Obrázek 10 Tvarování TF pahýlových lůžek	30
Obrázek 11 Přehled protetických chodidel.....	44
Obrázek 12 Základní stavba TF protéz (C-Leg).....	46
Obrázek 13 Statická korekce v rovině sagitální.	47
Obrázek 14 Statická korekce v rovině frontální.	48
Obrázek 15 Pohyby kolene v uzavřeném a otevřeném kinematickém řetězci.	49
Obrázek 16 Aktivita svalů pro flexi a extenzi kolena při zatížení.....	51
Obrázek 17 Principy zajištění stejné fáze protézových kolenních kloubů.....	54
Obrázek 18 Znázornění silových účinků při kroku na TF protéze	55
Obrázek 19 Vzdálenost od podložky ve střední švihové fázi.....	56
Obrázek 20 Model zatížení transfemorální protézy	57
Obrázek 21 Uvolnění podkolenní části protézy	59
Obrázek 22 Uvolnění nadkolení části protézy.....	59
Obrázek 23 Průběh síly <i>PA</i>	62
Obrázek 24 Průběh síly <i>PP</i>	62
Obrázek 25 Průběh síly <i>S</i>	63
Obrázek 26 Průběh síly <i>PA</i>	63
Obrázek 27 Průběh síly <i>PP</i>	64
Obrázek 28 Průběh síly <i>S</i>	64
Obrázek 29 Průběh síly <i>PA</i>	65
Obrázek 30 Průběh síly <i>PP</i>	65
Obrázek 31 Průběh síly <i>S</i>	66

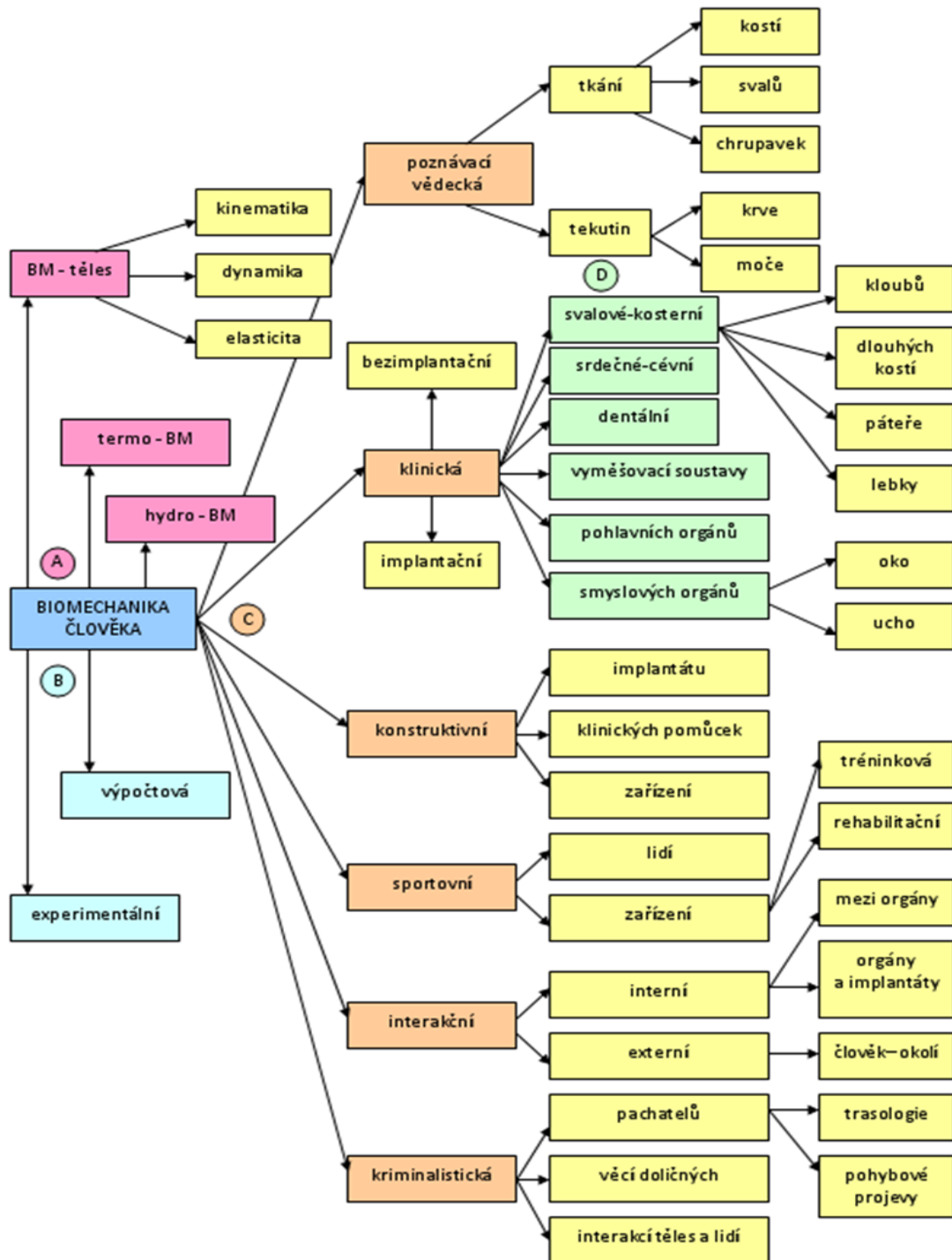
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Schéma rozdělení biomechaniky.	77
Příloha 2 Modely protetických chodidel biomechanického typu od firmy Otto Bock.....	78
Příloha 3 Skutečná velikost zóny pomyslné stability S.....	78
Příloha 4 Monocentrický kolenní kloub Otto Bock 3R80.....	79
Příloha 5 Polycentrický (5ti-osý) kolenní kloub Otto Bock 3R60.	79
Příloha 6 Mikroporcesorem řízený kolenní kloub Otto Bock Genium	80
Příloha 7 Možnosti seřízení TF protéz.	80
Příloha 8 Stavba ve stavěcím stojanu pro polycentrické klouby Otto Bock.	81
Příloha 9 Stavba ve stavěcím stojanu pro monocentrické klouby Otto Bock.	81
Příloha 10 Vysvětlivky k návodům stavby ve stavěcím stojanu a optimalizace pomocí systému L.A.S.A.R. Posture.	82
Příloha 11 Statické optimalizace stavby pomocí L.A.S.A.R. Posture pro polycentrické kolenní klouby.	83
Příloha 12 Statické optimalizace stavby pomocí L.A.S.A.R. Posture pro monocentrické kolenní klouby.	83

PŘÍLOHY

Příloha 1 Schéma rozdělení biomechaniky.

Tato práce se dotýká části výpočtové - konstruktivního přístupu - klinických (protetických) pomůcek.



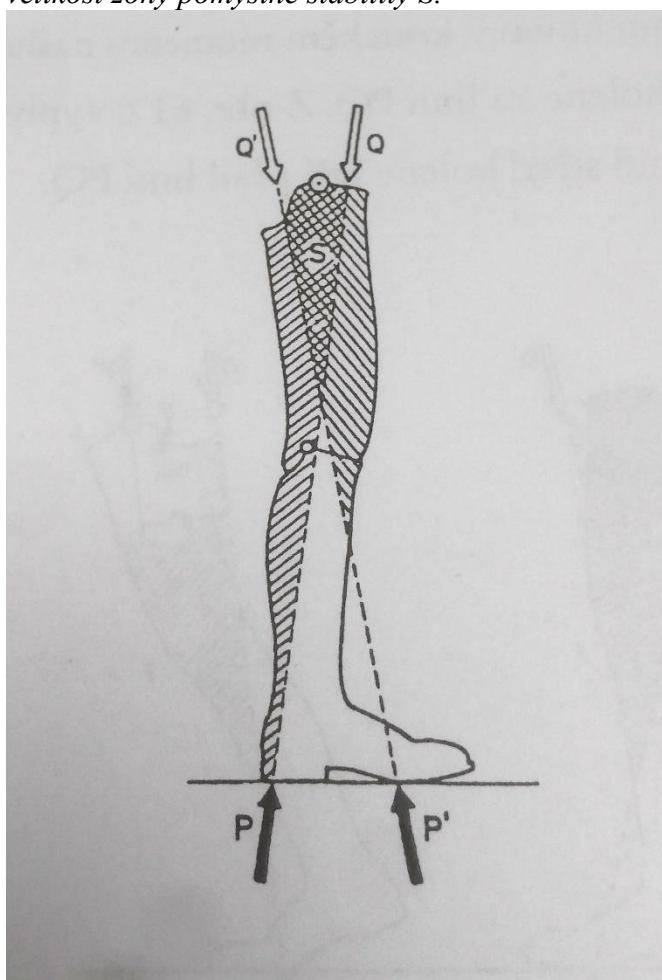
Zdroj: Křen, 2001

Příloha 2 Modely protetických chodidel biomechanického typu od firmy Otto Bock. Zleva doprava Triton Smart Ankle, Empower a Meridium.



Zdroj: archiv Otto Bock

Příloha 3 Skutečná velikost zóny pomyslné stability S.



Zdroj: Kaphingst, 2002 s. 159

Příloha 4 Monocentrický kolenní kloub Otto Bock 3R80.



Zdroj: www.ottobock.cz A

Příloha 5 Polycentrický (5ti-osý) kolenní kloub Otto Bock 3R60.



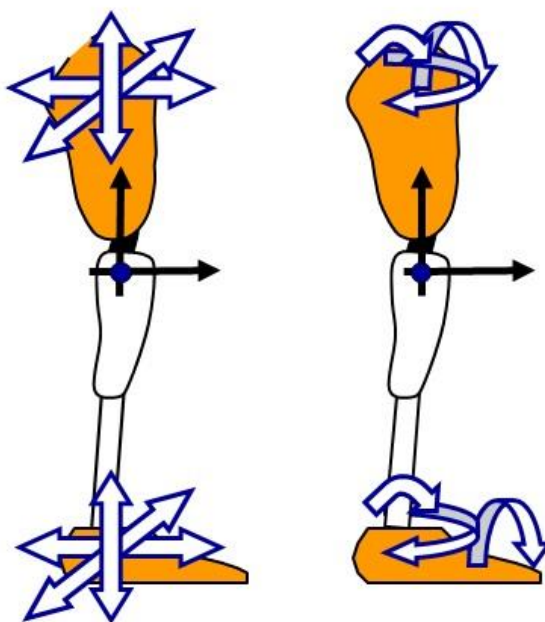
Zdroj: www.professionals.ottobockus.com

Příloha 6 Mikroprocesorem řízený kolenní kloub Otto Bock Genium



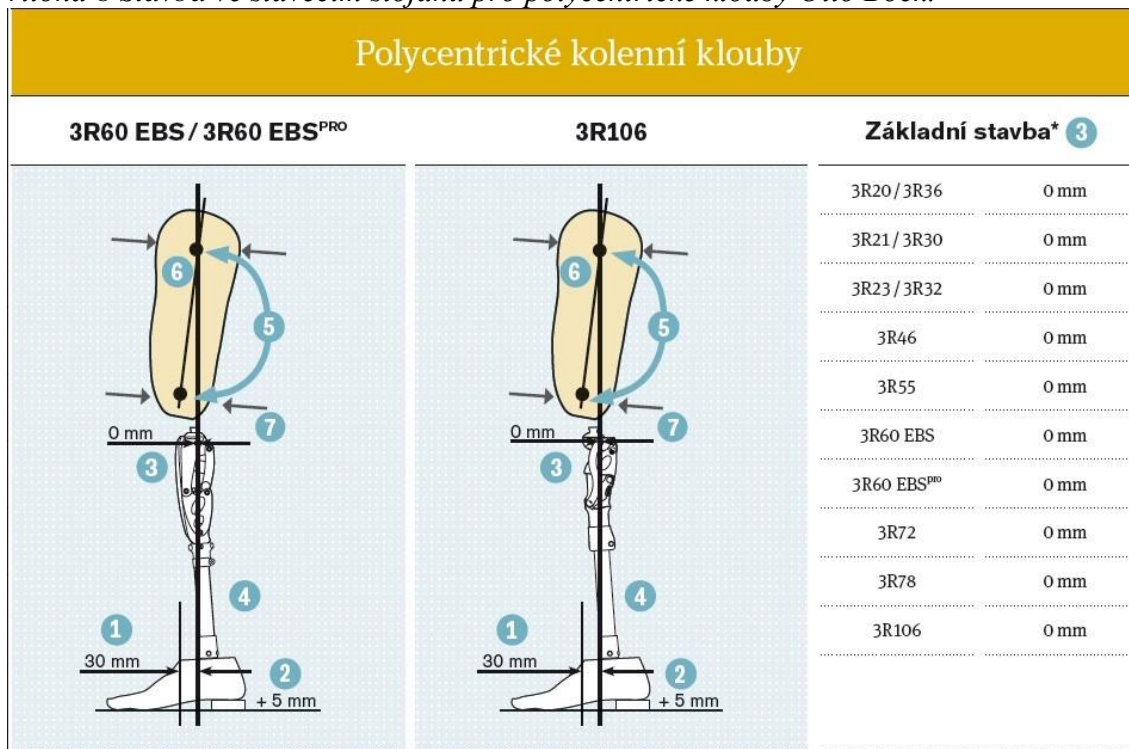
Zdroj: www.mojeproteza.cz

Příloha 7 Možnosti seřízení TF protéz.



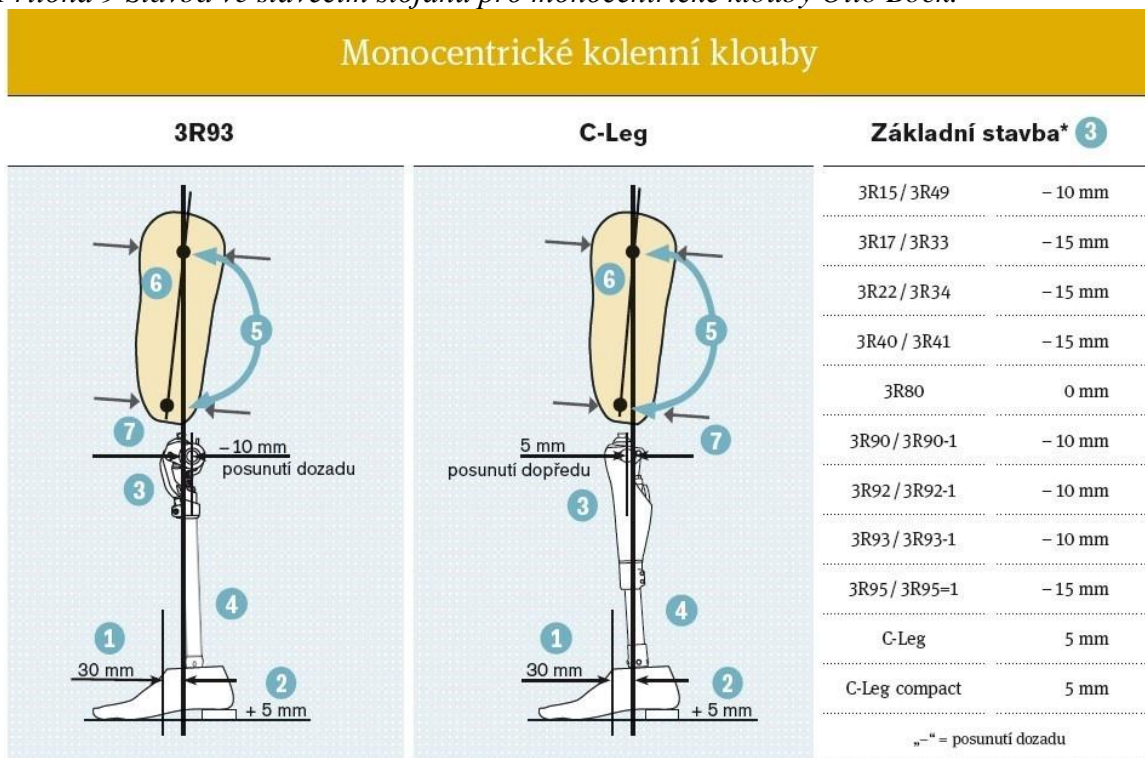
Zdroj: archiv Otto Bock (Blumentritt)

Příloha 8 Stavba ve stavěcím stojanu pro polycentrické klouby Otto Bock.



Zdroj: archiv Otto Bock

Příloha 9 Stavba ve stavěcím stojanu pro monocentrické klouby Otto Bock.



Zdroj: archiv Otto Bock

Příloha 10 Vysvětlivky k návodům stavby ve stavěcím stojanu a optimalizace pomocí systému L.A.S.A.R. Posture.

Výhody kolenních kloubů Ottobock se optimálně využijí při správném provedení základní stavby stehenních protéz dle vyobrazení ve stavěcím zařízení:

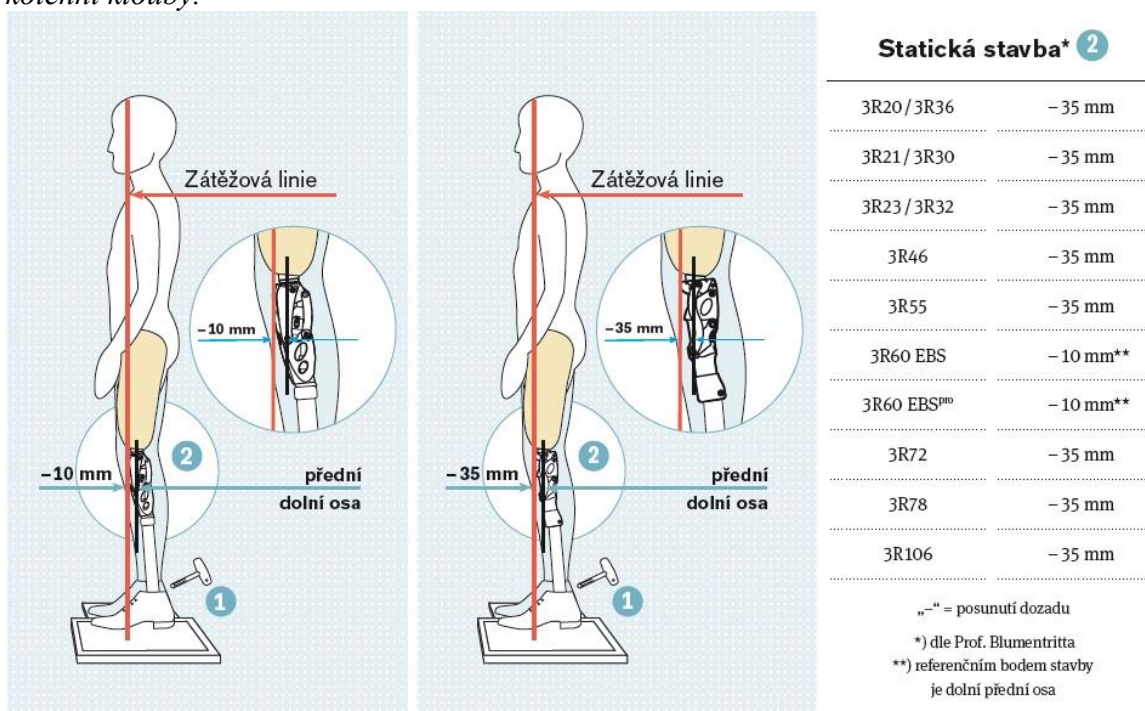
- 1 Posuňte střed chodidla 30 mm před stavební linii (dbejte na dodržení doporučení pro stavbu kolenního kloubu a chodidla).
- 2 Nastavte efektivní výšku podpatku + 5 mm (dbejte na dodržení doporučení pro stavbu chodidla) a zevní postavení chodidla.
- 3 Polohujte referenční bod stavby (u monocentrických kloubů = osa otáčení, u polycentrických kloubů = horní přední osa) vůči stavební linii podle doporučení pro stavbu kolenního kloubu. Dbejte na dodržení správné míry vzdálenosti kolene od podložky a zevní rotace kolene (cca 5°). Doporučené sagitální polohování referenčního bodu stavby: 20 mm nad kolenní štěrbinou zachovalé končetiny.
- 4 Připojte chodidlo ke kolennímu kloubu pomocí trubkového adaptéru.
- 5 Vyznačte laterálně na pahýlovém lůžku střed pomocí jednoho středového bodu na proximální straně a jednoho středového bodu na distální straně. Spojte oba body čarou vedenou od okraje lůžka až k jeho konci.
- 6 Polohujte lůžko tak, aby stavební linie procházela středovým bodem na proximální straně. Nastavte flexi lůžka na 3-5°. Přitom je však nutné respektovat individuální situaci (např. kontraktury kyčelního kloubu) a vzdálenost od hrbolu sedací kosti k podložce.
- 7 Připojte pahýlové lůžko k modulárnímu kolennímu kloubu pomocí adaptéru.

Po provedení základní stavby vyobrazených stehenních protéz ve stavěcím zařízení se provede statická optimalizace stavby pomocí L.A.S.A.R. Posture. Pro dosažení dostatečné bezpečnosti (stability) při současném lehkém zahájení švihové fáze postupujte takto:

- 1 Pro změnění zátěžové linie se amputovaný postaví nohou s protézou na siloměnou desku L.A.S.A.R. Posture a druhou nohou na desku pro kompenzaci výšky. Přitom by měla být strana protézy dostatečně zatížena (>35 % tělesné hmotnosti).
- 2 Stavba se přizpůsobí výhradně prováděním změny plantární flexe tak, aby zátěžová linie (laserová linie) probíhala před referenčním bodem stavby (výjimkou je 3R60, viz obr.) podle doporučení pro stavbu kolenního kloubu.
- 3 Proveďte dynamickou optimalizaci během zkoušky chůze. Přitom je nutné se zaměřit zejména na následující nastavení a případně je zkorigovat:
 - Flekční poloha pahýlového lůžka zkontrolováním symetrie délky kroku (sagitální rovina)
 - Addukční postavení pahýlového lůžka a m-l polohování lůžkového adaptéru (frontální rovina)
 - Rotační poloha osy otáčení kolenního kloubu a zevní rotace protézového chodidla (transversální rovina)
- 4 Nakonec vypracujte dokumentaci výsledku vybavení pomocí programu pro analýzu chůze „Dartfish“.

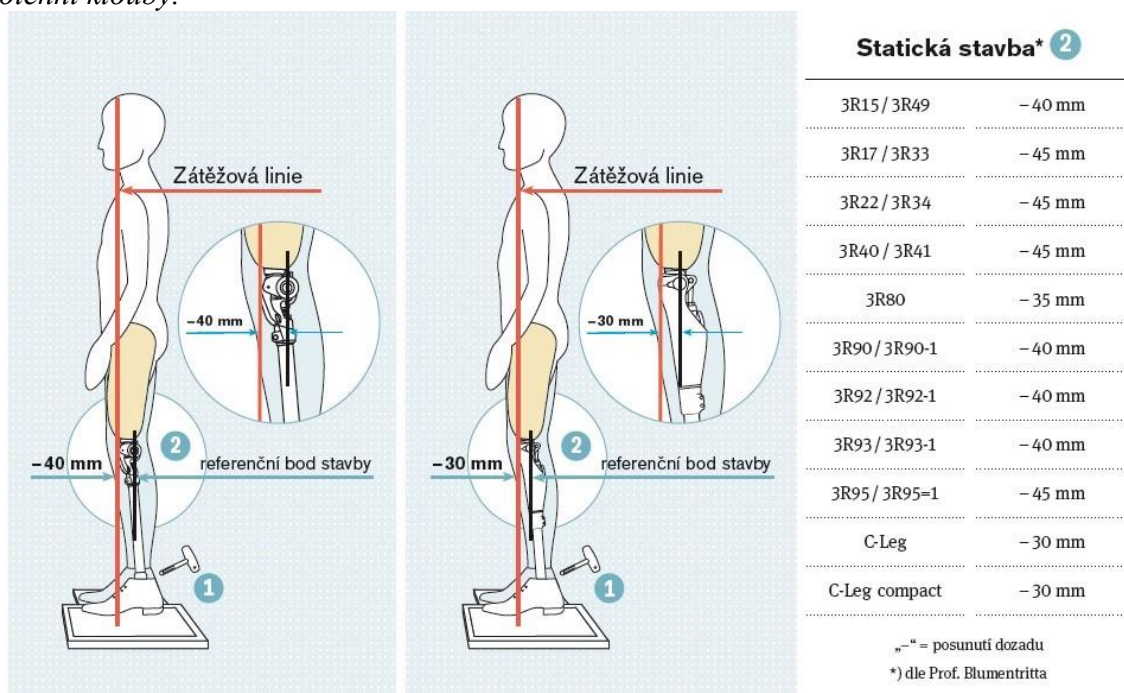
Zdroj: archiv Otto Bock

Příloha 11 Statické optimalizace stavby pomocí L.A.S.A.R. Posture pro polycentrické kolenní klouby.



Zdroj: archiv Otto Bock

Příloha 12 Statické optimalizace stavby pomocí L.A.S.A.R. Posture pro monocentrické kolenní klouby.



Zdroj: archiv Otto Bock