

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Biomechanické charakteristiky protetických chodidel a jejich
chování v průběhu stojné fáze chůze**

Diplomová práce

Vedoucí práce:
Prof. Ing. Stanislav Otáhal, CSc.

Vypracovala:
Vendula Rudová

PRAHA, DUBEN 2006

Abstrakt

Název

Biomechanické charakteristiky protetických chodidel a jejich chování v průběhu stojné fáze chůze

Název v anglickém jazyce

Biomechanical characteristic of prosthetic feet and their reactions during stance phase

Cíle práce : Cílem této diplomové práce bylo zjistit stav a vývojové trendy v oblasti protetických chodidel. Bylo snahou shrnout a analyzovat dosavadní poznatky týkající se těchto terminálních částí protéz a jejich chování během stojné fáze chůze.

Metoda: Bylo použito několik dostupných literárních zdrojů, ze kterých byly čerpány informace pro získání přehledu o jednotlivých typech protetických chodidel, o jejich chování v průběhu krokového cyklu a také o experimentálních studiích, jejichž autoři zkoumali biomechanické charakteristiky těchto chodidel včetně jejich vlivu na změny krokového cyklu.

Výsledky: Výsledky poukazují na značné rozdíly v biomechanických charakteristikách jednotlivých typů protetických chodidel, která se lišila jak svou konstrukcí, tak i materiálem, ze kterého byla vyrobena. Byly zjištěny rozdíly v trvání jednotlivých fází krokového cyklu při použití různých typů protetických chodidel.

Obecně lze shrnout, že vývojové trendy směřují od chodidel klasických k chodidlům dynamickým, která jsou dnes již určena i pro širokou veřejnost a z hlediska funkce se nejvíce přibližují chodidlu lidskému. Dále je důležitá skutečnost, že pro každého klienta je nutné zvolit nejvhodnější typ protetického chodidla dle jeho individuálních potřeb.

Klíčová slova: protetická chodidla, chůze, krokový cyklus, biomechanické charakteristiky,

V. Rudová 10.4. 2006

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila pouze uvedené literatury.

Praha, 2006

Vendula Rudová

Vendula Rudová

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Vendula Rudová

Poděkování

Děkuji Prof. Ing. Stanislavu Otáhalovi, CSc. za odborné vedení diplomové práce a Doc. MUDr. Ivanu Hadrabovi, CSc. za cenné rady a zapůjčení studijních materiálů

OBSAH

1. ÚVOD	8
2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE	10
3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY	11
4. METODIKA	12
5. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	13
5.1 Bipedální lokomoce – chůze	13
5.1.1 Krokový cyklus	13
5.2 Reakční síly působící na chodidlo během stejné fáze cyklu chůze	16
5.3 Pohyb v kloubech dolní končetiny při chůzi	19
5.4 Svalová aktivita v průběhu krokového cyklu	23
5.5 Faktory ovlivňující krokový cyklus	25
5.5.1 Vliv rychlosti chůze na změny krokového cyklu	25
5.5.2 Vliv věku na změny krokového cyklu	26
5.5.3 Vliv různých senzorických podmínek	27
5.6 Řízení pohybu	27
6. PROTÉZY DOLNÍCH KONČETIN	29
6.1 Historie vývoje protetických pomůcek pohybového aparátu	29
6.2 Endoskeletové a exoskeletové protézy	33
6.3 Materiály pro stavbu protéz	35
6.4 Základní součásti protéz	37
6.5 Chůze s protézou dolní končetiny	37
7. PROTETICKÁ CHODIDLA A JEJICH BIOMECHANICKÉ CHARAKTERISTIKY	44
7.1 Biomechanické charakteristiky ustálené chůze po rovině	44
7.2 Metody detekce a identifikace	44
7.3 Protetická chodidla – terminologie	45
7.4 Obecné požadavky na protetické chodidlo	46
7.4.1 Statické namáhání protetického chodidla	47
7.4.2 Kinematika chodidla protézy	47
7.5 Reakční síly mezi protetickým chodidlem a podložkou	48
7.6 Rozdělení protetických chodidel	51

7.7 Výběr protetického chodidla	54
7.8 Porovnání technologií stavby protetických chodidel – lepené versus šroubové spoje	58
7.9 Typy protetických chodidel	58
7.9.1 Chůdová chodidla	58
7.9.2 Klasické typy protetických chodidel	59
7.9.2.1 Bezkloubová, tuhá chodidla	59
7.9.2.2 Bezkloubová flexibilní chodidla	60
7.9.2.3 Bezkloubová flexibilní chodidla s energií střídajícím pérovým mechanismem	63
7.9.2.4 Chodidlo s jednoosým hlezenním kloubem	65
7.9.2.5 Chodidlo s víceosým, kloubem	67
7.9.3 Chodidlo s hydraulickým řízením kinetiky a kinematiky	70
7.9.4 Dynamické typy protetických chodidel	71
7.9.4.1 Chodidlo s krátkým pružným skeletem	72
7.9.4.2 Chodidlo s dlouhým pružným skeletem	74
7.9.4.3 Biomechanické strukturální chodidlo	77
7.9.5 Protetická chodidla typu Syme	78
7.10 Konvenční chodidla versus chodidla s pružným skeletem	79
8. VÝSLEDKY A DISKUSE	86
9. ZÁVĚR	91
10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	92
11. SEZNAM ZKRATEK	102

1. ÚVOD

Lidská chůze je jako způsob lokomoce, umožňující přesun individua z místa na místo, v celé živočišné říši zcela jedinečná a pro species *Homo sapiens sapiens* přísně specifická. Vzpřímená bipedální lokomoce se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem u každého jedince individuálně, s jemnými variacemi podle věku a pohlaví. (Dungl, 2005).

Wondrák (1977) se zmiňuje o chůzi estetické až individuálně typické a tak osobní, že podle jejího zvuku a rytmu často poznáme jdoucího, i když ho nevidíme. *Noha přitom slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí napomáhá udržení vzpřímeného stoje. Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura neznaje, na co v prostředí narazí, a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující balanci těla*¹ (Dungl, 2005). Funkce nohy má přímý vliv na stoj a pohyb člověka, a tím na celý pohybový systém.

Dnešní trh nabízí různé typy protéz dolní končetiny. Protézovaní lidé dnes běhají, plavou, jezdí na kole nebo hrají volejbal a věnují se mnoha dalším sportovním i nesportovním aktivitám. Tohle všechno je dnes mladým aktivním lidem dostupné. Moderní lehké a spolehlivé součástky však často dovolují vybavit protézou i starší klienty, kteří nemají sil nazbyt a přesto chtějí být nezávislí.

Protetická chodidla tvoří důležitou součást jakéhokoliv typu protézy dolní končetiny. V některých případech, např. při exartikulaci v hlezenním kloubu, je lze nasadit přímo na amputační pahýl.

Protetické chodidlo, jako terminální díl protézy, je považováno za dynamický prvek, který zcela ovlivňuje chování bércové protézy a v součinnosti s protetickým kolenním kloubem dynamické chování stehenní protézy. Podstatné je, že nahrazuje amputované chodidlo a hlezenní kloub. Ideální protetické chodidlo by mělo plně nahrazovat lidské chodidlo po stránce morfologické, funkční i kosmetické. Různé typy protetických chodidel se liší svými biomechanickými vlastnostmi a svým chováním v průběhu stojné

¹ Z pohledu critical revue upozorňuji v textu poznámkou pod čarou na to, že vycházím z literatury klinické a přebírám termíny, v této literatuře uvedené, které nejsou z biomechanického hlediska správně formulovány a mohou vytvářet zavádějící představy. Tyto termíny jsou ponechány v jejich původním znění a jsou označeny kurzívou.

i švihové fáze chůze a tudíž zajišťují tyto funkce odlišně a hodí se proto pro jiné činnosti a aktivity. Jiné protetické chodidlo je vhodné pro neaktivního jedince důchodového věku a jiné pro aktivního sportovce.

Diplomová práce zahrnuje teoretickou část, kde jsou zmíněny jednotlivé fáze krokového cyklu včetně svalové aktivity a pohybu kloubů dolní končetiny během chůze a dále faktory, které mohou krokový cyklus ovlivňovat. Následuje zmínka o historickém vývoji protéz dolních končetin nejen z hlediska jejich stavby, ale i použitého materiálu a o vlivu nastavení protetického chodidla na krokový cyklus. Další část práce je zaměřena na vlastní biomechanické charakteristiky protetických chodidel. Obsahuje komentovaný přehled literárních pramenů, které se snaží nalézt optimální typ protetického chodidla, zajišťující funkce, které plní chodidlo lidské, pro klienty s různým stupněm aktivity.

2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je zjistit stav a vývojové trendy v oblasti protetických chodidel.

Dílčí cíle:

Shrnout a analyzovat dosavadní poznatky v oblasti problematiky protetických chodidel týkající se jednotlivých typů protetických chodidel a jejich chování během cyklu chůze.

Shrnout a analyzovat biomechaniku nohy ve vztahu k cyklu chůze.

Posoudit biomechaniku chůze za normálních podmínek tzn. zdravých osob a následně osob s protézou dolní končetiny.

Diskutovat názory a poznatky z dílčích autorských experimentů zabývajících se biomechanickými charakteristikami protetických chodidel během jednotlivých fází krokového cyklu.

3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY

Předpokládám, že průzkum různých literárních pramenů by mělo umožnit syntetizovat poznatky, které by vyústily v ucelenou odpověď na následující hypotézy.

Hypotéza 1:

Předpokládáme, že vývojové trendy v protetice dolních končetin směřují ke konstrukci inteligentních systémů se specializovanými a proměnnými díly, co do tvaru i mechanických vlastností.

Hypotéza 2:

Očekáváme, že volbou materiálu a konstrukce protetického chodidla budeme moci vhodně ovlivňovat biomechanické charakteristiky protetických chodidel.

Hypotéza 3:

Původně byla dynamická protetická chodidla určena převážně pro vysoce fyzicky aktivní jedince. Předpokládáme, že tento stav stále trvá.

4. METODIKA

Při zkoumání dané problematiky budou zpracovány informace z různých literárních pramenů, poznatky autorů i poznatky vlastní v podobě utříděné a komentované rešerše zabývající se tématem biomechanických charakteristik protetických chodidel včetně jejich chování v průběhu stojné fáze chůze. Výsledky a diskuse jsou obsaženy v kapitole 8.

5. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

U hodnocení biomechanických charakteristik protetických chodidel a jejich chování během stojné fáze chůze je důležité říci něco o jednotlivých fázích krokového cyklu. V následujícím textu se věnuji jen ustálené chůzi po rovině na tuhé podložce, bez překážek. Na této chůzi se dá nejlépe ilustrovat základní krok, na který jsem se z důvodu zpracovatelnosti a ucelení informací omezila. Další aspekty, jako např. chůze v terénu, běh a odraz, hrajou v rámci lokomoce také významnou roli, ale z výše uvedených důvodů zde nejsou zmiňovány. V textu vycházím z klinické literatury a přebírám termíny, v této literatuře uvedené, které nejsou z biomechanického hlediska správně formulovány a mohou vytvářet zavádějící představy. Tyto termíny jsou ponechány v jejich původním znění a jsou označeny kurzívou.

5.1 Bipedální lokomoce – chůze

Bipedální lokomoce – chůze se dá charakterizovat jako rytmický pohyb dolních končetin, který je provázen souhybem všech částí těla. Během chůze se vždy nejméně jedna noha dotýká země a po určitou dobu krokového cyklu se země dotýkají obě nohy najednou. Chůzi je také možno popsat jako střídající se sekvence stojné fáze a fáze dvojí opory. Během každého cyklu chůze je pravá i levá dolní končetina po určitou dobu odlehčena a po určitou dobu zatížena (Enoka, 1994). Podstatou chůze je navzájem se střídající sekvence propulzního a brzdícího pohybu dolních končetin, které jsou zatěžovány časově proměnnou silou. Tato síla vzniká v důsledku silového účinku svalů a v důsledku kontaktu nohy s podložkou. Viskózně elastické vlastnosti, které jsou součástí složité struktury nohy, jsou předpokladem pro tlumení rázových zátěžových špiček (peaků) a také pro akumulaci pohybové energie při dokroku. Během odrazu nohy se potom této akumulace energie využívá (Kolektiv autorů, 1997).

5.1.1 Krokový cyklus

Dopředný pohyb se skládá z neustálého opakování kroků v cyklu chůze. Krokový cyklus (gait cycle) zaujímá celý dvojkrok. Probíhá v časovém intervalu mezi

opakovaným kontaktem paty stejné nohy s podložkou. Krokový cyklus lze rozdělit na dvě fáze, na fázi stojnou a fázi švihovou (Cook, Woolacott, 1995). Tyto fáze jsou odděleny okamžikem, kdy se noha dostává do kontaktu s podložkou (footstrike, FS) a okamžikem, kdy noha opouští podložku (takeoff, TO). Počáteční kontakt nohy s podložkou je v literatuře uváděn též jako úder paty (heel strike, HS) nebo počáteční kontakt (initial kontakt). Okamžik, kdy noha opouští podložku, je označován též jako toe off (TO). Jednotliví autoři v literatuře používají různou terminologii.

Fáze stojná (stance phase), též uváděná jako fáze opory (support stance), je oporná perioda, trvající od chvíle kontaktu paty s podložkou, do okamžiku, kdy prsty podložku opustí (Hadraba, 1965). Tato fáze zaujímá asi 60 % krokového cyklu a může být dále rozdělena na fázi s oporou o jednu končetinu (single – leg stance) a na fázi dvojí opory (double – leg stance) (Enoka, 1994). Fáze dvojí opory představuje dobu, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou (Hadraba, 1965). Tato fáze zaujímá při průměrné rychlosti chůze asi 10 % krokového cyklu. Se vzrůstající rychlostí chůze se fáze dvojí opory zkracuje. Fáze opory o jednu končetinu představuje asi 40 % krokového cyklu (Enoka, 1994).

Fáze švihů (swing phase) je perioda, ve které nepřichází noha do styku s podložkou (Hadraba, 1965), také zvaná perioda bez opory (nonsupport). Tato fáze nastává v okamžiku, kdy noha opouští podložku a trvá do okamžiku kontaktu paty s podložkou. Tato fáze zaujímá asi 40 % krokového cyklu a dále může být dělena do tří fází: iniciální švih (initial swing, acceleration), mezišvih (midswing) a koncový švih (terminal swing, deceleration). Iniciální švih probíhá od okamžiku, kdy je noha zvednuta od podložky. V této době švihová noha akceleruje dopředu za současné flexe v kyčelním a kolenním kloubu současně s dorzální flexí v hlezenním kloubu. Mezišvih nastává v okamžiku, kdy je akcelerující končetina v postavení podél druhostranné končetiny, která je v té době ve stojné fázi. Koncový švih nastává, jakmile se zpomalující končetina připravuje na kontakt s podložkou (Enoka, 1994).

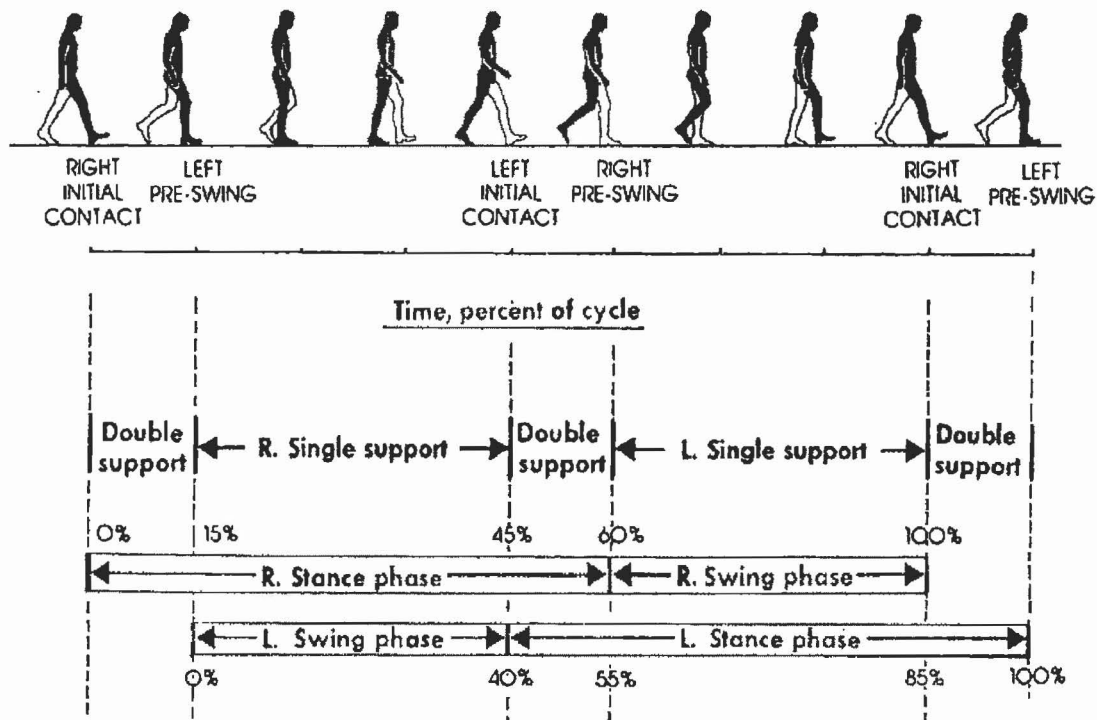
Trvání švihové a stojné fáze se mění v závislosti na rychlosti chůze (Enoka, 1994). Jak se rychlost chůze snižuje, trvání fáze dvojí opory se zvyšuje a naopak (Dungl, 2005).

Jednotliví autoři v literatuře uvádí další rozdělení fází krokového cyklu. Vaughan (1992) rozděluje fázi stojnou na pět period a fázi švihovou na periody tři.

1. úder paty (heel strike) tvoří začátek krokového cyklu. Znamená první kontakt dolní končetiny s podložkou.
2. celá noha na podložce (foot-flat) je okamžik, kdy je celé chodidlo v kontaktu se zemí
3. mezistoj (midstance) je doba, kdy kontralaterální neboli švihová dolní končetina je v paralelním postavení se stojnou dolní končetinou
4. odlepení paty (heel-off) je doba, kdy pata ztrácí kontakt se zemí
5. odlepení palce (toe off) uzavírá fázi opory, dolní končetina přitom ztrácí kontakt se zemí
6. zrychlení (acceleration) tvoří počátek švihové fáze krokového cyklu, začíná ihned po ukončení kontaktu plosky nohy se zemí
7. mezišvih (midswing) je perioda odpovídající mezistoji oporné dolní končetiny, švihová dolní končetina je pod tělem
8. zpomalení (deceleration) je doba, která předchází úderu paty o zem a ukončuje tak krokový cyklus

Dle Cooka a Woolacotta (1995) lze jednotlivé fáze krokového cyklu rozdělit také na osm period. Jednotlivé fáze jsou vyjádřeny procentuálně.

1. počáteční kontakt (initial contact) 0 %
2. zátěžová odezva (loading response) 0 – 10 %, představuje reakci opory
3. mezistoj (midstance) 10 – 30 %
4. koncový okamžik opory (terminal stance) 30 – 50 %
5. přešvih (preswing) 50 – 60 %
6. počáteční švih (initial swing) 60 – 70 %
7. mezišvih (midswing) 70 – 85 %
8. koncový švih (terminal swing) 85 – 100 %

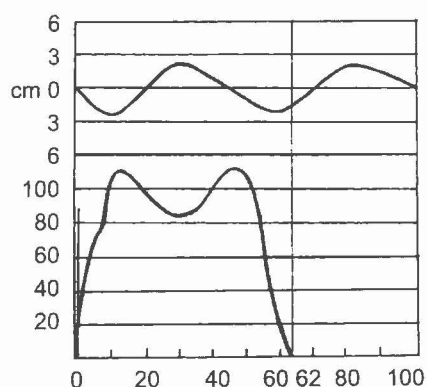


Obr. č. 1 Krokový cyklus chůze (Cook, Woolacott, 1995)

5.2 Reakční síly působící na chodidlo během stojné fáze cyklu chůze

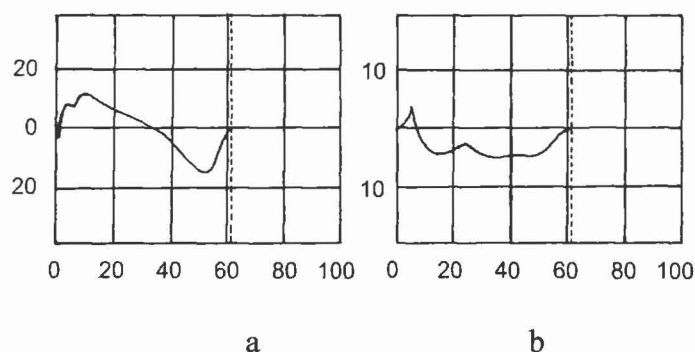
Dungl (2005) uvádí, že při pohybu těla prostorem bipedální chůze opisuje hypotetické tělní těžiště, umístěné před obrátem S_2 , sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině, jejíž amplituda je minimalizována mechanismem chůze¹. Při zrychlování chůze se výkyv těžiště zvětšuje, při pomalé chůzi je amplituda jeho dislokace menší. Tento pohyb těžiště ovlivňuje změny zatížení chodidla během fáze kroku. Tentýž autor uvádí, že při dotyku paty s podložkou je možno na osciloskopu pedobarografu zaznamenat první hrot¹. Vertikální zatížení nadále roste a přesahuje tělesnou hmotnost o 10 – 15 %, během stojné fáze klesá asi na 80 %. Druhý vrchol se objevuje při odvíjení nohy od podložky, přesahuje tělesnou hmotnost o 15 – 20 % a s odtržením prstů prudce klesá k nule. Iniciální hrot je způsoben impakcí těla proti podložce¹. Tato iniciální síla může být ovlivněna materiálem podešve a podpatku. Při chůzi naboso dosahuje 80 %, při tvrdém podpatku se zvyšuje až na 110 % a snižuje se asi o 40 % u měkkého podpatku.

První vrchol je podmíněn elevací tělního těžiště, které dosahuje nejnižšího bodu v okamžiku iniciálního kontaktu paty s podložkou. Ve 35 % cyklu chůze dosahuje těžiště nejvyššího bodu, když *dosáhlo vrcholu setrvačnosti po prvotní akceleraci*¹, která se na křivce projeví prvním vrcholem. Amplituda vertikálního kolísání těžiště je asi 5 cm, druhý vrchol křivky je dán jeho poklesem při přenášení hmotnosti na druhou končetinu.



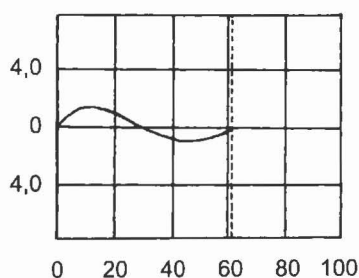
Obr. č. 2 Amplituda vertikálního pohybu těžiště a vertikální zatížení nohy, osa x – časový průběh dvojkroku v procentech, osa y – vertikální zatížení v procentech tělesné hmotnosti (Dungl, 2005)

Při došlapu působí na nohu kromě vertikální zátěže i síly smykové a torzní. Iniciální smyková síla je dána výslednicí vertikálních i horizontálních sil, kterými působí tělesná hmotnost na podložku decelerací při prvním kontaktu nohy s terénem. Během odvíjení nohy působí opět smykové síly, zhruba stejně velké jako při došlapu, které nejsou způsobeny při normální chůzi odrazem nohy od terénu, ale jsou opět vektorem horizontálních a vertikálních sil po vyrovnání těla v té fázi cyklu, kdy zátěž spočívá na obou nohou. V první části stojné fáze působí tyto síly v oblasti paty, vzadu, před ukončením stojné fáze působí hlavně na přednoží. Ve frontální rovině působí při chůzi mediální a laterální stříhové síly. V okamžiku dotyku paty s podložkou vzniká mediální stříh, protože noha došlapuje v lehké addukci a výslednice smyku směřuje ke druhé noze. Jakmile noha spočine pevně na podložce, jde kyčel do progresivní abdukce, která způsobuje laterální smyk ven od střední osy těla.



Obr. č. 3 Smykové a torzní síly během chůze: a – předozadní střih, b – mediolaterální střih, osa x – časový průběh dvojkroku v procentech, osa y – procento tělesné hmotnosti (Dungl, 2005)

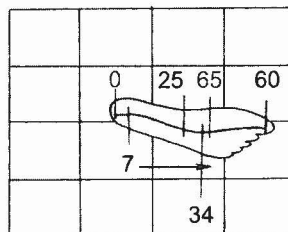
Torzní síly jsou výsledkem rotace končetiny během chůze. Po došlapu jde noha do vnitřní torze, která dosahuje maxima v 15 % cyklu chůze, pozvolna přechází do zevní s vrcholem kolem 50 % cyklu a klesá k nule v okamžiku odtržení prstů od podložky (Dungl, 2005).



Obr. č. 4 Torzní síly během chůze: osa x – časový průběh dvojkroku v procentech, osa y – síla v kpm (Dungl, 2005)

Velikost těchto sil je závislá na rychlosti chůze. Při pomalé chůzi se všechny síly zmenšují, při rychlé chůzi narůstají. Při běhu se vertikální síla zvětšuje na dvoj- až trojnásobek tělesné hmotnosti. Na obr. č. 5 je vidět postupný posun bodu maximálního zatížení chodidlem. Linie maximálního zatížení stojné nohy probíhá lehce laterálně od

podélné osy nohy a dále mezi I. a II. metatarzem k I. MTP skloubení. Na stejném obrázku je patrný i časový posun maximálního zatížení chodidla. Bod maximální zátěže postupuje zhruba konstantní rychlostí dopředu, v oblasti hlaviček metatarzů se rychlost posunu snižuje, čili přední část nohy je zatížena delší dobu než zadní a to zhruba v poměru 1:3. Toto zatížení může být ovlivněno různým materiálem podešve a konstrukcí boty (Dungl, 2005).



Obr. č. 5 Časový posun *maximálního zatížení*¹ během odvíjení nohy (Dungl, 2005)

5.3 Pohyb v kloubech dolní končetiny při chůzi

Pro progresi a stabilitu chůze je nezbytný pohyb v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Noha zprostředkovává styk těla s terénem, po kterém se pohybuje a umožňuje lokomoci ve stoje.

Hlezenní kloub je jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu a představuje spojení kostí bérce s talem. Z kineziologického hlediska se pohyb v hleznu skládá z plantární a dorzální flexe, avšak vzhledem k rozdílnému zakřivení mediálního a laterálního okraje talu a šikmého průběhu bimaleolární osy je tento pohyb značně komplikovanější a noha vykonává pohyby také v rovině transverzální a frontální (Vařeka, Vařeková 2003). Pohyb v hlezenním kloubu souvisí intimně s pohyby kloubu subtalárního.

Subtalární kloub je tvořen artikulací talu a calcaneu a z mechanického hlediska tvoří funkční jednotku s talokalkaneonavikulárním kloubem, vytváří tzv. dolní hlezenní kloub. Osa pohybu prochází dorzomediálním okrajem kosti loďkovité a lateroplantárním okrajem kosti patní. Pohyb v subtalárním kloubu je multidirekcionální jako u kulového kloubu, s funkční převahou pohybů kolem rotační dlouhé osy.

Označuje se pojmy inverze, což je rotace dovnitř, a everze při rotaci patní kosti laterálně. Rozsah tohoto pohybu během chůze je přibližně 6°, u plochonoží 9° (Mann, 1982). Pohyby směrem do plantární flexe, dorzální flexe, abdukce a addukce nejsou tak výrazné (Dungl, 2005). Hlezno tvoří se subtalárním kloubem funkční jednotku, inklinace jejich os jsou na sobě závislé. U jedinců se zvětšenou rotací hlezna zevně, která se projeví chůzí špičkami od sebe, je zvětšen rozsah pohybu v kloubu subtalárním a zmenšen v kloubu hlezenním. Při chůzi špičkami dovnitř, kdy je osa hlezna minimálně rotována zevně, je zmenšen i rozsah pohybů v subtalárním kloubu a zvětšen rozsah hlezna. Tvar nohy má rovněž vliv na velikost pohybu v talokalkaneárním kloubu (Elftman 1960).

Šikmý průběh osy subtalárního kloubu má za následek, že každá rotace tibie při fixované noze způsobuje i rotaci nohy kolem podélné osy. Tak vnitřní rotace tibie provádí pronaci nohy, zevní rotace vede k supinaci nohy (Inman, 1981). Pronace přednoží při supinaci zadní části nohy vede ke zvýšení podélné klenby mediálně, při fixované supinaci přednoží u valgózní (pronované) paty vzniká plochonoží (Debrunner, 1985)

Dolní hlezenní kloub je nezbytný pro absorpci nárazu při dopadu nohy na podložku a při jejím dalším zatížení. Zpevnění tohoto kloubu má význam pro stabilitu nohy během přenosu zatížení na přednoží na konci stojné fáze krokového cyklu.

Chopartův kloub (transverzotarzální kloub) je anatomicky tvořen kloubem talonavikulárním a kalkaneokuboidním. Z kineziologického hlediska jsou považovány za funkční jednotku. Pohyb v tomto kloub probíhá kolem dvou os. Pohyby střednoží a přednoží v rovině frontální, tj. supinace a pronace, probíhají kolem podélné osy. Dorzální flexe současně s abdukci nebo plantární flexe s addukci probíhají kolem šikmé osy. Postavení v subtalárním kloubu významně ovlivňuje rozsah pohybů v Chopartově kloubu (Vařeka, Vařeková, 2003). Za normálních poměrů není pohyb v tomto kloubu příliš velký, ale může se kompenzačně zvětšit při omezení pohybů v kloub hlezenním a subtalárním. Během chůze se ve druhé polovině stojné fáze objevuje progresivní inverze subtalárního kloubu, což zvyšuje stabilitu nohy. V okamžiku iniciálního kontaktu nohy s podložkou je subtalární kloub v everzi, noha je tím uvolněna a více přizpůsobivá terénu (Dungl, 2005).

Metatarzofalangeální klouby jako klouby dvouosé umožňují pohyb do flexe, extenze, abdukce a addukce. Spojují první články phalangů s metatarzálními kostmi. V průběhu cyklu chůze je možno pozorovat maximální dorziflexi v těchto kloubech při odvíjení nohy. Plantiflexe je při normální chůzi nepatrná, ale je výraznější při běhu. Funkčně jsou metatarzofalangeální klouby spojeny s plantární aponeurózou.

Metatarzální oblouk obvykle přechází do styku s podložkou o zlomek vteřiny před prsty, ale pro protetické účely, kdy umělá špička chodidla nejsou prsty ve vlastním slova smyslu, je to zcela zanedbatelné (Hadraba, 1965).

Pohyby v kloubech nohy jsou pohyby sdružené. Podle Hickse (1957) je pronace nohy sdružena s everzí patní kosti, s dorziflexí v kloubu hlezenním a s abdukci přednoží. Supinace je spojena s plantární flexí hlezna, inverzí kosti patní a addukci přednoží.

Během chůze na začátku stojné fáze je hlezenní kloub v dorzální flexi a zahajuje pasivní plantární flexi, při níž se ploska pokládá na zem. Přitom dochází v subtalárním kloubu k pronaci a v Chopartově kloubu okolo podélné osy k supinaci, které napomáhá aktivita svalů tibialis anterior, extensor hallucis longus a extensor digitorum longus.

V období střední opory (midstance) probíhá v hlezenním kloubu dorzální flexe, v subtalárním kloubu supinace a v Chopartově kloubu dochází k pronaci, která spolu se supinací subtalárního kloubu stabilizuje oblast přednoží. Maximum zatížení se přesouvá na laterální stranu metatarzu. Oblast středonoží je dále zpevněna činností svalů tibialis posterior a peroneus longus. Z nohy se tak stává rigidní páka (Nester, 1998).

Na konci stojné fáze dochází v hlezenním kloubu k aktivní plantární flexi, v subtalárním kloubu probíhá nadále supinace a v Chopartově kloubu pronace. Přitom se zatížení nohy přesouvá mediálně vpřed. Rigidní páka nohy je zesilována aktivitou m. peroneus longus a pomocí plantární fascie. Ta se při zvednutí paty napíná přes hlavičky metatarzů a přitahuje tak patu k přednoží (Vařeka, Vařeková, 2003).

Během stojné fáze krokového cyklu se pohybuje kyčelní kloub z flexe do extenze, zatímco kolenní kloub je flektován. Při švihové fázi je flektován kyčelní kloub a kolenní kloub přechází z flexe do extenze (Cook, Woolacott, 1995). Hadraba (1965) uvádí, že maximální stupeň flexe kolenního kloubu během švihové fáze je 75° při normálním

plném kroku po rovném terénu. Asi 60° flexe je zapotřebí v kolenním kloubu pro běžnou chůzi po rovném terénu, aniž kulháme. Rozsah této flexe též kolísá podle rychlosti pohybu. Krátký krok a pomalá chůze vyžaduje něco kolem 90° kolenní flexe (Hadraba, 1965).

Rotace dolní končetiny v transversální rovině

Při chůzi z kineziologického hlediska, kromě pohybu v kloubech dolní končetiny v rovině sagitální, dochází i k rotačním pohybům končetiny v rovině transversální. Tento rotační pohyb začíná na pánvi a distálně se jeho rozsah zvětšuje. V okamžiku prvního kontaktu paty s podložkou je pánev rotována dovnitř, to znamená, že stejnostranná polovina pánve je vpředu. Po dosažení plného kontaktu nohy s podložkou (foot flat) je vnitřní rotace vystřídána progresivní zevní rotací, která je největší v okamžiku odtržení prstů od podložky. Během švihové fáze kroku přechází opět stejnostranná polovina pánve do vnitřní rotace. Tato příčná rotace je přenášena hlezem na subtalární kloub, takže při dopředném pohybu tibie a současném odvíjení nohy dochází k plantiflexi v kloubu hlezenním a při tom je tibie v zevní rotaci a pata v inverzi a touto rotací je uzamčen Chopartův kloub. Tato zevní rotace je největší v okamžiku odtržení prstů od podložky. V té době je druhá končetina v maximální vnitřní rotaci a příčná osa pánve probíhá nejvíce šikmo. V okamžiku kontaktu nohy s podložkou je noha v dorziflexi, bérce ve vnitřní rotaci, pata v everzi, Chopartův kloub je uvolněn. Jakmile noha spočine pevně na podložce, vnitřní rotace mizí a během střední stojné fáze stojí dolní končetina v neutrální rotaci (Dungl, 2005).

Klenba nožní

Tradiční model nohy vychází z koncepce nožní klenby, kterou ohraničují tři hlavní oblouky – mediální, laterální a přední. Během zatížení se klenba nohy rychle oplošťuje a tím dochází ke kontaktu přednoží s podložkou. *Zároveň tak také přispívá k absorpci (tlumení) nárazu vznikajícího při dopadu nohy na podložku*¹ (Vařeka, Vařeková, 2003).

Podélná vnitřní klenba se nachází mezi kostí patní a hlavičkou I. metatarzu, podélná zevní klenba vede od kosti patní k hlavičce V. metatarzu a příčná klenba je mezi hlavičkami I. a V. metatarzu (Brozmanová, 1990).

Při zatížení nohy během chůze i stání je stavební uspořádání nohy zajištěno stabilizačními mechanismy. Podélná nožní klenba je tvořena mediální, dynamickou částí, která prodělává při chůzi strukturní změny a která je složena z kosti patní, talu, kosti loďkovité a tří mediálních metatarzálních paprsků, a stabilnější, laterální částí klenby, tvořené kostí patní, krychlovou a dvěma laterálními paprsky. Příčná klenba je vytvořena pouze v proximální partii předonoží, periferně se vyrovnává, existuje tam pouze při nezatížené noze. Podélná klenba má vnitřní stabilitu, podmíněnou tvarem kostí, spojených plantárně silnými vazy. Při zatížení podélná klenba do jisté míry klesá, dalšímu poklesu brání vazy (Dungl, 2005). Zevní rotací tibie, inverzí paty a addukcí předonoží se podélná klenba zvyšuje, vnitřní rotací tibie, everzí paty a abdukci předonoží klesá. Podélný oblouk klenby je dále stabilizován plantární aponeurózou, napnutou mezi kostí patní a bázemi proximálních článků všech prstů. Hicks (1957) připodobňuje funkci plantární aponeurózy k navijáku: *extenzí prstů se aponeuróza navíjí kolem hlaviček metatarzů, tím se klenba zvyšuje bez vynaložení svalové práce*¹. Plantární aponeuróza je více funkční mediálně než laterálně.

5.4 Svalová aktivita v průběhu krokového cyklu

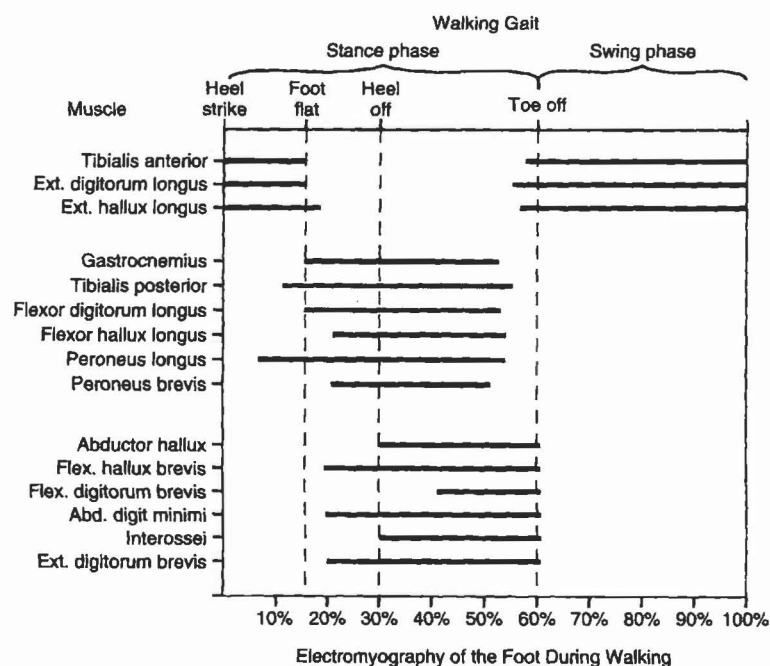
Aktivní svalová funkce během chůze probíhá jako generalizovaná aktivita každé svalové skupiny. Svaly předního oddílu, tj. m. extensor digitorum longus, m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus pracují jako funkční skupina. Byla potvrzena jejich aktivita během posledních 10 % stojné fáze kroku, udržují aktivitu během celé švihové fáze a po 10 % další stojné fáze (Dungl, 2005). Tyto svaly zajišťují během fáze mezistoje aktivní dorzální flexi a tak zabraňují tažení prstů po zemi (Vaughan, 1992).

Peroneální svaly jako laterální stabilizátory nohy a hlezna, jsou v činnosti během téměř celé stojné fáze. Jejich maximální aktivita se objevuje okamžik po tom, kdy pata opustila podložku (Hadraba, 1965).

Skupina zadních bércových svalů pracuje rovněž jako funkční jednotka. Patří sem m. triceps surae, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. Fázická aktivita začíná v těchto svalech zhruba v 15 % stojné fáze kroku a trvá prakticky po celou dobu této fáze. Aktivita v zadní skupině vyhasíná v okamžiku, kdy druhá noha spočívá pevně na podložce (Dungl, 2005).

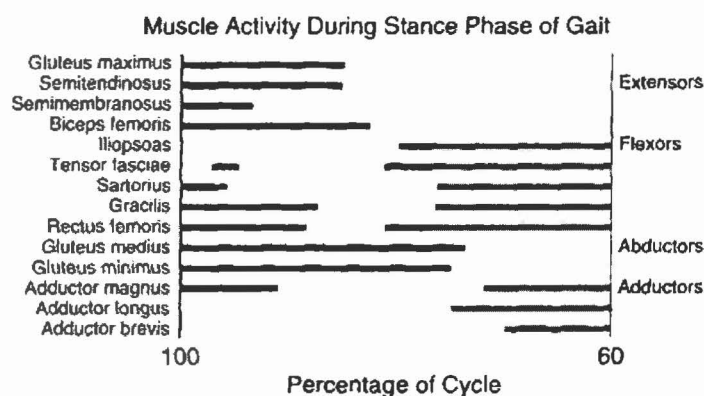
Krátké svaly nohy vykazují vysokou svalovou aktivitu před fází odrazu, udržují stabilitu nohy a kontrolují pokles nožní klenby (Hamil, Knutzen, 1995). Jejich fázická aktivita začíná asi ve 30 % cyklu, vyhasíná odvinutím nohy od podložky.

Během fáze midstance (mezistoj) a midswing (mezišvih) je většina svalů (s výjimkou m. gluteus medius a m. triceps surae během stoje a m. tibialis anterior během švihů) v relativní nečinnosti, přestože během těchto dvou fází se koná nejvíce patrný pohyb. Během fáze midstance působí m. gluteus medius jako kyčelní abduktor, aby stabilizoval pánev zatímco je kontralaterální končetina ve švihové fázi, přičemž m. triceps surae zamezuje nadměrné dorzální flezi v hlezenním kloubu a tak zajišťuje pohyb dopředu (Vaughan, 1992).



Obr. č. 6 EMG aktivity svalů nohy a kotníku během krokového cyklu (Enoka, 1994)

Aktivita svalů kyčelního a kolenního kloubu při chůzi je pro přehlednost znázorněna na následujícím obrázku.



Obr. č. 7 EMG aktivita svalů kyčelního a kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu (Enoka, 1994)

5.5 Faktory ovlivňující krokový cyklus

Různé faktory mohou vyvolávat změny v dynamické odpovědi při chůzi. Mezi faktory mající vliv na krokový cyklus patří tělesná hmotnost, věk, výška, omezení aktivního a pasivního rozsahu v kloubu, mechanické vlastnosti měkké tkáně, relativní délka metatarzů, konfigurace mediální podélné klenby, kostní prominence, přítomnost strukturálních deformit (kladívkové, drápotivé prsty), rychlost chůze, úhel odvalu palce, aktivita svalů či styl chůze (Perry in Whittle, 1999). Pokud je jeden z těchto základních faktorů změněn, dochází ke změně v dynamické odpovědi při chůzi. Například motorická a strukturální dysfunkce jako je deficit kloubní pohyblivosti a deformity nohy může mít vliv na maximum (peak) plantárního tlaku a ground reaction forces (GRF – reakční síly s podložkou) (Mason, et al. in Sacco, Amadio, 2003).

5.5.1 Vliv rychlosti chůze na změny krokového cyklu

Chůze je charakterizována tím, že po celou dobu dopředného pohybu je tělo v kontaktu s podložkou a po část krokového cyklu jsou v kontaktu s podložkou obě nohy najednou. Jak se rychlost chůze snižuje, doba trvání fáze dvojí opory se zvyšuje a

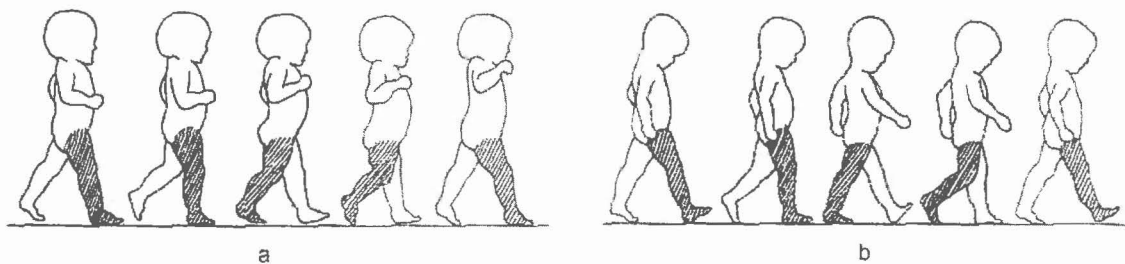
naopak. Během klusání a běhu je fáze dvojí opory vyřazena a je nahrazena letovou fází, kdy obě chodidla jsou mimo kontakt s podložkou. Velikost reakčních sil působících na chodidlo během stojné fáze cyklu chůze je závislá na rychlosti chůze. Při pomalé chůzi se všechny síly zmenšují, při rychlé chůzi narůstají. Při běhu se vertikální síla zvětšuje na dvoj- až trojnásobek tělesné hmotnosti. Plantiflexe v metatarzofalangeálních kloubech, která je při normální chůzi nepatrná, se při běhu zvýrazní (Dungl, 2005).

5.5.2 Vliv věku na změny krokového cyklu

Chůze dětí

Vzorci chůze u malých dětí jsou odlišné od vzorců chůze dospělých osob. Je zde patrná procentuálně kratší fáze opory o jednu dolní končetinu. Její postupné prodloužení nastává kolem čtvrtého roku věku. Mezi třetím až čtvrtým rokem dochází ke stabilizaci chůze díky zrání (maturaci) centrálního nervového systému (Sutherland, 1997).

Maturační změny na EMG jsou patrné při fázické aktivitě m. vastus medialis, m. tibialis anterior a m. triceps surae u dětí do dvou let. V porovnání s dětmi staršími než dva roky je zde prodloužena aktivace m. tibialis anterior během stojné fáze krokového cyklu a je opožděn i nástup fáze švihové. U vysokého procenta dětí do dvou let je ve švihové fázi předčasně aktivován m. soleus a mm. gastrocnemii oproti dětem starším než dva roky (Sutherland et al., 1997).



Obr. č. 8 Charakter dětské chůze: a) v prvním roce věku, b) ve třech letech (Dungl, 2005)

Chůze ve stáří

Během stáří dochází k degeneraci jednoho nebo více sensorických systémů a v důsledku toho může být postižena balance během chůze. Stárnutí způsobuje změny v centrálním nervovém systému, které zahrnují ztrátu inteligence, prodloužení reakční doby, snížení funkce sluchového, zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému (Kennedy et al., 1997). Bylo také dokázáno, že s věkem se snižuje schopnost vnímání vysokých frekvencí vibrace, dotyku, propiocepce a tlaku (Verilo in Prince et al., 1997). Jsou také známy vlivy stárnutí na snížení pasivního rozsahu pohybu v kloubech, zkrácení délky kroku, kadence a rychlosti chůze (Elble et al., 1991).

Přestože je rychlost chůze pomalejší u starší populace než-li u mladé, je brzdící rychlost při dopadu paty na podložku významně vyšší u starých lidí než u mladých. Dále bývá u starých osob prodloužen kontaktní čas planty s podložkou a méně energická fáze odrazu (Winter in Prince et al., 1997)

5.5.3 Vliv různých sensorických podmínek

Důležitým faktorem, který ovlivňuje chůzi je sensorický feedback z nohy, který umožňuje tělu adaptovat se na měnící se podmínky pod plantou. Vstup (input) sensorických informací může být ovlivněn změnou okolních podmínek. Sensorický vjem plantou může být změněn změnou signálu samotného (např. díky obuvi) nebo alterací příslušných receptorů např. vlivem podchlazení nebo anestezií. Změněný sensorický input může vést ke změnám lidské lokomoce (Nurse, Nigg, 2001).

Na protetickém chodidle dosud nejsou uložena žádná čidla, která by pomocí zpětné vazby umožňovala informovat jeho nositele o měnících se podmínkách terénu.

5.6 Řízení pohybu

Proces řízení je funkcí nervové soustavy. Kontrolní funkci zastávají čidla v sensorických orgánech, která dávají centrálnímu nervovému systému zpětné informace o probíhajícím pohybu. Obecně lze proces řízení převést na obousměrný přenos informací mezi odesilatelem (mozkem) a adresátem (svaly). Během přenosu

zprávy dochází ke zkreslení informace, a proto je bezpodmínečně nutná průběžná kontrola procesu řízení, aby řízení dosáhlo svého cíle. Tato korekce se uskutečňuje cyklicky. Čím je pohyb pomalejší, tím je počet těchto korektivních cyklů větší a tím je pohyb přesnější. Protože zpětná informace může být zkreslena během přenosu, je přesnost jejího obsahu zajišťována více cestami. Počet senzitivních drah převyšuje počet drah motorických. Zamýšlený pohybový záměr vzniká na základě zhodnocení současné situace okolí a anticipace (předjímání) bezprostředního vývoje situace (Véle, 1997).

Každý pohyb provází vždy multisenzorická činnost smyslů (proprioceptivní, optická, taktilní, interoceptivní). Při výpadu některé senzorické složky je pohyb dále možný zintenzivněním jiné smyslové složky (např. při zhoršení proprioceptivní aferentace je chůze možná, ale vyžaduje zvýšenou optickou kontrolu) (Véle, 1997).

Prostřednictvím senzorických informací z vizuálního, vestibulárního a proprioceptivního systému je udržována dynamická rovnováha chůze (Véle 2004).

Na průběh řízení lokomoce má velký vliv senzorická aference ze svalů (propriocepce) a kožních receptorů (exterocepce) dolní končetiny. Tato aference generuje pohybové vzory a lokomoci. Z hlediska aference jsou pro regulaci správných pohybů potřebné mechanoreceptory z plosky nohy. Ty jsou důležitým informačním systémem pro centrální nervový systém o tlaku a tvaru podložky (Nurse, Nigg, 2001).

6. PROTÉZY DOLNÍCH KONČETIN

Protézy jsou z hlediska technické ortopedie konstrukce, které slouží k tomu, aby byla opět obnovena funkce a normální vzhled amputované končetiny (Kaphingst, Heim, 2002). Protéza má nahrazovat ztracenou část těla jak kosmeticky tak funkčně (norma ISO 8549). Je vždy stavěna podle individuálních potřeb klienta. Správné zhotovení protézy je dáno jednak výběrem správných dílů, jednak jejich správným zpracováním. Správně navržená a postavená protéza musí plně vyhovovat fyzickým předpokladům klienta, s čímž úzce souvisí i předpoklady profesní, záliby, sport a nelze opomenout ani předpoklady psychické a mentální (Matějčíček, 2005).

Mezi fyzické předpoklady se dá zahrnout stáří, pohlaví, průvodní onemocnění vnitřních orgánů nebo svalového a pohybového aparátu, celkový duševní a tělesný stav (zatížitelnost jedince).

Kaphingst (2002) dále uvádí fakt, že protéza podléhá biomechanickým a mechanickým podmínkám. Biomechanické podmínky vznikají na jedné straně vzájemným působením vlivů mezi biologií/fyziologií klienta a na druhé straně zákony sil (statika a kinetika), které se přenášejí prostřednictvím protézy na prostředí (např. na podlahu) nebo z prostředí na klienta. Kromě toho ovlivňují biomechanické podmínky kinematiku klienta, tj. popis pohybu, který je zde nazýván obrazem chůze (Kaphingst, Heim, 2002).

Mechanické podmínky jsou určovány biomechanickými silami působícími na protézu. K nim patří tahové síly, tlakové síly, ohybové síly, stříhové síly, torzní síly a točivé momenty, jimž jsou protetické díly vystaveny (Kaphingst, Heim, 2002).

6.1 Historie vývoje protetických pomůcek pohybového aparátu

Historie vývoje protetických pomůcek je nesmírně dlouhá, zahrnuje více jak 4000 let. Za historicky nejstarší protetické ošetření je možné považovat primitivní oprotézování dlouhého bércevého pahýlu mumifikovaného těla ženy, nález z Kazachstánu datovaný 2300 let př.n.l. Další doklady o protézovacích technikách byly nacházeny prakticky ve všech starověkých vyspělých kulturách. Nálezy z Cluny a Capri z období asi 400let

V období renesance pak došlo k zásadnímu kvalitativnímu zlomu jak v amputačních technikách, tak zejména ve stavbě protetických pomůcek v období Ambroise Parého (1509 – 1590), který je považován za prvního chirurga, který byl v kontaktu s tvůrcem tehdejších protéz. Ve stavbě protéz dolních končetin lze vidět tendence využití jak exoskeletové, tak endoskeletové stavby, kompaktní kolenní kloub a tricipitální tah. Protézy a ortézy byly v té době děleny podle Ambroise Parého na pomůcky pro bohaté a chudé. (Matějčík, 2005).

V období renesance byla stále nejužívanější protézou dřevěná noha „kneewalker“. Protézy dolních končetin byly vzácné, častěji byly navrhovány protézy podkolenní než nadkolení. Většina z nich byly unikátní kousky, které byly známy jen danému uživateli. Podkolenní protézy byly vyráběny z kůže, dřeva nebo železa, přenos váhy byl zajištěn přes stehenní korzet. Protézy byly stavěny tak vysoké, že uživatel byl nucený chodit s uzamčeným kolenním kloubem. Závěs protézy byl dělán pomocí stehenního korzetu nebo ramenních pásů. Nadkolení protézy byly konstruovány obdobným způsobem včetně zavěšení pomocí ramenních pásů (Meij, 1995).

Koncem 17. století, v roce 1696, navrhl holandský chirurg Verduyn protézu pro osoby s podkolenní amputací, která se skládala z protetického chodidla, stahovací objímky bérce, postranních kovových kolenních dlah a stehenní objímky. Ve své době nezískala tato protéza žádnou oblibu a téměř století uplynulo, než byly její principy znovu představeny (Meij, 1995). Její uspořádání odpovídalo používaným přírodním materiálům a s menšími obměnami je u kožených klasických protéz používáno dodnes (Rosický, 1999).

V průběhu francouzské revoluce a první poloviny 19. století nedošlo k výraznému rozvoji. Určitou změnou k lepšímu bylo od roku 1816 konstruování protéz s pohyblivým kolenním kloubem při chůzi. Protetická chodidla měla většinou jednoosý hlezenní kloub. Většina návrhů těchto protéz byly vyráběny jen pro jednoho uživatele, ale některé dosáhly takového úspěchu, že byly vyráběny komerčně (Meij, 1995).

Od druhé poloviny 19. století se scéna mění. Během první světové války požadavky na protézy vysoce vzrostly a byla přijata speciální opatření mající za následek založení protetického průmyslu v některých zemích. Protézy dolních končetin vyrobené v tomto

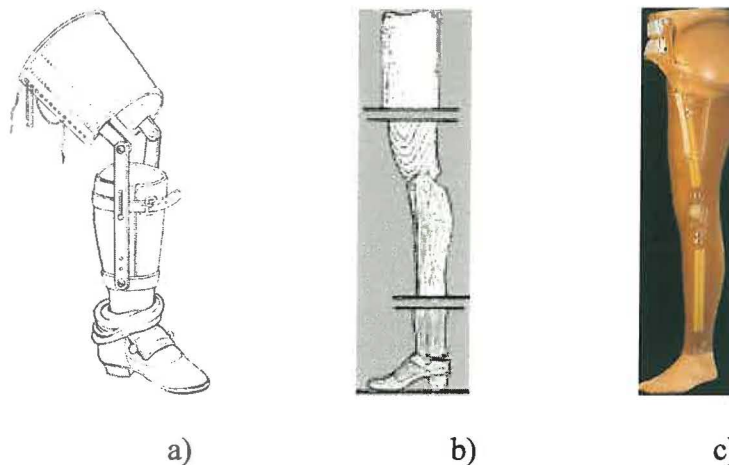
období byly modifikacemi Verduyniho protézy pro podkolenní amputace a nadkolení protézy dle Anglesey. Mezi první a druhou světovou válkou technický rozvoj protetiky dále pokračoval. Byly představeny nové materiály jako železná litina, hliníkové slitiny a umělé hmoty (Meij, 1995).

Zcela zásadní zlom v rozvoji stavby protéz nastal v období od r. 1919, kdy Bock využil poznatku, že řada funkčních částí protéz je analogní, tudíž staví-li se protéza pro kteréhokoliv klienta, některé díly zůstávají stejné (klouby, adaptéry, chodidlo aj.) (Matějček, 2005). V tomto období Otto Bock založil stejnojmennou firmu, jejíž základní myšlenkou byla stavba individuální stehenní protézy ze tří základních stavebních skupin, které zahrnovaly protetické chodidlo s hlezenním dílem, kolenní kloub s připojovacími díly a lůžko protézy. Tato myšlenka vedla k vývoji jednotlivých stavebnicových uzlů, ze kterých bylo možno zhotovit poměrně rychle velmi kvalitní protézu, která vyhovovala individuálním požadavkům klienta. Zavedení tohoto systému přispělo také výrazně ke zdokonalení vertikální stavby protézy (Rosický, 1999).

Po druhé světové válce díky výzkumu došlo k posunu v oblasti řízení švihové fáze cyklu chůze a byly konstruovány protézy s hydraulickým a pneumatickým řízením švihové fáze. Podkolenní protézy byly konstruovány se zcela novým designem, jako PTB, PTS či KBM protézy (Meij, 1995).

Dalšími novinkami, které vstoupily na trh v sedmdesátých letech 20. století jsou endoskeletální a modulární protézy. Vytvoření modulární protézy dolní končetiny od Bocka vtisklo ráz celosvětovému standartu vybavování protézami. Tento protézový systém byl představen jako „tubulární skeletová protéza s kosmetickým krytem z pěnové hmoty“ a byl stále zdokonalován (Matějček, 2005).

V osmdesátých letech se začaly objevovat nové materiály jako plasty vyztužené karbonovými vlákny nebo titan. Bylo používáno stále více a více nových materiálů, nových technických zařízení a znalostí. Rozvoj protetiky se pozvolna urychloval, jak docházelo k intenzivnějšímu rozvoji technických a vědních oborů.



Obr. č. 10 Historický nástin vývoje stavebních dílů protézy dolní končetiny

a) Verduyn 1696 (Meij, 1995)

b) Otto Bock 1919; c) Otto Bock 1969 (firemní materiály Otto Bock, 2000)

Výroba protetických pomůcek u nás prošla historickým vývojem od řemeslné individuální výroby k výrobě průmyslové. V 60. letech 20. století se zhotovovala naprostá většina protéz výhradně kožených, protézy jiného druhu, zejména dřevěné, zcela ojediněle (Chuděra, Křivánek, 1965). Postupně byla zajištěna nejen výroba sériového charakteru, ale i výroba individuální se zaváděním nových technologických principů a materiálů. Postupně docházelo také ke zdokonalování nabídky protetických služeb klientům.

V současné době se ortopedická protetika prezentuje jako interdisciplinární obor léčebně preventivní péče, sdružující profesně lékaře a ortopedické techniky. Lékaře, kteří protetické pomůcky indikují a aplikují, a protetické techniky, kteří na podkladě indikační rozvahy lékaře protetické pomůcky staví.

6.2 Endoskeletové a exoskeletové protézy

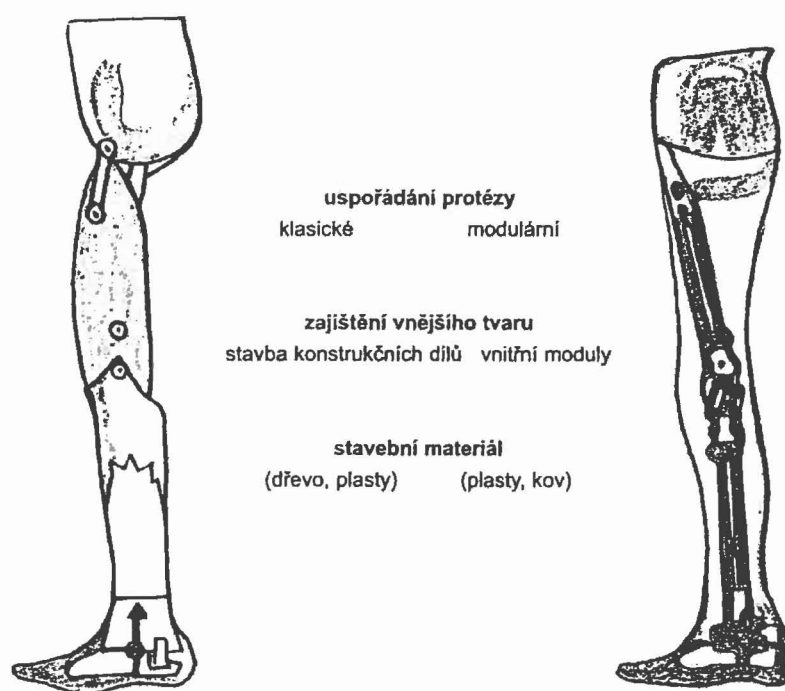
Z hlediska techniky stavby lze rozdělit protézy na exoskeletové a endoskeletové (tubulární, modulární). U protéz exoskeletových je nosná funkce a vnější tvar zajišťován tvarem stavebních dílů. Uspořádání protézy je klasické. Nosným prvkem je

zde pevný plášť protézy (kožené a laminátové protézy). Stěna protézy přebírá tvarující a nosnou funkci. Ze stavebních materiálů je využíváno zpravidla dřevo a plast (Matějček, 2005). Tento robustní protézový systém se osvědčuje již celá desetiletí a je užíván především tam, kde nejsou geografické nebo klientem dané podmínky pro vsazení modulární protézy. Vhodné jsou pro všechny výšky amputace s výjimkou amputovaných v kolenním kloubu. Použité díly vyráběné z tlustostěnného materiálu – dřeva nebo Pedilenu – umožňují individuální konstrukci. Komponenty jsou nejdříve umístěny v montážním přístroji a potom navzájem dočasně spojeny. Během zkoušky je možno provádět korektury, avšak k tomu musí být stavební díly rozebrány. Statické změny jsou u hotových protéz možné jen v úzkém rozpětí. Při zhotovování dřevěné protézy se redukuje síla stěny dílu zevnitř a vytváří se tak vnější tvar. Následné pergamenování nebo laminování přidává protéze pevnost a zajímavý povrch. K dohotovení plastové protézy patří po vytvarování ještě laminování s následným vyklížením Pedilenu – tvrdé pěny, čímž vznikne tenkostěnná vrstva lité pryskyřice ([23]).

U protéz endoskeletových je nosná funkce zajišťována stavebními moduly, vnější tvar je zajištěn kosmetickým krytem. Uspořádání protézy je modulární. Ze stavebních materiálů je využíván zejména kov a plast (Matějček, 2005). Protéza s modulární stavbou se skládá z individuálně zhotoveného lůžka, které je pomocí řady spojovacích adaptérů spojeno s kolenními protetickými klouby a protetickými chodidly (Rosický, 1999). Klouby a adaptéry jsou navzájem spojeny rozebíratelně a mohou být bez velkých obtíží vyměněny. Statické korektury mohou být přehledně a reprodukovatelně provedeny kdykoli během sestavování, zkoušení a také po zhotovení protézy ([23]). Modulární uspořádání nosné části protézy se blíží skeletární stavbě lidského těla a její vzhled je dosažen vnějším kosmetickým pěnovým návlekm. Toto uspořádání představuje variabilní systém, pomocí kterého lze zabezpečit individuální statickou a dynamickou stavbu protézy. Myšlenka modulárního uspořádání je již přes tři desetiletí tím nejlepším, co lze v oblasti stavby protéz dolní končetiny nalézt (Rosický, 1999). Při aplikaci modulárního způsobu protézy dolní končetiny je nezbytné užít pro správné vyřešení předpokládané dynamiky protézy (tzn. schopnost protézy přenést za jednotku času určitou rychlostí určitou zátěž) vhodnou kombinaci kolenního kloubu

s odpovídajícím protetickým chodidlem (Matějíček, 2005). K modulárním protézám dolních končetin se používají protetická chodidla bez hlezenního dílce, a to buď s hlezenním kloubem, anebo bez hlezenního kloubu a s adaptérem pro předkolenní modul (Brozmanová, 1990).

Dnes jsou modulární protézy v moderní protetice neodmyslitelné. Jsou vhodné jako kosmeticko – funkční protézy pro všechny úrovně amputací dolní končetiny ([23]).



Obr. č. 11 Charakteristika protézy exoskeletové (skořepinové) a endoskeletové (modulární) stavby (Matějíček, 2005)

6.3 Materiály pro stavbu protéz

Protetické chodidlo je vystaveno velké námaze, proto se na jeho výrobu používají trvanlivé materiály, které jsou dostatečně odolné proti opotřebování, a pevné kloubové konstrukce, nevyžadující velkou údržbu (Brozmanová, 1990).

První protézy byly zhotovovány zcela z přírodních materiálů, mezi které patří dřevo, kůže, textil, guma a železo (Miej, 1995). Výhodou v té době byla snadná dostupnost

používaných materiálů a jednoduché technologie jejich zpracování. Nevýhodou použití těchto přírodních materiálů je robustní stavba a vysoká hmotnost protézy a značné konstrukční omezení při návrhu pomůcky. Dynamické vlastnosti protéz z přírodních materiálů jsou velmi nízké.

S rozvojem hutnictví železa docházelo k prosazování konstrukční oceli jako konstrukčního materiálu pro výrobu jednotlivých dílů protéz. Rychlý a dynamický vývoj v oblasti technologie výroby a zpracování oceli umožnil přechod k modulární stavbě protéz dolních končetin. Výhodou těchto materiálů je jejich vysoká mechanická odolnost. Nevýhodou je vysoká hmotnost dílů protéz z nich vyrobených. Rosický (1999) uvádí, že díly protéz zhotovených z konstrukčních ocelí představují v současnosti standard při stavbě těchto pomůcek. Většina modulů je vyráběna z nerez oceli nebo titanu. Pro uživatele do 75 kg jsou k dispozici stavební díly z lehkého kovu. Protézy ve skořepinové konstrukci jsou vyráběny převážně ze dřeva nebo plastu.

Matějček (2005) ve své práci uvádí využívání řady materiálů jak přírodních, tak syntetických pro výrobu protéz dolní končetiny. Z přírodních materiálů uvádí nejčastější využívání kovů (slitiny hliníku, titan, ocel), méně využívání dřeva a kůže. Dále popisuje téměř standardní využívání syntetických materiálů jako jsou syntetické tkaniny, plasty, termosety (pryskyřice atp.), termoplasty (polyetylen, polypropylen, PVC atp.), elastomery (silikony, syntetické polymery), vyztužené plasty (kompozity).

Nejnovější trend v oblasti materiálů používaných pro stavbu dílů protéz dolní končetiny představuje použití kompozitních materiálů na bázi uhlík-epoxi a lehkých slitin neželezných kovů, zejména duralu a titanu. Oba dva typy materiálů značně snižují hmotnost dílů při zachování požadovaných mechanických vlastností, kterými jsou pevnost, tuhost a životnost. Kompozitní materiály umožňují výraznou změnu konstrukce pomůcek, kterou představuje skořepinová stavba o nízké hmotnosti a velmi vysoké tuhosti. Nevýhodou kompozitních materiálů, která brání jejich většímu rozšíření je zejména vyšší cena ve srovnání s klasickým konstrukčním materiálem, který představuje již výše zmíněná ocel.

6.4 Základní součásti protéz

Každá protéza je složena ze dvou základních součástí – pahýlového lůžka a periferní protézy, jejímž terminálním zakončením je protetické chodidlo. Pahýlové lůžko vytváří kontaktní oblasti mezi amputačním pahýlem a protézou. Jeho tvar se mění podle lokálních anatomických proporcí a v detailu podle funkčního typu lůžka. Pahýlovým lůžkem je určován komfort protézy, periférií jsou dány mechanické vlastnosti protézy. Vzájemným uspořádáním jednotlivých stavebních dílů protézy a uspořádáním protézy vůči tělu pacienta jsou určovány statické a dynamické vlastnosti protézy. Prostorovým uspořádáním protézy a způsobem její stavby je možno optimalizovat výsledný funkční efekt protézy v souladu s dynamikou života pacienta (Matějíček, 2005).

Kaphingst (2002) se dívá na složení protézy ze zcela odlišného pohledu. Uvádí, že každá protéza se skládá z individuálních stavebních dílců a všeobecných dílců. Individuální dílce jsou díly, které se vyrábí na míru a individuálně pro určité klienty podle sádrového modelu, a které lze použít pouze pro tyto klienty. K nim patří v protetice především protézová lůžka, upevňovací prostředky a individuální úpravy všeobecných dílců (např. kosmetické krytí). Obecné dílce jsou díly, které sice byly namontovány do protézy na míru klienta, ale byly vyrobeny sériově. K nim patří protetická chodidla, protézová lýtka, kolenní klouby, kyčelní klouby a některé zvláštní díly jako např. rotační klouby (Kaphingst, Heim, 2002).

6.5 Chůze s protézou dolní končetiny

Kaphingst (2002) uvádí v rámci posuzování chůze klientů s protézou, že cyklus kroku sahá od nášlapu na patu na pozorované straně přes stojnou a švihovou fázi až k opětnému nášlapu na patu na stejné straně. Během krokového cyklu posuzuje několik podstatných momentů, které jsou analyzovány z kinetického (dynamického) nebo kvazistatického hlediska. Veškeré mezilehlé fáze podřadného kinetického významu jsou všeobecně zanedbávány. Mezi hlavní fáze kroku řadí nášlap na patu, střední stojnou fázi a odraz prstů. Tři uvedené fáze kroku, jsou ovlivňovány následujícími konstrukčními parametry: posunutí chodidla vpřed či vzad, středové a stranové posunutí chodidla, plantární nebo dorzální flexe chodidla, pronace či supinace chodidla, vnitřní rotace

chodidla a vnější rotace chodidla. To je tedy celkem deset variant pro stavbu a seřízení protézy za účelem optimalizace dynamické stavby (Kaphingst, Heim, 2002).

Protetické chodidlo, jako terminální díl protézy, má významné postavení v rámci protéz dolní končetiny nejen jako dílec realizující stoj a chůzi, ale i proto, že tyto činnosti ovlivňuje. Jeho nastavením v rámci vertikální stavby je zajištěna větší či menší stabilita v kolenním kloubu protézy anebo prodloužené či zkrácené odvíjení. Chůzi ovlivňuje však i sama konstrukce protetického chodidla (Brozmanová, 1990).

Špatná dynamika chůze může být dána chybným výběrem jednotlivých stavebních prvků, nebo jejich nesprávným funkčním nastavením, případně kombinací obou stavů. Stavební prvky musí nutně odpovídat fyzické zdatnosti pacienta a jeho pohybové aktivitě (Matějček, 2005).

Dále budou blíže rozpracována odlišná nastavení protetických chodidel a vliv těchto nastavení na průběh krokového cyklu, tak jak je uvádí Kaphingst a Heim (2002), není-li v textu uvedeno jinak.

Posunutí dílce chodidla dopředu

Posunutí dílce chodidla dopředu se projeví při náslapu na patu zkrácením páky zánoží (zadní části chodidla). Moment paty pro zahájení střední stojné fáze se zmenší. To by však nemělo být nikdy důvodem k tomu, aby se chodidlo posunovalo dopředu. Potom by bylo spíše vhodnější zajistit, aby bylo došlápnutí na patu měkčí.

Při odvalování a odpichu prstů znamená posunutí chodidla dopředu prodloužení páky přednoží. Odvalovací (obráceně se otáčející) moment se zvětšuje, jistota kolene stoupá, postup odvalování se ztěžuje. Při velkém posunutí chodidla dopředu již není silný odpich prstů možný, poněvadž páka přednoží znemožňuje dynamické odvalování. Těžiště těla uživatele protézy se musí v krokovém cyklu silněji nadzvedávat, obraz chůze je pomalejší a neekonomický. Pro geriatry, ale i přesto může být toto opatření vhodné k tomu, aby se posílila důvěra klienta v jistotu protézy.

Ve švihové fázi přináší prodloužení páky přednoží potíže při volném prokmihu protetického chodidla ve střední švihové fázi.

Posunutí dílce chodidla dozadu

Posunutí dílce chodidla dozadu se projeví při nášlapu chodidla na patu prodloužením páky zánoží. Moment paty pro zahájení střední stojné fáze se zvětší. Protéza se při kontaktu paty jakoby „předbíhá“ a jistota kolene se zmenší. Tyto nevýhody lze kompenzovat jen měkkým nášlapem na patu.

Při odvalování a odpichu prstů znamená posunutí chodidla dozadu zkrácení páky přednoží. Odvalovací moment se zmenšuje, jistota kolene klesá, postup odvalování se ulehčuje. Těžiště těla klienta se musí v krokovém cyklu méně silně nadzvedávat, obraz chůze je ekonomičtější a rychlejší. Toto opatření je vhodné pro klienty, kteří vyžadují sportovní obraz chůze, ale není vhodné pro klienty s horším všeobecným stavem a nedostatečnou svalovou kontrolou protézy (např. geriatrici).

Ve švihové fázi přináší zkrácení páky přednoží ulehčení při volném prokmihu protetického chodidla ve střední švihové fázi.

Mediální posunutí dílce chodidla

Při nášlapu na patu působí mediální posunutí chodidla jako úzkostopá chůze. Při nášlapu na patu se přenese silový impuls od protézy na zem, popř. od země na patu. Pokud probíhá směr tohoto silového impulsu mimo střed paty, tak vznikne točivý moment, který se snaží naklápět protézu laterálně. Tak mohou vznikat tlaková místa laterálně distálně a mediálně proximálně. Současně vzniká rotační točivý moment kolem podélné osy protézy, který pootočí špičku nohy ve směru vnější rotace.

Ve střední stojné fázi se těžiště těla nalézá přímo před změnou směru z laterálního zrychlení. Výslednice má také šikmý průběh laterálním směrem. Pokud je chodidlová část posunuta mediálně, vznikne mezi medializovaným bodem podpěry a laterální silou momentálního vektoru točivý moment, který způsobí laterální klopýtnutí nebo zakolísání klienta. Ten to může zachytit jen tím způsobem, že povede protézu do větší abdukce.

Ve švihové fázi ztěžuje mediální posunutí volný prokmih.

Mediální posunutí modulárního protetického chodidla má negativní vliv na průběh celého cyklu chůze ale i na stav měkkých tkání a kloubů dolní končetiny.

Laterální posunutí dílce chodidla

Při došlápnutí na patu působí laterální posunutí chodidla jako širokostopá chůze. Dochází k obdobným silovým impulsům jako v předchozím případě, s tím rozdílem, že nastává točivý moment, který se snaží naklápět protézu mediálně. Tímto mohou vznikat tlaková místa mediálně distálně a laterálně proximálně. Laterální posunutí je však o něco méně kritické než mediální posunutí.

Ve střední stojné fázi působí laterální posunutí chodidlového dílu stabilizujícím způsobem na obraz chůze. Stabilizuje jak při dynamické chůzi a při sportu, tak i slabší a nejisté geriatricky.

Při odvalování a odpichu prstů podporuje laterální posunutí chodidla zrychlení těžiště ve směru kontralaterální švihové nohy.

Plantární flexe dílce chodidla

Při nášlapu na patu je plantární flexe přirozenou reakcí nohy bez výraznějšího negativního vlivu.

Ve střední stojné fázi a při odvalování a odrazu špičky je plantární flexe chodidla indikována vždy tam, kde musí být kompenzována větší výška podpatku boty a kde se má po výměně boty zabránit přepadávání klienta dopředu. Plantární flexe přesahující úhel svíraný výškou podpatku bude stlačovat oblast bříška protetického chodidla nebo odlehčovat patu protetického chodidla, aby se na bříško přenášelo postupně stále větší zatížení. Tím se soustředí reakční síla podložky v místě působení na co možná nejdelší páku přednoží. Zpětný točivý moment dosáhne tedy již ve střední stojné fázi řádově takové velikosti, jaké se jinak dosáhne pouze v oblasti odvalení po odlehčení paty. Klient vykonává odvalovací pohyb jen s vynaložením většího úsilí, obraz chůze se stává proto nefyziologickým a neekonomickým. Oproti tomu platí, že plantární flexe chodidla

zvyšuje jistotu kolene slabších nebo starších klientů, což je jistou výhodou, ale nesmí nikdy vést k tomu, aby byl kolenní kloub tlačěn až do hyperextenze.

Ve švihové fázi ztěžuje zvětšená plantární flexe protetického chodidla volný prokmit protézy.

Dorzální extenze dílce chodidla

Při nášlapu na patu se pata dostane do kontaktu se zemí rychleji. U tvrdší paty vznikne velmi rychle plantárně-flekční točivý moment, který urychluje flexi kolene klienta.

Ve střední stojné fázi a při odvalování a odrazu špičky je dorzální extenze chodidla indikován vždy tam, kde se musí kompenzovat nižší výška podpatku boty a kde se má po výměně bot zamezit přepadávání klienta dozadu. Dorzální extenze přesahující úhel vytvořený výškou podpatku buď uvolní oblast bříška od podložky, normálně ale sklápí protézu dopředu a nutí klienta k většímu ohybu kolene. Tím se posune referenční linie konstrukce značně do oblasti přední části chodidla. Páka přední části chodidla zajišťující kolenní kloub se zkrátí, zrychlující točivý moment může dosáhnout již ve střední stojné fázi řádově velikosti, které by měly být dosaženy až ve fázi odvalování, tzn. po odlehčení paty. Cyklus kroku se zrychlí a stane se nefyziologickým a neekonomickým.

Ve švihové fázi usnadňuje větší dorzální extenze protetického chodidla volný prokmit protézy.

Pronace protetického chodidla

Pronace protetického chodidla je v průběhu všech krokových fází zapotřebí tehdy, chodí-li klient ve velké addukci, což se ale obvykle nestává.

Supinace protetického chodidla

Supinace protetického chodidla je zapotřebí v průběhu všech krokových fází tehdy, chodí-li klient v abdukci.

Rotace protetického chodidla

Rotace protetického chodidla jsou zapotřebí pouze tehdy, když fyziologická vnější rotace zachovaného chodidla nesouhlasí s rotací protetického chodidla. Úhel rotace se převážně nastavuje podle kosmeticko-estetických kritérií. Noha s vnější rotací zvyšuje podpěrnou plochu. Jistým úskalím může být fakt, že každá rotace přední části chodidla nutně podmiňuje protichůdnou rotaci paty, když se otáčí kolem středu otáčení ve střední oblasti kotníku (modulární adaptér). Nastavení rotace přední části nohy proto může vést k chybám otáčení při nášlapu na patu. K tomu dochází často např. při chybách vnější rotace chodidla (pata se otáčí mediálně), když přední část chodidla rotuje vně. Při uvolnění protetického chodidla od země otočí pahýl protézu zpět do normální polohy a to vede k „nárazu paty“. Stav se dá upravit posunutím protetického chodidla více laterálně.

Matějček (2005) uvádí jako nejčastější stavební chybu špatné rotační nastavení jednotlivých komponent (nejčastěji kolenní kloub x protetické chodidlo), a tím špatné vedení celé protézy a špatný odval protetického chodidla. Důsledkem takovéto stavební chyby, je vytočení chodidla protézy v porovnání s druhou stranou. Špička protetického chodidla se stáčí dovnitř anebo ven a protetické chodidlo se neodvívá přes přednoží (Brozmanová, 1990).

Brozmanová (1990) se zmiňuje ještě o dalších odchylkách vyskytujících se při chůzi, mezi které patří třes anebo rotace špičky při dostupu protézy na patu. V prvním případě uvádí jako příčinu příliš tvrdý tlumič v zadní části protetického chodidla, který je nutný vyměnit za pružnější. Při výskytu rotace špičky se jedná spíše o nesouměrnost hlezenního kloubu s kolenním.

Jeden z dalších možných problémů vyskytujících se při chůzi s protézou je patrný v krokovém cyklu na začátku stojné fáze na straně protézy. Z pohledu v sagitální rovině lze pozorovat hlučný dopad protetického chodidla. Tzv. fenomén „plesknutí“ je dobře vnímatelný i akusticky (Hadraba, 2006). Příčinou může být chyba na straně protézy, ale i klienta. Chyba na straně protézy spočívá většinou v příliš měkkém nebo vadném tlumení patou. Z hlediska klienta se může jednat o příliš silné dosednutí nohy na to, aby

se zajistila extenze kolene. Až když je protetické chodidlo v plantárním dorazu, dosáhne moment extenze kolene (extenze pahýlu) při nášlapu na patu plné účinnosti (Kaphingst, Heim, 2002).

7. PROTETICKÁ CHODIDLA A JEJICH BIOMECHANICKÉ CHARAKTERISTIKY

Terminální díl protéz dolních končetin je reprezentován protetickým chodidlem, které je důležitým prvkem jak statické, tak dynamické stavby protézy. Svoji stavbou a prostorovým zakomponováním do celkové stavby protézy se významně uplatňuje jak při stožení, tak při chůzi. Protetické chodidlo je velmi důležitým dílem při stavbě protézy dolní končetiny. Tento komponent je obsažen ve všech typech protéz dolní končetiny (s výjimkou amputace v chodidle). Protetické chodidlo je navíc dynamický prvek, který zcela ovlivňuje dynamické chování bércové protézy a v součinnosti s protetickým kloubem dynamické chování stehenní protézy (Rosický, 2000).

7.1 Biomechanické charakteristiky ustálené chůze po rovině

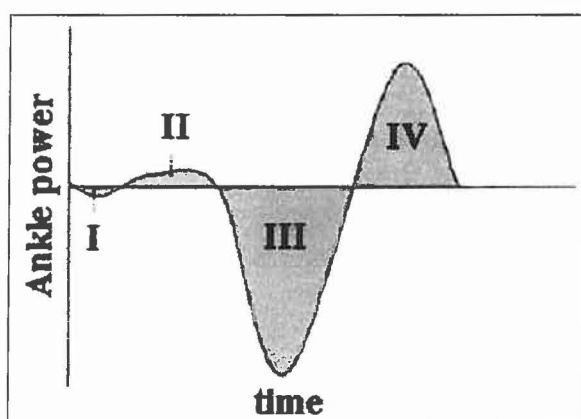
Biomechanické charakteristiky ustálené chůze po rovině s protetickým chodidlem zahrnují krokové a časové charakteristiky chůze, kinetiku, kinematiku, svalovou aktivitu a výdej energie. Studie uváděné v této práci byly zaměřeny nejvíce na dvě primární charakteristiky protetických chodidel, kterými jsou rozsah pohybu v protetickém hlezenním kloubu a ukládání mechanické energie, což je mechanická vlastnost chodidla zahrnující akumulaci a navrácení energie během stojné fáze chůze.

7.2 Metody detekce a identifikace

Existují různé metody umožňující analýzu chůze prostřednictvím měření kinematiky (pohybu těla), kinetiky (síly, která způsobuje pohyb), EMG (aktivace svalů) a měření metabolického energetického výdaje (Haideri, 2005).

Hafner et al. (2002) popisuje jednu techniku hodnotící výkon ESAR protetických chodidel spojením různých oblastí křivky, znázorňující závislost mechanické energie na čase v oblasti kotníku protetického chodidla. Obr.č.12 zobrazuje akumulaci mechanické energie v oblasti kotníku a zpětný výdej během cyklu chůze. Oblast I představuje oblast akumulace mechanické energie během zátěžové odezvy a oblast II zpětný návrat energie po této fázi. Poměr těchto dvou oblastí udává výkonnost patní

části protetického chodidla. Podobně, oblast III je akumulace mechanické energie nacházející se ve skeletu chodidla během fáze mezistoje a oblast IV zobrazuje energii vrácenou touto komponentou v terminální fázi chůze. Poměr těchto dvou oblastí může být použit k popisu výkonnosti této komponenty protetického chodidla.



Obr. č. 12 Akumulace a zpětný výdej mechanické energie v oblasti kotníku protetického chodidla během cyklu chůze (Hafner et al., 2002)

V rámci analýzy chůze se dá měřit kromě mechanické energie, která může být odhadována použitím kinetických a kinematických měření, i metabolická energie, jako míra fyziologického stresu užitého tělem při chůzi. Měření metabolické náročnosti chůze zahrnuje měření množství kyslíku spotřebovaného tělem během chůze. Tato měření jsou typicky normalizována k rychlosti chůze pro stanovení „výdajů“ nutných k překonání jednoho metru chůzí (Haideri, 2005).

7.3 Protetická chodidla – terminologie

Protetická chodidla jsou často rozlišována podle jejich vzhledu, mechanického chování a funkčnosti. Hafner (2005) uvádí, že se vyvinuly čtyři primární kategorie chodidel, které jsou běžně používány v klinickém prostředí. Do těchto kategorií se řadí chodidla konvenční, chodidla s jednoosým kloubem, s víceosým kloubem, a chodidla,

kteřá mají schopnost ukládání mechanické energie a jejího návratu. Termínem konvenční chodidla (conventional foot, CF) jsou často označována chodidla bez pohybu v hlezenním kloubu, ačkoliv již nejsou považována za standard. Termín jednoosá chodidla (single-axis, SA) se vztahuje k protetikým chodidlům s jednoosým kloubem, který umožňuje pohyb ve směru plantární a dorzální flexe. Víceosá chodidla (multi-axis, MA) obsahující víceosý kloub umožňují prostorový pohyb, tedy kromě pohybu v sagitální rovině ještě inverzi a everzi. Termín „energy storage and return“ (ESAR), označuje chodidla, která ukládají energii a poté jí vrací, uvolňují. V zahraniční literatuře se ještě používá k označení těchto chodidel následujících termínů: „energy storing“ jako energii ukládající chodidla a „dynamic elastic respons“ jako chodidla schopná dynamicky pružně reagovat (Michael, 1987; Menard et al., 1992). Tyto názvy by měly podle jejich autorů nejpřesněji vystihovat chování a mechanickou funkci moderních protetikých chodidel, která jsou schopna uložit energii vytvořenou na začátku stejné fáze cyklu chůze a využít ji na konci stejné fáze k rozvoji fáze švihové (Hafner et al., 2002). Tato kategorie může být ještě rozdělena na chodidla s krátkým pružným skeletem či dlouhým pružným skeletem, který se protahuje až do oblasti lýtka (Hafner, 2005).

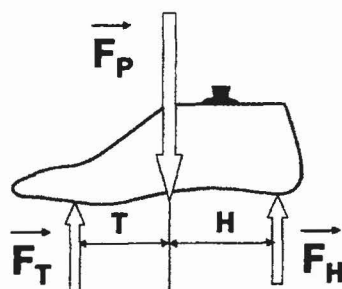
7.4 Obecné požadavky na protetiké chodidlo

Protetiké chodidlo nahrazuje amputované chodidlo a hlezenní kloub. Ideální protetiké chodidlo nahrazuje plně lidské chodidlo tvarově a funkčně (Rosický, 2000).

Tentýž autor uvádí, že požadavek na tvarovou náhradu lidského chodidla je u protetikých chodidel splněn u většiny výrobců, tento požadavek je dán nejen vzhledovou funkcí, ale má také praktický význam - umožňuje použití standardního typu obuvi. Požadavek na funkční náhradu lidského chodidla je mnohem významnější a také obtížněji splnitelný. Protetiké chodidlo musí zabezpečovat funkci statickou (stoj) a funkci dynamickou (chůze). Podstatou dynamické funkce a základním požadavkem na protetiké chodidlo je přenos silového působení při odvalu chodidla v sagitální rovině (zabezpečení pohybu protetikého chodidla v požadované plantární a dorzální flexi) (Rosický, 2000).

7.4.1 Statické namáhání protetického chodidla

Vnější statické zatížení protetického chodidla představuje zátěžná svislá síla protézy F_P . Tato síla je zachycena reakčními silami F_T a F_H , které působí mezi chodidlem a podložkou.

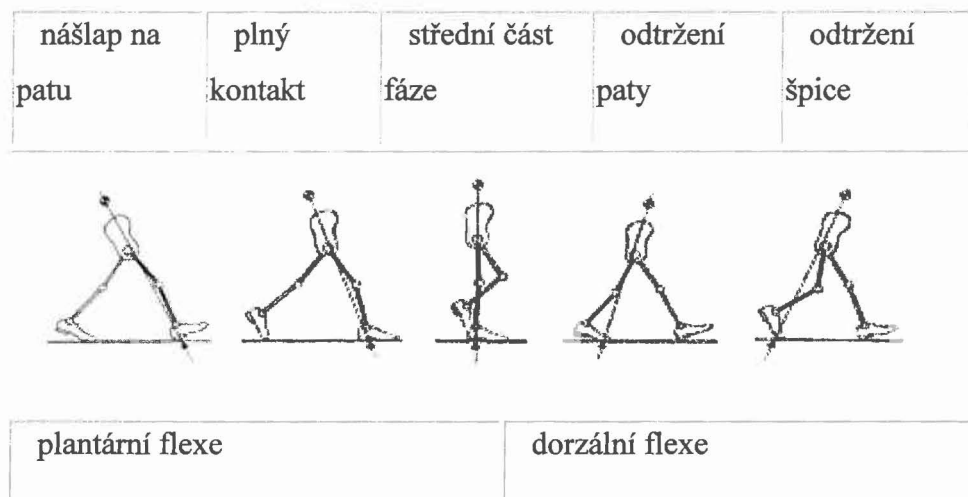


Obr. č. 13 Statické zatížení protetického chodidla (Rosický, 2000)

Poloha statické zátěžné síly F_P vzhledem k chodidlu je doporučena výrobcem a zabezpečuje se statickou stavbou protézy. U klasických typů protetických chodidel probíhá zátěžná síla prostřední třetinou chodidla - poměr rozložení reakčních sil F_T a F_H je proto rovnoměrný. U dynamických typů chodidel se posouvá působíště zátěžné síly F_P výrazněji k patní části protetického chodidla - při statickém zatížení je proto výrazněji zatížena právě patní část reakční silou F_H (Rosický, 2000).

7.4.2 Kinematika chodidla protézy

Pro chůzi je podstatný pohyb chodidla v sagitální rovině, tedy správný průběh plantární a dorzální flexe protetického chodidla - viz. obr.č. 14.



Obr. č. 14 Kinematika pohybu protetického chodidla během stojné fáze cyklu chůze
(Rosický, 2000)

Z uvedeného obrázku je patrné, že protetické chodidlo po nášlapu na patu přechází do plného kontaktu s podložkou a tím vykonává plantární flexi. Tato plantární flexe se potom snižuje na nulovou hodnotu během střední části stojné fáze. Při dalším odvalu chodidla dochází k odtržení paty a tím k dorzální flexi protetického chodidla. Tato dorzální flexe se po odtržení špice snižuje na nulovou hodnotu. Během švihové fáze je protetické chodidlo ve svém základním postavení, není vystaveno přímému silovému působení (Rosický, 2000).

7.5 Reakční síly mezi protetickým chodidlem a podložkou

Reakční síly vznikající mezi protetickým chodidlem a podložkou jsou mimo jiné závislé na podrážce obuvi či chodidla a na povrchu, po kterém se lokomoce uskutečňuje. Rosický (2000) tyto faktory nebere v potaz a uvádí všeobecně známá fakta, které jsou dále uváděna jen pro nejjednodušší představu.

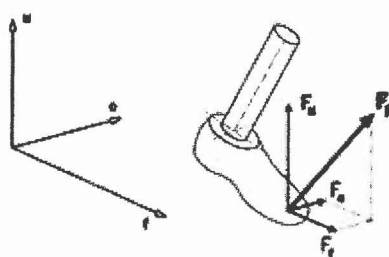
Výsledkem vzájemného silového působení mezi protetickým chodidlem a podložkou je reakční síla F_R , která během odvalu chodidla mění svoji velikost, působiště a

orientaci. Výslednou reakční sílu F_R lze rozložit na následující složky ve zvoleném souřadném systému :

F_u - vertikální složka reakční síly

F_t - podélná (AP) složka reakční síly

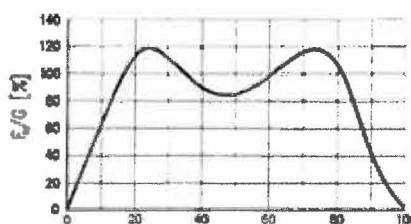
F_o - příčná (ML) složka reakční síly



Obr. č. 15 Reakční síla a její složky (Rosický, 2000)

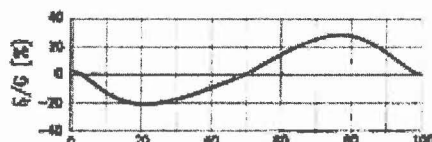
Průběhy jednotlivých složek reakční síly během stejné fáze cyklu chůze jsou znázorněny na následujících grafech.

Vertikální složka reakční síly F_u představuje nejvýraznější složku zatížení a způsobuje ohybové a tlakové namáhání. Během stejné fáze má vertikální složka reakční síly F_u dvě maxima. Tyto maximální hodnoty, které odpovídají okamžiku nášlapu na patu a odrazu ze špičky chodidla, dosahují cca 115 -120 % celkové tíhy.



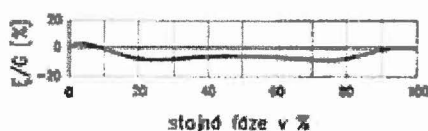
Obr. č. 16 F_u – vertikální složka reakční síly (Rosický, 2000)

Podélná složka reakční síly F_t má charakteristický sinusový průběh, maximální hodnoty jsou nižší než u vertikální složky. Tato složka způsobuje předožadní namáhání chodidla. Při došlapu na patu vyvolává smykovou sílu působící na chodidlo dorzálně, při odrazu ze špičky působí smyková síla na předonoží chodidla s orientací ve směru chůze.



Obr. č. 17 F_t – podélná složka reakční síly (Rosický, 2000)

Příčná složka reakční síly F_o dosahuje nejnižších hodnot ze všech složek. Způsobuje medio-laterální namáhání chodidla, v kombinaci s podélnou složkou způsobuje smykové a torzní namáhání chodidla.



Obr. č. 18 F_o – příčná složka reakční síly (Rosický, 2000)

Z uvedeného rozboru je zřejmé, že protetické chodidlo je vystaveno maximálnímu namáhání v okamžiku nášlapu na patu (na počátku stojné fáze) a v okamžiku odrazu ze špičky (na konci stojné fáze). Při nášlapu na patu musí být protetické chodidlo schopno absorbovat mechanickou rázovou energii tak, aby nedocházelo k přenosu tohoto rázu do pahýlového protetického lůžka. Tuto vlastnost vykazují klasické typy chodidel, dynamické typy chodidel se navíc vyznačují schopností akumulovat tuto mechanickou rázovou energii. Při odrazu ze špičky musí protetické chodidlo poskytovat dostatečnou oporu pro odraz a následný rozvoj švihové fáze, na konci stojné fáze však nesmí tuhost předonoží chodidla negativně ovlivňovat jeho odval. Odlišný způsob konstrukce

klasických a dynamických chodidel výrazně ovlivňuje chování těchto chodidel na konci stojné fáze krokového cyklu (Rosický, 2000).

Schopnost protetického chodidla přenášet výše uvedené silové působení při dodržení kinematiky pohybu chodidla v sagitální rovině určuje jeho dynamickou funkci.

7.6 Rozdělení protetických chodidel

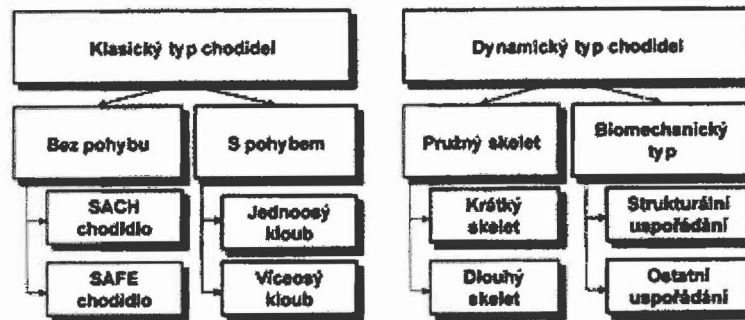
Protetická chodidla lze dělit podle stavby a užitého materiálu, podle funkčních vlastností chodidel, podle pohlaví a věku a v neposlední řadě podle způsobu použití. Některá protetická chodidla se vyrábí speciálně pro modulární protézy dolní končetiny, jiná pro exoskeletální protézy dolní končetiny. Jednotlivá dělení se liší dle autorů, ale i dle různých výrobců.

Matějčíček (2005) rozeznává podle stavby a užitého materiálu protetická chodidla pevná a dynamická.

Pevná chodidla jsou stavěna z mechanicky odolných materiálů. Při jejich stavbě se využívá kombinace materiálů s různou pružností, zpravidla kombinace dřeva a plastu. Klasicky je používáno chodidlo typu SACH (solid ankle cushion heel) s integrovaným měkkým pružným patním klínem (Matějčíček, 2005).

Dále uvádí, tak jako mnoho dalších zahraničních autorů, že dynamická chodidla dokáží podle charakteru stavebního materiálu více nebo méně zpracovat a využít energii odvalu ke švihové fázi kroku (Postema, Hermes, de Vries, et al., 1997). Nejeefektivněji zpravidla pracují protetická chodidla na bázi uhlíkatých kompozit. Obecně lze konstatovat, že čím složitější pohyb v hlezenním kloubu protetického chodidla, tím lepší zvládnutí terénních nerovností při chůzi. Současně je však nutné vzít v úvahu, že složitější pohyb v hlezenním kloubu může být pacientem subjektivně vnímán jako nestabilita protézy, a proto aplikace takového dynamického chodidla předpokládá vysoce fyzicky aktivního jedince (Matějčíček, 2005).

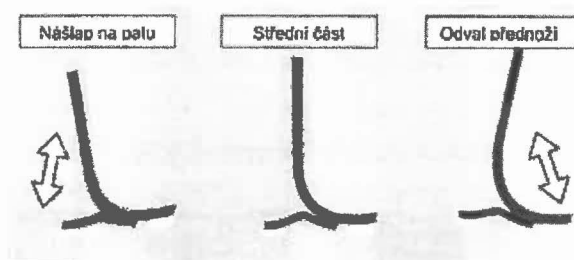
Rosický (2000) uvádí dělení protetických chodidel na dva základní typy - klasická a dynamická protetická chodidla.



Obr. č. 19 Základní rozdělení protetických chodidel (Rosický, 2000)

Klasický typ protetického chodidla je konstrukčně a koncepčně starší než typ dynamický. Klasický typ je zaměřen na splnění základních požadavků - zabezpečení průběhu plantární a dorzální flexe, tlumení rázu při nášlapu na patu a snadného odvalu předonoží. Tento typ chodidel koncepčně neuvažuje možnost akumulace a využití mechanické energie během odvalu chodidla. Klasický typ protetického chodidla se většinou vyznačuje dobrou stabilitou, méně však vyhovuje dynamickým požadavkům (Rosický, 2000). Huang, Chou a Su (2000) toto tvrzení upřesňují, a konstatují, že chodidla SACH nabízejí jejich uživateli větší stabilitu na konci stojné fáze chůze, na rozdíl od jednoosých chodidel, která mohou zvyšovat pocit stability spíše na počátku stojné fáze chůze.

Dynamický typ protetického chodidla je konstrukčně a koncepčně založen na principu akumulace a využití mechanické energie během odvalu chodidla.



Obr. č. 20 Schematické znázornění principu dynamického typu protetického chodidla (Rosický, 2000)

Při náslapu na patu dochází k pružné vratné deformaci pomocné patní pružiny, která snižuje rázovou mechanickou energii. Tato energie je akumulována a postupně uvolněna při odvalu chodidla do střední části cyklu. Při odvalu předonoží dochází nejprve k akumulaci energie pružnou deformací hlavní pružiny, tato energie je na konci stojné fáze využita k rozvoji švihové fáze cyklu chůze.

Dynamický typ chodidla se proto někdy označuje také jako chodidlo energetické. Tento typ vyhovuje více aktivním klientům, vyznačuje se rovnoměrným průběhem odvalu chodidla a nižší energetickou náročností při vyšší pohybové aktivitě uživatele protézy (Rosický, 2000).

Do zvláštní kategorie se dají zařadit protetická chodidla používaná při amputaci Syme. Amputace Syme mezi koncem tibie a kostí hlezenní je exartikulací s menším zkrácením povrchu distální kosti v tibií a kosti lýtkové. Obvykle se nepovažuje za částečnou amputaci chodidla, ale vzhledem k tkáni kosti spíše za totální amputaci chodidla. Pouze polovina pacientů s amputací Syme může chodit bez protézy, a to z důvodu nedostatečné délky nebo bolesti při přenášení váhy. Protéza Syme by měla umožnit adekvátní tlumení nárazů při dopadu paty díky volné kolenní flexi a plantární flexi. Ve střední fázi stoje protéza usnadní dosažení správné rovnováhy v těle tak, aby těžiště směřovala do bodu, nacházejícího se mezi oběma chodidly ve frontální rovině, a asi do jedné třetiny od paty v sagitální rovině ve stojné pozici (Smutný, 2003).

Vyrovňáváním rozdílů v délce končetiny při odrazu špičky se vytvoří pod přednožím páka. K tomu je však nutné použít protézu, která dosahuje na anteriorní straně až k bérce.

Protetická chodidla lze, jak již bylo uvedeno, dělit i dle pohlaví a věku. Jedná se o chodidla dámská, pánská a dětská. Dámská a pánská protetická chodidla se liší převážně ve výšce podpatku, kdy pánská chodidla mají zpravidla podpatek nižší než dámská. Pánská chodidla jsou též vyráběna ve větších velikostech než dámská. Pro vybavení dětí od 2 do 12 let byly jednotlivé moduly vyvinuty v menších rozměrech. Dětská chodidla jsou vyráběna ve velikostech 21 až 32 (dle evropského značení, které bude nadále uváděno).

Dalším uvedeným dělením bylo dělení na modulární protetická chodidla a na protetická chodidla určená pro exoskeletální protézy. Některá modulární protetická chodidla vznikla z konvenčních dílů, jiná jsou samostatně vyvinutými produkty, které obsahují zejména více elastické vratné síly ([23]).

Kaphingst a Heim (2002) rozdělují protetická chodidla podle jejich funkčních vlastností na

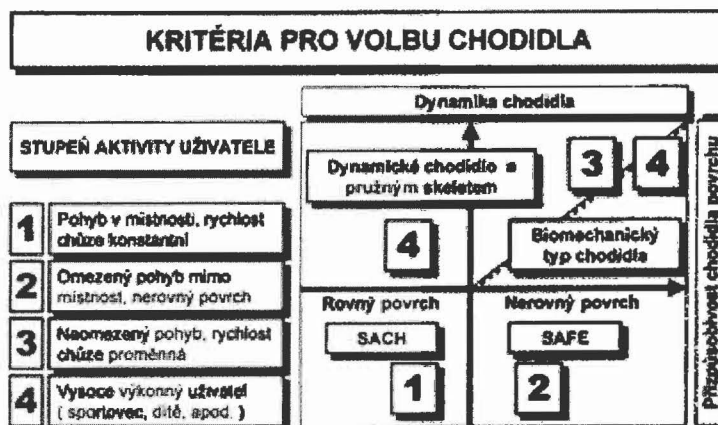
- chůdová chodidla
- bezkloubová, tuhá chodidla
- bezkloubová flexibilní chodidla
- bezkloubová flexibilní chodidla, s energií střídajícím pérovým mechanismem
- chodidla s jednoosým hlezenním kloubem
- chodidla s víceosým hlezenním kloubem
- chodidla s hydraulickým řízením kinetiky a kinematiky

7.7. Výběr protetického chodidla

V současné době se při indikaci protéz a výběru typu protetického chodidla vychází z očekávané aktivity uživatele protézy. Rosický (2001) uvádí, že při volbě protetického chodidla je nezbytné zohlednit výběrová kritéria – stupeň aktivity uživatele (rychlost chůze, typy povrchu, aktivity pohybu, ...), fyziologické parametry uživatele (hmotnost a výška pacienta, velikost chodidla, délka pahýlu, ...) a ostatní kritéria (typ kolenního kloubu, typ sportu, tělesná výkonnost, zázemí uživatele, ..). Hadraba (2006) doplňuje nezbytná výběrová kritéria o výběr protetického chodidla dle pohlaví. Brozmanová (1990) zdůrazňuje výběr dle typu protézy nebo ortoprotézy a individuálních potřeb klienta.

Níže uvedené schéma dle Rosického (2001) přiřazuje základní typy protetických chodidel jednotlivým skupinám uživatelů, a to podle stupně aktivity, který zohledňuje dynamiku chůze a terén, ve kterém se uživatel pohybuje. Schéma je rozděleno na čtyři

kvadranty, přičemž parametry pro toto dělení jsou schopnost chodidla přizpůsobit se nerovnostem povrchu (osa horizontální) a dynamické chování chodidla (osa vertikální).



Obr. č. 21 Kritéria pro volbu chodidla (Rosický, 2000)

Kvadrant vlevo dole představuje chodidla s nízkou dynamikou a malou schopností přizpůsobit se nerovnoměrnostem povrchu. Těmto kritériím vyhovuje chodidlo typu SACH a klasické chodidlo s jednoosým kloubem, které jsou vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 1, tzn. pohyb na rovném povrchu, v místnosti, při pomalé konstantní rychlosti chůze. Tito uživatelé jsou označováni též jako „interiérový typ uživatele“.

Kvadrant vpravo dole představuje chodidla s nízkou dynamikou a schopností přizpůsobit se nerovnoměrnostem povrchu. Těmto kritériím vyhovuje chodidlo typu SAFE a klasické chodidlo s víceosým kloubem, které jsou vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 2, tzn. omezený pohyb mimo místnost, pohyb na nerovném povrchu při konstantní rychlosti chůze.

Kvadrant vlevo nahoře představuje chodidla s vysokou dynamikou a menší schopností přizpůsobit se nerovnoměrnostem povrchu. Těmto kritériím vyhovují dynamická chodidla s pružným skeletem a biomechanický typ chodidel, která jsou vhodná pro uživatele se stupněm aktivity 4, kam se řadí vysoce výkonný uživatel – sportovní aktivity, rovný i nerovný povrch.

Kvadrant vpravo nahoře představuje chodidla s vysokou dynamikou a schopností přizpůsobit se nerovnoměrnostem povrchu. Těmto kritériím vyhovují dynamická chodidla s pružným skeletem, která jsou vhodná pro uživatele se stupněm aktivity 3 (neomezený pohyb, rychlost chůze proměnná, nerovný povrch, provozování pracovní i rekreační pohybové aktivity) a uživatele se stupněm aktivity 4 (vysoce výkonný uživatel – sportovní aktivity, rovný i nerovný povrch).

Dle metodiky VZP i uznávané mezinárodní klasifikace ISPO (International Society for Prosthetics and Orthotics) jsou uživatelé rozdělení do 5 skupin dle očekávané aktivity. Stupeň aktivity 0 zahrnuje nechodící uživatele, kde je terapeutickým cílem dosažení kosmetického vzhledu uživatele a pohybu na vozíku. Tito jedinci zůstávají bez protézy nebo užívají nejjednodušší kosmetické protézy. Další dělení je shodné s dělením dle aktivity uživatele, které uvádí Rosický (2001).

Otto Bock klasifikační systém

Firma Otto Bock používá svůj vlastní speciální klasifikační systém. Otto Bock klasifikační systém shrnuje doporučení výrobce pro výběr komponentů a optimalizaci bezpečnosti a funkčnosti. Je doporučením k výběru modulů podle tělesné váhy a funkčních nároků uživatele. Tento systém vychází z rozdělení uživatelů do tří stavebních tříd podle tělesné hmotnosti a do tří funkčních tříd podle očekávaných funkčních nároků. Kombinací tří stavebních a tří funkčních tříd se vytváří klasifikační matrice.

Stavební třída 3 je označována zelenou barvou a je určena pro pacienty s tělesnou hmotností do 125 kg. Stavební třída 2 je označována žlutou barvou a je vhodná pro pacienty s tělesnou hmotností do 100 kg. Stavební třídě 1 přísluší červená barva a je určena pro pacienty s tělesnou hmotností do 75 kg. Jako stavební (strukturální) díly jsou označovány trubkové adaptéry a všechny ostatní adaptéry. Jsou to primární spojovací díly a určují pevnost protézy. Podle klasifikace jsou všechny stavební díly barevně označeny nálepkou nebo jsou eloxovány. Stavební díl patřící do nejnižší stavební třídy určuje hranici maximální tělesné hmotnosti, kterou je kompletní protéza schopna nést.

125 kg	3.1	3.2	3.3
100 kg	2.1	2.2	2.3
75 kg	1.1	1.2	1.3
	nizká	střední	vyšoká

Obr. č. 22 Otto Bock klasifikační systém (firemní materiály Otto Bock, 2000)

Modulární klouby a protetická chodidla jsou definovány jako funkční díly. Jsou rozděleny jak podle stavební třídy (tělesná hmotnost), tak podle tří funkčních tříd – nízká, střední a vysoká funkční třída. Díky zvyšujícím se nárokům klientů na funkční části je nezbytné rozlišovat mezi jejich funkčními vlastnostmi. Funkční komponenty hrají klíčovou úlohu při určování celkové funkčnosti protézy ([23]).

Stupně aktivity a funkční úrovně dle výrobců chodidel Springlite

1.5: Střední aktivita a nízká dynamika nášlapu

- každodenní aktivity jako např. chůze a stoupaní do schodů, schopnost měnit rytmus a překračovat překážky nižší úrovně jako např. obrubníky na ulici.

1.6 – 1.7: Střední aktivita a střední dynamika nášlapu

- středně těžké aktivity jako např. svižnější chůze, golf a chůze v přírodě; případně lehký jogging nebo tenis

1.8 – 2.0: Vysoká aktivita a vysoká dynamika nášlapu

- více aktivity jako např. jogging, běh, aerobik, fotbal nebo lyžování

2.2: Extrémní aktivita a velmi vysoká dynamika nášlapu

- velmi aktivní činnosti agresivnějšího charakteru jako např. sprint a vzpírání, této kategorii odpovídají také téměř všechny děti ([25]).

7.8 Porovnání technologií stavby protetických chodidel – lepené versus šroubové spoje

Šroubové spoje umožňují provádět záměnu dílů a seřízení. Jejich nevýhodou může být zvýšení tuhosti, navýšení hmotnosti, nutnost údržby (povolené spoje) a potřeba speciálního řešení konstrukce (díry).

Lepené spoje zajišťují vysokou pevnost, víceosou funkčnost a malou až žádnou údržbu. Jejich nevýhodou je omezená seřiditelnost ([25])

7.9 Typy protetických chodidel

V následujícím textu jsou charakterizovány některé typy protetických chodidel a jejich výhody i možné nevýhody. Pravidlem u protetických chodidel bývá přizpůsobení výšky podpatků, tvaru bříšek a zdvihu špičky délce a funkci hlezenního kloubu.

7.9.1 Chůdová chodidla

O tomto typu chodidla se zmiňují jen Kaphingst a Heim (2002).

Charakteristika chodidla: Chůdová chodidla nejsou chodidla ve vlastním slova smyslu, tzn. nemají tvar a velikost lidského chodidla. Jsou „nejprimitivnějším“ řešením protetické náhrady chodidla a z estetických důvodů se již v Evropě nepoužívají. Chybí jim úhlová páka přední části chodidla, která zajišťuje koleno, biomechanická odvalovací plocha pro fyziologický obraz chůze a možnost zaintegrovat ji do boty kosmeticky atraktivním způsobem. Jedná se o primitivní opěru, která způsobuje při chůzi napadávání a poskytuje pouze malou statickou jistotu.

Konstrukční uspořádání: V nejjednodušším případě sestávají z velkoplošného gumového nárazníku kruhového průřezu nasazeného na chůdu. Inovovaná chůdová chodidla mají větší odvalovací plochy, které jsou v sagitálním pohledu zaobleny ve tvaru kruhového oblouku jako odvalovací plochy.

Použití chodidla: Chůdová chodidla mají velmi omezenou oblast použití jako:

- prozatímní řešení u prozatímních protéz

- „náhradní chodidlo“ pro náhradní domácí používání
- jednoduché podpěry u protézy pro koupání
- trvanlivé jednoduché chodidlo ve venkovských oblastech v zemích třetího světa, pro použití v zemědělství a rybářství
- dlouhodobé jednoduché chodidlo v oblastech, v nichž se obvykle z důvodu klimatických podmínek chodí naboso a v krátkých kalhotách. Protože skutečnost protetického vybavení není kosmeticky zakryta šaty, hraje podřadnou roli i špatná kosmetika chůdového chodidla
- vybavení klientů trpících leprou. Zde dochází často k falešnému napodobení kontralaterálního chodidla vlivem ztráty délky, takže je menší délka protetického chodidla méně nápadná.

Chůdová chodidla mají značné biomechanické nevýhody. Ve stehenní protetice se musí při použití tohoto chodidla opatřit kolenní kloub vždy uzávěrem, poněvadž odpadne zajištění kloubu v důsledku chybějící páky přední části chodidla. Použití chůdových chodidel je v průmyslových zemích dnes sporné, oproti tomu ve vývojových zemích je z důvodu jeho robustnosti stále ještě indikováno (Kaphingst, Heim, 2002).

7.9.2 Klasické typy protetických chodidel

Jak již bylo uvedeno, klasický typ protetických chodidel je zaměřen na zabezpečení průběhu plantární a dorzální flexe, tlumení rázu při nášlapu na patu a snadného odvalu předonoží. Tento typ chodidel nevyužívá možnosti akumulace a využití mechanické energie během odvalu chodidla. Většinou se vyznačuje dobrou stabilitou, ale méně vyhovuje dynamickým požadavkům.

7.9.2.1 Bezkloubová, tuhá chodidla

Charakteristika chodidla: Bezkloubová, tuhá chodidla lze považovat za předchůdce bezkloubových flexibilních chodidel. Vyznačují se robustností a jednoduchou možností

opravy. Vzhledem k chodidlovému tvaru má oproti chůdovému chodidlu značné výhody z hlediska biomechaniky i kosmetiky. Jeho nevýhodou je značná vlastní váha.

Konstrukční uspořádání chodidla: Tato chodidla se vyznačují jednoduchou konstrukcí z relativně tvrdé pryže nebo ze dřeva s pryžovou podešví. V oblasti paty bývá často klín z měkké pryže, aby byl kontakt paty ve fázi kroku fyziologičtější. Příležitostně je v omezeném rozsahu pohyblivě uspořádána také oblast odvalovacího klínu přednoží.

Použití chodidla: Bezkloubová, tuhá chodidla mají velmi omezenou oblast použití, která se shoduje s použitím uvedeným u chůdových chodidel (Kaphingst, Heim, 2002).

7.9.2.2 Bezkloubová flexibilní chodidla

Bezkloubová flexibilní chodidla se skládají v oblasti kotníku a nártu z vnitřního dřevěného jádra, které je obaleno integrální pěnou ve tvaru chodidla. Toto chodidlo je známo a rozšířeno po celém světě pod názvem SACH (Kaphingst, Heim, 2002).

Chodidlo SACH (Solid Ankle Cushion Heel)

Název chodidla SACH je zkratkou popisného názvu chodidla Solid Ankle Cushion Heel, který vystihuje konstrukční uspořádání - chodidlo bez pohybu s měkkým patním klínem. Toto chodidlo byl dlouho považováno za standard v péči o osoby s nízkou výkonností a starší osoby po amputaci (Gailey, 2005).

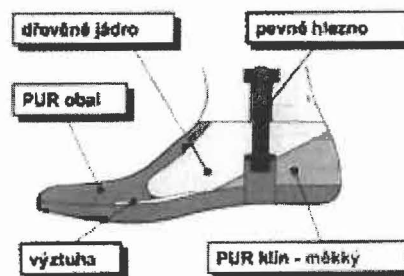
Chodidlo bylo navrženo Bellem a Mc Laurinem roku 1955 v Torontu na Sonnybrook Hospital jako součást projektu protézy DK pro exartrikulaci v kyčli. Od té doby je chodidlo SACH nejpoužívanějším typem protetického chodidla (Rosický, 2000). Gailey (2005) uvádí odlišné informace ohledně prvního návrhu chodidla SACH. Zmiňuje se o tom, že první bylo navrženo roku 1958 Eberhartem a Radcliffem. Tento jednoduchý návrh má dřevěný skelet obklopený gumou s vyměkčeným patním klínem, který pravděpodobně pohlcuje reakční síly podložky působící na chodidlo a umožní pohyb chodidla směrem do plantární flexe. Chodidlo SACH bylo po celá desetiletí nejběžněji předepisovaným chodidlem a u klinických lékařů bylo oblíbené pro jeho jednoduchost a nízkou cenu (Gailey, 2005).

Charakteristika chodidla: Chodidlo SACH je chodidlem bez pohybu a dynamického účinku. Jeho flexibilita je totiž omezena na oblast paty a bříška. Možnosti pronace, supinace a rotace kolem podélné osy chodidla této konstrukci chybí (Kaphingst, Heim, 2002). Je konstrukčně velmi jednoduché a lehké. Má robustní konstrukci a je považováno za bezúdržbové. Autoři Huang, Chou a Su (2000) uvádí, že tato chodidla nabízejí větší stabilitu na konci stojné fáze chůze ve srovnání s chodidly jednoosými. Nevýhodou chodidla je nerovnoměrný odval (Winter, Sienko, 1988; Schneider et al., 1993), který se projevuje zvýšeným vertikálním pohybem těžiště při odvalu přednoží (Rosický, 2000). Jeho odvíjení je ulehčeno měkkým, elastickým integrovaným patním klínem ve spojení s plastem, ze kterého je zhotovené chodidlo (Brozmanová, 1990). Pokud je vystaveno přímému slunečnímu záření nebo vodě, obzvláště slané, nebo používá-li se k chození naboso, na pláži, tak je nutno jej opatřit robustním potahem, aby se integrální pěna ochránila (Kaphingst, Heim, 2002).

Chodidlo SACH je vyráběno v různých modifikacích a variantách, např. dámské, pánské, varianta s prsty či bez prstů. Jednotlivé typy chodidel SACH se liší výškou podpatku, kdy výška podpatku u pánských chodidel SACH se pohybuje v rozmezí od 10 mm do 18 mm, u některých typů až 25 mm. Výška podpatku u dámských chodidel činí 35 mm. Další rozdíl je patrný v tuhosti patního klínu, kdy chodidla s měkkým, patním klínem jsou vhodná spíše pro uživatele s tělesnou hmotností do 85 kg, na rozdíl od chodidel se středním patním klínem, která jsou určena pro vyšší váhové kategorie až do 125 kg. Další odlišnosti jsou zřejmé ve tvaru bříškového valu, který bývá u některých chodidel plochý, u jiných spíše plochokonvexní. Protetická chodidla SACH jsou vyráběna v různých velikostech, zpravidla od vel. 32 (dle evropského značení, které bude nadále uváděno) do vel. 45. Dámská chodidla jsou vyráběna jen do vel. 41. Odlišnosti u některých variant chodidel SACH jsou patrné i v provedení dřevěného jádra, které bývá z topolu a od chodidla vel. 39 je vyráběno jádro z topolového dřeva se zpevněním z vrstveného dřeva. Další variantou může být dřevěné jádro z topolu s pouzdem a zpevněním z plastu, což se hodí spíše pro uživatele s nízkými nároky a nižší tělesnou hmotností do 85 kg.

Konstrukční uspořádání chodidla: Nosnou část chodidla SACH představuje dlouhý dřevěný skelet umístěný v PUR obalu. Patní část chodidla je vyměkčena patním klínem (případně patní válcovou vložkou) (Rosický, 2000). Měkký polyuretanový pěnový patní díl změkčuje našlapování na patu, a tím se umožní průběh pohybu při stlačení paty tak, aby odpovídal pravé kloubové plantární flexi (Kaphingst, Heim, 2002). Předonoží je zpevněno výztuhou připevněnou k dřevěnému skeletu (Rosický, 2000). Pružnost integrální pěny v oblasti přední části chodidla umožňuje odvalování chodidla, které je podobné elasticky tlumené dorzální extenzi špičky (Kaphingst, Heim, 2002).

Použití chodidla: Toto chodidlo se dobře osvědčilo v bérkové protetice. Ve stehenní protetice se osvědčí pouze tam, kde se musí zvládat relativně rovný a jednoduchý terén. Relativně tvrdší náraz na patu při dostupu na patu, než jaký se vyskytuje v porovnání s kloubovými chodidly, má navíc negativní vliv na stabilitu protézového kolenního kloubu klienta se stehenní amputací (Kaphingst, Heim, 2002). Chodidlo SACH je vhodné pro méně aktivní uživatele, u kterých je požadavek vysoké stability (Rosický, 2000). Je vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 1.



Obr. č. 23 Chodidlo SACH - konstrukční uspořádání (Rosický, 2000)



Obr.č. 24 a) Pánské SACH-chodidlo s prsty, výška podpatku 10 mm

b) dámské chodidlo SACH s prsty, výška podpatku 35 mm

(firemní materiály Otto Bock, 2005)

7.9.2.3 Bezkloubová flexibilní chodidla s energií strádajícím pérovým mechanismem

Do této kategorie se dá zařadit inovované chodidlo SACH vyznačující se dvěma podstatnými konstrukčními kritérii, kterými jsou zvýšení všestranné flexibility a nárůst vratných vlastností po deformaci vlivem působení vnějších sil. Na trhu se objevila četná chodidla této kategorie různé konstrukce, která jsou téměř všechna založena na chodidle SACH, ale odlišují se od původního chodidla SACH vnitřními změnami struktury. Tyto změny zahrnují např. zkrácení dřevěného jádra a zvětšení podílu integrální pěny, náhradu dřevěného jádra pružně elastickým jádrem vyrobeným vstříkovým litím, náhradu dřevěného jádra elastickými pružinami z karbonových vláken nebo souhrnu několika integrovaných plastových jader (Kaphingst, Heim, 2002).

Tato kategorie chodidel částečně odstraní nevýhody konvenčních chodidel a nabízí díky lepším vratným a pružícím vlastnostem značné výhody při používání protézy zejména dynamickým a sportovním chodcům nebo běžcům. Staří klienti využívají tyto vlastnosti na úsporu energie méně, zato ale využívají možnosti dodatečného pohybu (pronace a supinace nebo částečné stáčení chodidla), který má mnohem blíže vlastnostem přirozeného chodidla než všechna ostatní konvenční protetická chodidla. Rotace kolem podélné osy nohy ale není zrealizována ani u tohoto chodidla (Kaphingst, Heim, 2002).

Oblast použití: Kaphingst (2002) uvádí možnost použití u všech typů bérceových protéz, četné možnosti použití u stehenních protéz v závislosti na délce pahýlu a pokud

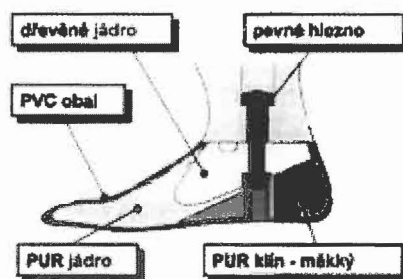
nebudou požadovány nějaké zvláštní vlastnosti, jako např. hydraulické řízení kloubu, a dále u všech sportovních protéz.

Chodidlo SAFE (Stationary Ankle Flexible Endoskeleton)

Charakteristika chodidla: Chodidlo SAFE je modifikací chodidla SACH. Cílem je eliminovat nevýhody chodidla SACH a zachování jeho výhod. Vyznačuje se rovnoměrnějším odvalem chodidla a schopností inverze a everze přednoží (Rosický, 2000). Díky většímu množství elastických segmentů se dosahuje větší flexibility, měkčího odvíjení, tlumí se nárazy chodidla při dopadu na podložku v jakémkoliv úhlu a je umožněná pohyblivost chodidla všemi směry (Brozmanová, 1990).

Konstrukční uspořádání chodidla: Rozdíl v konstrukci proti chodidlu SACH spočívá ve zkráceném dřevěném skeletu a v pružném PUR jádru umístěném v přední části chodidla.

Použití chodidla: Chodidlo SAFE je vhodné pro méně a středně aktivní uživatele, u kterých je požadavek vysoké stability a chůze po nerovném povrchu (Rosický, 2000). Je vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 2.



Obr. č. 25 Chodidlo SAFE - konstrukční uspořádání (Rosický, 2000)

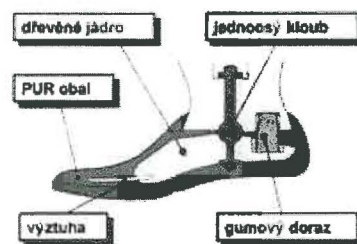
7.9.2.4 Chodidlo s jednoosým hlezenním kloubem

Charakteristika chodidla: Chodidlo s jednoosým kloubem je chodidlem s pohybem v sagitální rovině, umožňuje tedy plantární a dorzální flexi. Ve skutečnosti však musí být dorzální extenze téměř tvrdě ztlumena anebo plně zamezena. Zvětšená dorzální extenze protézového hlezenního kloubu ve stojné fázi totiž umožňuje posunutí protézového kolenního kloubu ve stojné fázi dopředu a navozuje tím flexi v kolenu a za určitých okolností pád klienta. Volná dorzální extenze odpovídá biomechanicky nepřítomnosti páky přední části chodidla, která zajišťuje koleno (Kaphingst, Heim, 2002). Chodidlo s jednoosým hlezenním kloubem je konstrukčně složitější a relativně těžké. Má robustní konstrukci a vyžaduje pravidelnou údržbu, která představuje kontrolu a výměnu gumových dorazů, kontrolu kloubu. Výhodou chodidla je poměrně snadný fyziologický odval (Rosický, 2000). Hafner (2005) udává, že tato chodidla mohou umožnit jejich uživatelům dosáhnout dříve kontaktu nohy s podložkou, což může vést ke zvýšení pocitu stability u neaktivních uživatelů protéz. Nicméně, tato chodidla mohou postrádat stabilitu na konci stojné fáze chůze (Powers, et al., 1994). Jejich další nevýhodou je trochu větší váha a mechanické opotřebení kloubu po dlouhé době používání nebo při používání za ztížených podmínek (prach, písek, vlhkost) (Kaphingst, Heim, 2002).

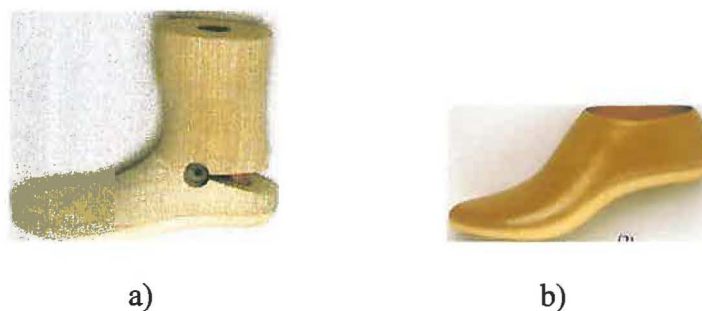
Jednoosá chodidla se rozlišují dámská a pánská. Obě tyto varianty mohou být provedeny s prsty nebo bez prstů. Odlišují se výškou podpatku, kdy pánská chodidla mají výšku podpatku 10 až 25 mm, na rozdíl od dámských chodidel, kde výška podpatku činí 35 až 45 mm. Chodidla tohoto typu mají většinou bříškový val plochokonvexní. Pro pány jsou k dispozici chodidla ve velikostech 31 až 43, pro dámy do velikosti 41.

Konstrukční uspořádání chodidla: Základ chodidla tvoří dlouhý dřevěný skelet, který v přední části přechází do pružné výztuhy. Skelet je uložen v PUR obalu. Skelet je konstrukčně navržen pro umístění robustního jednoosého kloubu, který tvoří hlezenní kloub. Funkce jednoosého kloubu při nášlapu na patu a přechod do plantární flexe je ztlumen gumovým dorazem umístěným v patní části chodidla.

Použití chodidla: Chodidlo s jednoosým kloubem je vhodné pro méně aktivní uživatele, u kterých je požadavek vysoké stability při chůzi po rovném povrchu. Je vhodné zejména pro stehenní protézy, nedoporučuje se pro protézy bérce (Rosický, 2000). Kaphingst (2002) na rozdíl od Rosického uvádí, že jsou využitelná pro všechny typy protéz, pokud se nejedná o zvláštní požadavky jako např. všestranná pohyblivost, rotace kolem podélné osy nohy či hydraulické řízení kloubu. Hodí se spíše pro uživatele se stupněm aktivity 1.



Obr. č. 26 Chodidlo s jednoosým kloubem – konstrukční uspořádání (Rosický, 2000)



Obr.č. 27 a) Pánské chodidlo s jednoosým hlezenním kloubem, výška podpatku 25 mm, skořepinová konstrukce;

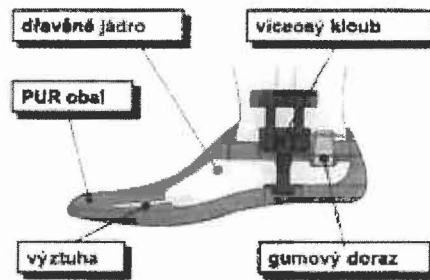
b) Dámské chodidlo s jednoosým hlezenním kloubem, výška podpatku 45 mm, kosmetické krytí (firemní materiály Otto Bock, 2000)

7.9.2.5 Chodidlo s víceosým kloubem

Charakteristika chodidla: Chodidlo s víceosým kloubem je chodidlem s prostorovým pohybem. Je konstrukčně poměrně složité a těžké. Má robustní konstrukci a vyžaduje pravidelnou údržbu. Výhodou chodidla je dobrý fyziologický odval (Rosický, 2000) a fakt, že pohybové osy fyziologického dolního hlezenního kloubu zajišťující pohyb směrem do pronace a supinace popř. inverze a everze se realizují i v protetickém chodidle a to přináší klientovi pohybujícím se na nerovném terénu značné zlepšení funkce (Kaphingst, Heim, 2002). Nevýhodou této konstrukce je patrné zvýšení hmotnosti protézy.

Konstrukční uspořádání chodidla: Chodidlo s víceosým kloubem je konstrukční modifikací chodidla s jednoosým kloubem. Hlavní rozdíl spočívá v použití víceosého kloubu, který umožňuje prostorový pohyb a tím snazší adaptaci na nerovnosti terénu (Rosický, 2002). Oproti jednoosému kloubu s dorzálně-plantárním pohybem jsou tato chodidla opatřena další jednou až dvěma kloubními osami, kterými jsou anterioposteriorní osa hlezenního kloubu (pronace a supinace), dále vertikální osa hlezenního kloubu (rotace kolem podélné osy končetiny) a již zmíněná mediolaterální osa hlezenního kloubu s pohybem směrem do plantární a dorzální flexe (Kaphingst, Heim, 2002).

Použití chodidla: Chodidlo s víceosým kloubem je vhodné pro všechny typy protéz, zejména pak stehenní, které se používají na nerovném povrchu, pokud nejsou požadovány zvláštní vlastnosti hydraulického řízení kloubu (Kaphingst, Heim, 2002). Dále je vhodné pro méně a středně aktivní uživatele, u kterých je požadavek chůze po nerovném povrchu. Chodidlo má poměrně široké pásmo použití (Rosický, 2000). Je vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 2.



Obr. č. 28 Chodidlo s víceosým kloubem (Rosický, 2000)

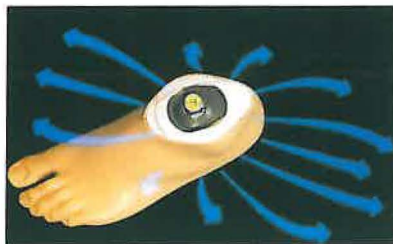
Mezi zástupce chodidel s víceosým kloubem patří např. chodidlo Multiax a chodidlo Greissinger.

Chodidlo Multiax

V tomto protetickém chodidle se navzájem kombinují pohyby víceosého kloubu s kladnými vlastnostmi chodidla Dynamik. Kloub zabudovaný v chodidle je vyroben z materiálu nevyžadujícího údržbu a odolného vůči opotřebení. Kloub je pohyblivý ve všech směrech.

Při náslapu na patu dochází díky kompresi elastického tlumiče po plantární flexi k rychlému kontaktu přednoží chodidla. Jistoty v koleni je dosaženo dorzálním omezením a elastickým přednožím. Ve frontální rovině jsou pronační a supinační pohyby možné v každé pozici kloubu. Minimální rotace v horizontální rovině je dosaženo elasticitou lůžka kloubu ([23]). Tvarový díl pro plantární flexi se liší svou tvrdostí, může být měkký nebo tvrdý.

Chodidlo Multiax je vhodné pro středně aktivní uživatele s maximální tělesnou hmotností 85 kg. Střed chodidla je doporučen umístit 10 mm před stavební linii. Výška podpatku činí 10 – 15 mm. Je vyráběno ve vel. 34 – 42.



Obr. č. 29 Chodidlo Multiax (firemní materiály Otto Bock, 2000)

Chodidlo Greissinger

Toto chodidlo patří mezi relativně moderní chodidla, která jsou používána ve vybraných případech, kterým je i oboustranná amputace předkolení. Skládá se z dřevěného jádra a napěněného nožního dílce, v kterých je zabudovaný speciální, tzv. Greissingerův kloub. Všeestrannou pohyblivost umožňuje elasticky zavěšená vidlice ložiska a prstencový gumový dílec. Gumovými dorazy různé tvrdosti se dá ovlivnit rozsah plantání flexe. Elastický doraz omezuje extenzi. (Brozmanová, 1990).

Výhodou tohoto chodidla je jeho všestranná pohyblivost. Existuje několik jeho variant, jako je např. varianta se zapouzdřeným hlezenním kloubem. Tento typ chodidla má výšku podpatku 25 mm a bříškový val plochokonvexní. Vyrábí se ve velikostech 33 až 43. Je vhodný pro uživatele do tělesné hmotnosti 100 kg.

Zvláštní variantou chodidla Greissinger je chodidlo Greissinger plus. Toto chodidlo je součástí modulárního systému Otto Bock a je určeno pro uživatele s tělesnou hmotností do 75 kg (vel. 34 až 38), a 100 kg (vel. 39 až 44) se středními funkčními nároky. Je také doporučeno pro nižší funkční třídu (u amputovaných v bérce) i pro aktivní uživatele ([23]).

U tohoto chodidla jsou kombinovány funkční vlastnosti konstrukce Greissinger s nově upraveným dílem chodidla, který představuje zabudovaný namontovaný titanový adaptér. Výška podpatku činí 10 mm, bříškový val je plochokonvexní. K dispozici je

odvalový profilovaný díl ve třech různých provedení – střední (standardní), měkký, tvrdý.

U chodidla Greissinger se nerozlišuje dámské a pánské provedení.



Obr. č. 30 Protetické chodidlo typ Greissinger plus (firemní materiály Otto Bock, 2005)

7.9.3 Chodidla s hydraulickým řízením kinetiky a kinematiky

Kaphingst (2002) uvádí, že teoreticky lze technickým způsobem hydraulicky řídit každý pohyb kloubu. Z důvodu konstrukční velikosti a hmotnosti to však nemá pro všechny dříve uváděné pohyby kloubů smysl. Kromě toho je řízení kinetiky zapotřebí pouze u dorzální extenze protetického chodidla. Pokud dostane protetické chodidlo možnost zvětšené dorzální extenze, což usnadní zcela podstatně chůzi do vrchu nebo flexi kolena a polohu v dřepu či různé druhy sportů, tak se musí současně zabránit tomu, aby nedošlo k nekontrolovanému prolomení v kolenním kloubu. A právě toto je úkolem hydraulického řízení hlezenního kloubu. Zamezením dorzální extenze chodidla se zároveň staticky zajistí také kolenní kloub.

Technicky se k tomu nabízejí dvě alternativy, které představují hydraulické řízení dorzální extenze v hlezenním kloubu anebo hydraulické řízení kolenní flexe, ovlivněné dorzální extenzí v hlezenním kloubu.

Hydraulické řízení pohybu hlezenního kloubu v protézovém hlezenním kloubu umožňuje uvolnění rozsáhlých doplňujících stupňů úhlů dorzální extenze. K tomu nedochází nekontrolovaně a také ne proti elastickému dorazu, ale je to doprovázeno průběžným brzděním. Jakýkoli libovolný úhel dosažený v krokovém cyklu není tedy

opět vykompenzován pružinovým elementem, nýbrž je chráněn hydraulickým tlumičem pohybu proti náhlé změně pohybu. Tento efekt lze označit jako „putující dorzální doraz“: pomocí hydraulicky řízeného „dorzálního dorazu“ se nemůže protézový bérec náhle zrychlit, tak aby došlo k náhlému prolomení kolenního kloubu. Dalším pohybem hydraulického dorazu je však možná průběžná dorzální extenze chodidla a tím průběžně řízený ohyb kolenního kloubu (Kaphingst, Heim, 2002).

Hydraulickým řízením kolenního kloubu v závislosti na dorzální extenzi se dosahuje principiálně stejného účinku. Řízení kolenního kloubu má oproti řízení čistě hlezenního kloubu tu výhodu, že je možné zapojit dodatečné funkce, které představují blokování kolenního kloubu, brzdění pohybu kolenního kloubu a řízení švihové fáze protézy. Nevýhodou tohoto typu hydraulického řízení je objemnější konstrukce, která vyžaduje větší údržbu, dále její větší náchylnost na poruchy a větší hmotnost, než u hydraulického řízení pohybu hlezenního kloubu v protézovém hlezenním kloubu (Kaphingst, Heim, 2002).

Použití chodidel: Chodidla s hydraulickým řízením pohybu hlezenního kloubu v protézovém hlezenním kloubu se uplatní především ve stehenní protetice u klientů, kterým nebude vadit vyšší váha protézy, která bude kompenzována výhodou větší funkčnosti. Chodidla s hydraulickým řízením kolenního kloubu v závislosti na dorzální extenzi jsou využitelná pouze ve stehenní protetice. Jsou vhodná pro klienty, kteří hodnotí značný nárůst funkčnosti více než výrazný nárůst hmotnosti protézy.

7.9.4 Dynamické typy protetických chodidel

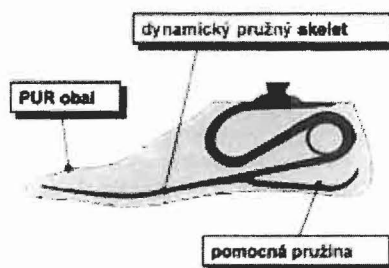
Jak již bylo uvedeno, dynamická chodidla mají schopnost podle charakteru stavebního materiálu, více nebo méně zpracovat a využít energii odvalu ke švihové fázi kroku. Tento typ protetických chodidel funguje na principu akumulace a využití mechanické energie během odvalu chodidla. Proto se také někdy označují jako chodidla energetická. V zahraniční literatuře se často používají výrazy jako „energy storage and return“ (ESAR), „energy storing“ a „dynamic elastic respons“.

7.9.4.1 Chodidlo s krátkým pružným skeletem

Charakteristika chodidla: Chodidlo s krátkým pružným skeletem je konstrukčně poměrně složité a náročné na výrobu. Chodidlo nevyžaduje pravidelnou údržbu. Výhodou chodidla je výborný fyziologický odval, schopnost inverze a everze a nízká energetická náročnost.

Konstrukční uspořádání chodidla: Základem chodidla je dynamický pružný skelet ve tvaru zkroucené listové pružiny. K tomuto skeletu je připojena pomocná pružina ve tvaru listového pera. Materiál dynamického pružného skeletu a pomocné patní pružiny bývá nejčastěji kompozit (na bázi uhlík-epoxi, příp. sklo-epoxi) nebo pružný konstrukční plast (Rosický, 2001). Vlastní skeletární konstrukce je integrálně umístěna do pružného kosmetického obalu z PUR, popř. vyjímatelně vložena do PUR obalu.

Použití chodidla: Dynamické chodidlo s krátkým pružným skeletem je vhodné pro středně a vysoce aktivní pacienty, u kterých je požadavek chůze po rovném i nerovném povrchu a u kterých se předpokládá dynamicky proměnná chůze. Chodidlo má poměrně široké pásmo použití, je vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 3 a 4.



Obr. č. 31 Chodidlo s krátkým pružným skeletem (Rosický, 2001)

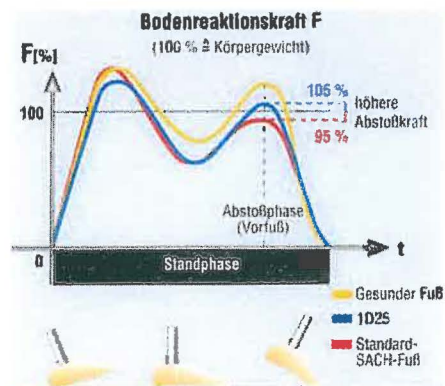
Dynamik plus

Toto chodidlo se svou konstrukcí a funkčními vlastnostmi dá zařadit mezi chodidla s krátkým pružným skeletem. Funkčních vlastností tohoto chodidla je dosaženo díky

pružině ve tvaru S, která je uložena v pění chodidla a má schopnost kumulovat energii. Díky plastové pružině chodidla a rozdílné technologii zpracování pěny vznikají následující výhody: axiální komprese při zatížení, stupňovaná elasticita pro fyziologický odval, vyrovnání nerovností terénu a dynamický přechod z fáze stojné do fáze švihové. Výhodou je též elastická vratná síla přední části chodidla. Toto chodidlo je součástí modulárního systému a je určeno pro uživatele do 85 kg tělesné hmotnosti s vysokými funkčními nároky ([24]). Doporučuje se také uživatelům se střední aktivitou. Při použití tohoto chodidla mohou aktivně chodit nebo rekreačně sportovat jak lidé s amputací v bérce, tak ti, kteří užívají aktivní kolenní konstrukce. Výška podpatku u tohoto typu chodidla činí 10 mm. Je dodáváno ve velikostech 33 až 42. Od velikosti 39 lze použít i pro uživatele s tělesnou hmotností do 100 kg. U tohoto typu chodidla se nerozlišuje dámské a pánské provedení.



Obr. č. 32 Protetické chodidlo typ Dynamik plus (firemní materiály Otto Bock, 2005)



Obr. č. 33 Charakteristika reakční síly podložky, žlutá křivka – zdravé chodidlo; modrá křivka – Dynamik Plus; červená křivka – chodidlo SACH (firemní materiály Otto Bock, 1995)

Chodidlo Axtion

Zvláštním typem chodidel s krátkým pružným skeletem jsou nepylonová modulární chodidla, jejichž zástupcem je i chodidlo Axtion.

Charakteristika chodidla: Nepylonové modulární chodidlo vyznačující se výškou pouhých 54 mm, což je ve své třídě jedna z nejnižších výšek. Výška podpatku činí 13 mm. Polyuretanová hmota mezi horní a dolní planžetou umožňuje mírnou pohyblivost ve více osách. Dynamická karbonová planžeta, která dosahuje až do oblasti špice umožňuje velmi dobrý návrat energie na přednoží.

Konstrukční uspořádání chodidla: Toto chodidlo má hybridní konstrukci z karbonu a polyuretanu s dynamickým patním elementem, který umožňuje tlumení rázů a jemný přechod z nášlapu na patu k plnému kontaktu s podložkou, což vede k plynulosti chůze. Chodidlo obsahuje pyramidový adaptér se zaintegrovaným elastomerovým klínem, který usnadňuje uživateli chůzi vpřed a umožňuje přirozený vzhled chůze ([24]).

Použití chodidla: Toto chodidlo je vhodné pro aktivní uživatele se stupněm aktivity 3 a 4, u nichž je k dispozici pouze malá stavební výška a kteří potřebují lehké chodidlo s velmi dobrými funkčními vlastnostmi. Je vhodné pro uživatele o hmotnosti do 100 kg s amputací v bérce, exartikulací v kolenním kloubu, amputací ve stehně nebo exartikulací v kyčelním kloubu. Hodí se pro každodenní aktivity a také rekreační sport, který zahrnuje běhání a skákání jako např. basketbal či tenis.



Obr. č. 34 Protetické chodidlo Axtion (firemní materiály Otto Bock, 2005)

7.9.4.2 Chodidlo s dlouhým pružným skeletem

Charakteristika chodidla: Chodidlo s dlouhým pružným skeletem je typem dynamického (energetického) chodidla, u kterého je dosaženo nejlepšího poměru využití akumulované mechanické energie při odvalu chodidla. Toto chodidlo je

konstrukčně jednoduché, ale náročné na výrobu. Chodidlo nevyžaduje pravidelnou údržbu. Jeho výhodou je výborný fyziologický odval, schopnost inverze a everze a nízká energetická náročnost.

Konstrukční uspořádání chodidla: Základem chodidla je dlouhý pružný skelet ve tvaru prohnuté listové pružiny. K tomuto skeletu je připojena pomocná patní pružina ve tvaru listového pera. Materiál skeletu i patní pružiny bývá výhradně kompozit na bázi uhlík-epoxi. Skeletární konstrukce je vyjímatelně vložena do pružného kosmetického obalu z PUR (Rosický, 2001).

Použití chodidla: Dynamické chodidlo s dlouhým pružným skeletem je vhodné zejména pro vysoce aktivní pacienty, u kterých se předpokládá vysoce dynamicky proměnná chůze, popř. sportovní aktivity. Chodidlo má užší pásmo použití (Rosický, 2001), je vhodné pro vybrané uživatele se stupněm aktivity 3 a 4. Z prací některých zahraničních autorů však vyplývá, že díky plynulejšímu odvalu protetického chodidla se sníží jinak obvykle u protézovaných osob prodloužená fáze dvojí opory a tím se sníží možnost vzniku ulcerací u amputovaných diabetiků na dosud nepoškozeném přednoží dlouho zůstávajícím na podložce (Gailey, 2005). Z toho vyplývají výhody použití těchto dynamických chodidel i u starších osob. Macfarlane et al. (1991) se zmiňuje o prodloužení času švihové fáze zdravé končetiny, což nasvědčuje poskytování větší stability při stání při použití dynamického chodidla.



Obr. č. 35 Chodidlo s dlouhým pružným skeletem (Rosický, 2001)

Chodidla Flex-Foot

Tato chodidla s dlouhým pružným skeletem tvaru J mají patentovanou konstrukci z uhlíkových vláken se schopností akumulovat a následně při chůzi uvolňovat energii (Gailey, 2005), která by se jinak ztrácela či byla absorbována materiálem chodidla. Většina těchto chodidel je konstruována s aktivní patní částí Carbon – X Active Heel, která absorbuje rázy vznikající při nášlapu na patu a významně tak přispívá na snížení síly působící na pahýl, kolenní a kyčelní kloub a záda. Užitím chodidla Flex-Foot se přiblíží protetická chůze chůzi přirozené. Na konci stojné fáze chůze poskytuje toto chodidlo větší stabilitu v porovnání s chodidly s jednoosým kloubem (Juany, Chou, Su, 2000). Plná délka skeletu chodidla se vyrovná délce zdravé nohy a zajišťuje tak plynulou a přirozenou chůzi. Tvar skeletu J podporuje aktivní dopředný pohyb tibie (Barth, Schumacher, Thomas, 1992; Lehman et al., 1993). Podélně dělený skelet umožňuje, že se chodidlo Flex-Foot přizpůsobuje podložce a napomáhá tak přirozenému vzhledu chůze i na nerovném povrchu.

Chodidla Flex-Foot jsou dnes vyráběna v různých variantách pro uživatele se všemi stupni aktivity.



Obr. č. 36 Ukázky různých typů chodidel Flex-Foot s dlouhým pružným skeletem pro širokou škálu uživatelů s různým stupněm aktivity (firemní materiály Flex-Foot, 2004)

Chodidla Springlite

Na výrobu těchto chodidel jsou též využívány kompozitní materiály obsahující vyztužovací vlákna (např. karbon, sklo, kevlar, spectra, polyester) a pryskyřičná pojiva

(např. epoxid, vinylester, polyester, akrylát). Je využíváno též spojení dvou vrstev kompozitních materiálů pomocí vrstvy polyuretanového elastomeru za vzniku tzv. hybridních kompozit. Výhodou tohoto spojení je dosažení maximální pevnosti, extrémní lehkosti, vysoké návratnosti energie a vynikající odolnosti vůči únavě materiálu. Nevýhodou tohoto vícevrstvého uspořádání je snížení pružnosti, zvýšení tuhosti a omezení pohybu kotníku ([24]). Zajímavé je, že některé typy těchto chodidel jsou vhodné i pro střední až vysoký stupeň aktivity při vyšších tělesných hmotnostech až do 160 kg.



Obr. č. 37 Některé typy chodidel Springlite – pylonové systémy s integrovaným bércelem a chodidlem pro uživatele s různým stupněm aktivity (firemní materiály Springlite, Otto Bock, 2005)

7.9.4.3 Biomechanické strukturální chodidlo

Charakteristika chodidla: Tento typ chodidla vychází ze strukturální a funkční imitace lidské nohy. Biomechanické strukturální chodidlo je konstrukčně velmi složité a je také náročné na výrobu. Chodidlo vyžaduje velmi pravidelnou údržbu. Výhodou chodidla je dobrý fyziologický odval, schopnost inverze a everze a víceosý pohyb v hleznu.

Konstrukční uspořádání chodidla: Základ chodidla tvoří vícedílné tělo, které je spojeno s patním dílem a dílem předonoží. Rovnoměrný fyziologický odval je podmíněn víceosou kinematikou a použitím tlumících dorazů. Mechanická část chodidla je zhotovena z kompozitu na bázi uhlík-epoxi. Tato část je vyjímatelně vložena do pružného kosmetického obalu z PUR (Rosický, 2001).

Použití chodidla: Biomechanické strukturální chodidlo je vhodné pro středně a vysoce aktivní klienty, u kterých je požadavek chůze po rovném i nerovném povrchu a u kterých se předpokládá dynamicky proměnná chůze, popř. sportovní aktivity. Chodidlo

má poměrně široké pásmo použití (Rosický, 2001). Je vhodné pro uživatele se stupněm aktivity 3 a 4.



Obr. č. 38 Biomechanické strukturální chodidlo (Rosický, 2001)

7.9.5 Protetická chodidla typu Syme

Tato chodidla jsou určena pro klienty po amputaci dle Symea. Jedná se o výkon, po kterém vzniknou pahýly s omezenou zatížitelností, které jsou podobné pahýlu po exartikulaci. Ve skutečnosti se tyto amputace často označují jako exartikulace, což ale není zcela přesné, protože u exartikulace nedochází k přetnutí kosti pahýlu. Vzniklý pahýl má pro klienta výhodu distální zatížitelnosti, ale pro ortopedického technika mírné nevýhody. Připojení kloubového chodidla může činit značné potíže, připojení chodidla SACH je možné, avšak při trvalém upevnění se stále ještě vyskytují problémy v detailech (Kaphingst, Heim, 2002).

Charakteristika chodidla: V současné době je na výběr široký sortiment protetických chodidel a dalších komponentů typu Syme. Tato chodidla umožňují maximální rozsah seřízení mezi objímkou a chodidlem. Požadavky na aktivnější chůzi může splňovat typ karbonového chodidla se schopností „uchování energie“. Výhodou je nízká hmotnost, vyznačuje se vysokou mediální/laterální ohebností, trvanlivostí a nízkou hmotností, poskytuje měkčí náraz paty, snižuje třecí sílu a umožňuje vykonávání běžných aktivit každodenního života (Smutný, 2003).

Konstrukční uspořádání: Chodidlo se skládá z vnitřního modulu a kosmetického pláště, který lze dodávat ve dvou šířkách – úzké nebo standardní. V minulosti se protéza Syme většinou vyráběla z kůže, vyztužená kovem. Tato protéza byla velmi pohodlná,

seřiditelná a trvanlivá, bohužel však příliš těžká. Dnes lze kov nahradit karbonovým vláknem (Smutný, 2003).

Jednou z možností řešení může být použití protetického chodidla anglické firmy Vessa Quantum Truestep Symes. Chodidlo je svým designem přímo určeno na amputace Syme – k vnitřnímu modulu s plochým povrchem je upevňován talířkový adaptér a laminovací sada vzpěr, které umožňují posun až 40 mm mediálně/laterálně a rotaci až $\pm 6^\circ$. Chodidla se používají ve spojení s akrylátovými objímkami.



Obr. č. 39 Chodidlo Syme, vnitřní modul chodidla, kosmetický plášť (Smutný, 2003)

Použití chodidla: Toto chodidlo je určeno pro klienty s nižší i vyšší úrovní aktivity, s hmotností do 100 kg. Umožňuje vykonávání běžných aktivit každodenního života.

Protetické chodidlo musí být seřídáno tak, aby umožňovalo hladký dopad paty, a dráha reakční síly podložky pod chodidlem sledovala přirozenou linii chůze (např. od paty přes střední část přednoží až k palci). Působí-li reakční síla podložky na laterálním okraji protetického chodidla, začne působit laterální síla na koleno. Chodidlo se musí při odvalu pohybovat laterálně vzhledem k objímce a ve vnější rotaci (Smutný, 2003).

7.10 Konvenční chodidla versus chodidla s pružným skeletem

Chodidlo SACH je pravděpodobně nejběžnějším designem chodidel vybíraným pro studie zabývající se protetickými chodidly pro jeho rozšířenou celosvětovou popularitu a protože sloužilo po mnoho let jako “zlatý standard” mezi protetickými chodidly. Naopak, když se diskutuje o dynamických typech chodidel, tak se zdá, že Flex-Foot je

nejběžnějším designem dynamických chodidel obsaženým ve vědeckých publikacích. Toto je pravděpodobně důsledkem toho, že Flex-Foot je prvním protetickým chodidlem s unikátním designem J-tvaru a zároveň i prvním chodidlem, které bylo zkonstruováno z materiálu s karbonovými vlákny (Gailey, 2005).

Ačkoli chodidlo SACH je oblíbené u mnoha klinických lékařů, tak v rámci jeho jednoduchého designu, který ho dělá tak populárním, bylo nalezeno v současnosti několik možných nedostatků. Různí autoři uvádí, že protetická chodidla ESAR nabízejí určité výhody oproti tradičním, SACH chodidlům. Tyto výhody zahrnují zvýšenou rychlost chůze (Casillas, et al., 1995; Rao, et al., 1998; Torburn, et al., 1990) a zlepšenou symetrii chůze (Menard, et al. 1992). Hafner (2005) zmiňuje, že jednoosá chodidla mohou umožnit osobě po amputaci dosáhnout dříve kontaktu nohy s podložkou, což je vlastnost, po které často toužili neaktivní uživatelé protéz pro zvýšení pocitu stability. Nicméně, tato chodidla mohou postrádat stabilitu na konci stojné fáze chůze (Powers, et al., 1994), což je nabídnuto chodidly SACH a Flex-Foot (Huang, Chou, Su, 2000).

Následující uvedené studie se zaměřily na biomechanickou analýzu, která zahrnuje krokové a časové charakteristiky, kinetiku, kinematiku, svalovou aktivitu a výdej energie. Nejprve budou zmíněny dvě primární charakteristiky protetických chodidel, kterými jsou rozsah pohybu v protetickém hlezenním kloubu a ukládání mechanické energie, což je mechanická vlastnost chodidla zahrnující akumulaci energie a její navrácení během stojné fáze chůze.

Czerniecki, Gitter a Munro (1991) uvádějí, že protetická chodidla ESAR měla zlepšený rozsah pohybu při srovnání s konvenčními protetickými chodidly typu SACH; nicméně bylo uvedeno, že chodidla s jednoosým kloubem měla dokonce ještě větší rozsah pohybu. Autoři naznačují, že aktivní klienti by měli užitek z chodidel s větším rozsahem pohybu, i když ti s omezenou pohyblivostí a potřebou stability by byly nejlépe obslouženi pomocí konvenčních chodidel. V těchto studiích byly také

zhodnoceny schopnosti těchto chodidel uložit a navrátit energii. Několik studií ukázalo, že ESAR chodidla produkovala zvýšenou mechanickou energii uvolňující se při odrazu ve srovnání s konvenčním chodidly (Postema, Hermens, de Vries, et al., 1997; Gitter, Czerniecki, DeGroot, 1991); nicméně v jedné studii bylo uvedeno, že načasování uvolnění energie se nemusí shodovat s odrazem chodidla (Nielsen, et al., 1988). Množství mechanické energie uložené v patě při fázi zátěžové odezvy nebylo uvedeno jako podstatně rozdílné mezi jednotlivými typy chodidel (Hafner, 2005).

Murray, Hartvikson, Anton, et al. (1988) ve svém článku uvádí, že použití ESAR chodidel poskytuje zlepšení množství parametrů chůze ve srovnání se SACH chodidly. Tyto parametry zahrnují zlepšení rychlosti, prodloužení kroku, podpoření doby mezistojce, ovlivnění propulsivní síly, akumulace mechanické energie hlezenním kloubem, vrchol momentu plantární flexe a rozsah pohybu v hlezenním kloubu. Evidentní bylo také snížení přenosu otřesů při nízkých rychlostech chůze.

Winter a Sienko (1988) došli k závěru, že stlačení měkkého patního klínu chodidla SACH v kombinaci s hlezenním kloubem bez pohybu směřuje k prodloužení času mezi fází iniciálního kontaktu a fází zátěžové odezvy, což ve skutečnosti připomíná spíše než podpoření plantární flexe zdržování tohoto pohybu, který je nezbytný pro dosažení fáze zátěžové odezvy. Opoždění v postupování do fáze zátěžové odezvy může být spojeno s prodloužením fáze dvojí opory, což je často pozorováno u chůze osob po amputaci (Jaegers, Arendzen, de Jongh, 1995; James, 1973; Murray, et al., 1981). Důsledkem zpoždění protetického chodidla při přechodu do fáze zátěžové odezvy je to, že zdravá končetina současně čeká v pozdní stojné fázi na to, než protetické chodidlo dosáhne fáze, kdy je celé chodidlo na podložce. Jakmile nepoškozené přednoží zůstane na podlaze po delší dobu, reakční síly podložky působící na chodidlo jsou nasměrovány do oblasti chodidla, kde je největší riziko vzniku ulcerací u amputovaných diabetiků. Ačkoliv není dokázáno, že se zvyšuje výskyt ulcerací na dosud zdravých chodidlech, jistý potenciál zde může existovat (Gailey, 2005).

Jaegers, Arendzen a de Jongh (1995) zjistili, že proto, aby se kompenzoval nedostatek energie vytvořené během pozdní stojné fáze plantárními flexory, odvádějí kyčelní

extenzoři od fáze iniciálního kontaktu do fáze mezistojky větší práci. Nicméně bylo dále zjištěno, že zde není žádný podstatný rozdíl mezi dynamickými chodidly a chodidly klasickými ve vzoru nebo velikosti výstupního výkonu tvořeného kolenním a kyčelním kloubem (Winter, Sienko, 1988; Gitter, Czerniecki, DeGroot, 1991). Zajímavé je, že Torburn et al. (1990) dospěl k závěru, že m. biceps femoris a pravděpodobně i m. gluteus maximus vykonávají značně větší práci během ranné stojné fáze se všemi chodidly kromě chodidel Flex-Foot.

Někteří autoři se zmiňují o tom, že jejich klienti hodnotili zlepšení mnoha funkčních hledisek jako např. kvalita chůze, stupeň aktivity, bolest, kožní problémy, hybnost hlezenního kloubu, zatížitelnost kloubu, stabilitu a vytrvalost při používání ESAR protetických chodidel (Menard, et al., 1992; Alaranta, et al., 1991).

Rietman, Postema, Geertzen (2002) v jedné studii porovnávali zlepšení různých parametrů chůze pokud jde o uživatele nosící Flex-Foot chodidlo v porovnání se SACH chodidlem v 10ti aktivních situacích. Výsledky ukázaly, že Flex-Foot poskytuje statisticky významné zlepšení v chůzi nebo běhu ve všech podmínkách, zachovává úroveň chůze. Jiná studie porovnávala stejná dvě chodidla ve třech rychlostech a stupních sklonu s použitím upraveného Borgova hodnocení vnímaného úsilí (MacFarlane, Nielsen, Shurr, 1997). Flex-foot předvedla významně nižší hodnocení ve všech rychlostech a stupních. Třetí studie porovnávalí dvě konvenční chodidla a dvě ESAR chodidla ukázala, že jedno konvenční chodidlo předvedlo významně nižší průměr zařazených výkonnostních faktorů (Postema, Hermens, de Vries, et al., 1997).

Zdá se, že dynamická protetická chodidla s pylonem J-tvaru podporují vyšší rychlost chůze, což může být přisuzováno několika příčinám. Například chodidlo Flex-Foot opakovaně demonstrovalo největší peak momentu dorzální flexe ze všech protetických chodidel (Torburn, et al., 1990; Barth, Schumacher, Thomas, 1992; Lehmann, et al., 1993). Zvětšená dorzální flexe nastává v důsledku většího momentového ramene tvořeného pylonem a nášlapovou plochou chodidla, které jsou konstruovány jako jedna část dovolující přenést váhu těla přes pevné chodidlo a umožňující pylonu napodobit dopředný pohyb tibie. V důsledku větší dorzální flexe je zde větší posun COP dopředu

(Barth, Schumacher, Thomas, 1992; Lehmann, et al., 1993). Schopnost COP posunovat se dále dopředu je kromě toho výsledkem nášlapové plochy chodidla prodlužující se až ke špici protetického chodidla. Protože váha těla pasivně vytváří sílu, která uvádí chodidlo J-tvaru do dorzální flexe, uživatel protézy nemusí vynakládat žádné dodatečné pomocné svalové úsilí během fáze chůze s oporou o jednu končetinu. V důsledku zvýšené dorzální flexe a prodloužené nášlapové plochy chodidla se COP posunuje rychleji ze zánoží k přednoží při pomalé i rychlé chůzi (Torburn, et al., 1990; Schneider, et al., 1993).

Zdá se, že prodloužená nášlapová plocha chodidla má několik výhod, které mohou přímo ovlivnit jak rychlost chůze, tak i kontralaterální končetinu. Většina skeletů protetických chodidel se tradičně podobá chodidlu SACH, takže mají skelet sahající přibližně ke středu chodidla s přednožím primárně konstruovaným z měkkého pěnového materiálu, který se deformuje tak, aby kopíroval zlom v oblasti metatarzů, který se nachází u lidského chodidla. V důsledku kratšího skeletu, inklinuje tělo k rychlejšímu přechodu do koncové fáze opory (Gailey, 2005). Torburn et al. (1990) shledali, že chodidlo SACH a jednoosá chodidla mají rychlejší pohyb během terminální fáze dvojí opory nebo fáze přešvihů než chodidlo Flex-Foot. V podstatě se zdá, že uživatel protézy napadá na patu protetického chodidla.

Macfarlane et al. (1991) oznámili, že u chodidel Flex-Foot byla významně delší doba trvání časně a pozdní švihové fáze kontralaterální končetiny. Prodloužení času švihové fáze nasvědčuje tomu, že chodidlo Flex-Foot poskytuje větší stabilitu při stání. Schopnost balancovat déle na protetickém chodidle během pozdní stojné fáze dovoluje zdravé končetině udělat pomalejší a delší krok. Došli k závěru, že způsob převalení je daný mechanickými vlastnostmi protetického chodidla, tak jako tvarem skeletu či nášlapové plochy chodidla a materiálem chodidla. Autoři také podotkli, že protetici inklinují dynamicky k dosažení preferovaného vzoru chůze tím, že se pokoušejí dosáhnout příznivého způsobu odvalu. Špice charakteristická pro delší design nášlapové plochy chodidla umožňuje posun COP dále na konec prodloužené nášlapové plochy chodidla, což má za následek možné snížení silné brzké zátěže zdravé končetiny (Powers, et al., 1994).

Došlap na kontralaterální končetinu se SACH chodidlem byl ověřován Lehmanem et al. (1993), který zjistil, že rozdíl mezi zadní smykovou silou na straně s protézou a přední smykovou silou na zdravé straně ukazuje nejmenší hodnoty pro chodidlo Flex-Foot a největší hodnoty pro chodidlo SACH. Je zde také patrný větší vrchol sil vertikálního zatížení, větší moment plantární flexe a zvýšený moment kolenní flexe na zdravé končetině při použití chodidla SACH, což může vysvětlit větší přenos zátěže na zdravou končetinu během fáze iniciálního kontaktu díky neefektivnímu odrazu na straně s protézou. V důsledku zřetelné neschopnosti amputovaných odrazit se po fázi, kdy je celá noha na podložce, je patrný fenomén „poklesu“, který se stává zřetelnějším, když dotyčný zkusí jít rychleji nebo běžet s protetickým chodidlem s konvenčním skeletem (Wing, Hittenberger, 1989). V důsledku toho musí někteří amputovaní omezit svoji rychlost chůze, aby snížili efekt poklesu a zredukovali síly působící na zdravou končetinu.

Ve srovnání s lidským chodidlem nabízí pasivní povaha dynamicky reagujících chodidel omezený návrat energie (Gitter, Czerniecki, DeGroot, 1991), zejména následkem ztráty činnosti plantárních flexorů. Nicméně bylo dokázáno, že Flex-Foot chodidla s designem J-tvaru vytvoří 70 - 90 % návrat mechanické energie ve srovnání s 20 - 40 % návratem energie u chodidel SACH, což činí dvojnásobný až trojnásobný rozdíl mezi těmito dvěma chodidly. Nedá se říci, že je úspora v metabolickém výdeji při chůzi mezi dynamicky reagujícími chodidly a mezi klasickými chodidly. Někteří autoři konstatují, že existuje jen čtyř procentní rozdíl mezi dynamickými a klasickými typy chodidel (Lehmann, et al., 1993; Gailey, Nash, Erbs, et al., 1994; Perry, Shanfield, 1993).

Symetrie chůze má značný vliv na rychlost chůze, protože stejná délka kroku poskytuje stálou základnu – podporu dovolující lepší kontrolu posunu těžiště těla a zlepšení rovnováhy. Osoby po amputaci ale inklinují k provádění poněkud delšího kroku končetinou s protézou (James, 1973; Murray, et al., 1981). Někteří autoři uvádí, že se tato asymetrie zvyšuje se stoupající rychlostí chůze (Robinson, Smidt, Arora,

1977; Nielsen, et al., 1988). Schneider et al. (1993) shledal, že chodidlo Flex-Foot nabízelo méně asymetrií než chodidlo SACH, což může být přičítáno zlepšené stabilitě na protetickém chodidle během pozdní stojné fáze chůze pro prodlouženou nášlapovou plochu chodidla. Navíc byla, při dodržení stejné rychlosti chůze, zaznamenána prodloužená délka kroku u chodidla Flex-Foot s menším počtem kroků za minutu než u chodidla SACH (Hansen, Childress, Knox, 2000). Stejná skupina také shledala, že chodidlo Flex-Foot podporuje rychlejší chůzi a pravidelnější hodnoty v téže vybrané chůzi.

Chodidla ESAR s dlouhým pružným skeletem (jako např. Flex-Foot) jsou chápána jako chodidla poskytující možnost zvýšené rychlosti chůze a zvýšené stability na nerovném povrchu, ale s omezením, které představuje snížená schopnost chůze z kopce (Schmalz, Blumentritt, Jarasch, 2002). Taktéž klienti často upřednostňují ponechání si ESAR chodidel jako např. Carbon Copy II nebo Seattle Foot proti konvenčním chodidlům SACH (Torburn, et al., 1995). Konvenční chodidla byla často preferována před dokonalejšími a modernějšími chodidly jako jsou Flex-Foot z estetických důvodů (Hafner, 2005).

8. VÝSLEDKY A DISKUSE

Chodidlo SACH patří mezi velmi populární chodidla po celém světě, mnoho let sloužilo jako „zlatý standard“ mezi protetickými chodidly. Toto chodidlo je stále oblíbené u mnoha klinických lékařů díky jeho jednoduchému designu, který ho dělá tak populárním, přestože na něm bylo v posledních letech nalezeno několik možných nedostatků (Gailey, 2005). Konvenční chodidla byla často preferována před dokonalejšími a modernějšími chodidly jako jsou Flex-Foot také z estetických důvodů (Hafner, 2005).

Casillas, et al. (1995), Rao, et al. (1998) a Torburn, et al. (1990) uvádí, že protetická dynamická chodidla nabízejí možnost zvýšené rychlosti chůze ve srovnání se SACH chodidly a také zvýšení stability na nerovném povrchu (Schmalz, Blumentritt, Jarasch, 2002). Medard, et al. (1992) se zmiňují o další výhodě dynamických chodidel, kterou je zlepšená symetrie chůze. Podobný názor zastávají i Schneider et al. (1993), kteří shledali, že chodidlo Flex-Foot nabízelo méně asymetrií při chůzi než chodidlo SACH. V porovnání se SACH chodidly mají rovněž dynamická chodidla větší rozsah pohybu (Czerniecki, Gitter, Munro, 1991). Nicméně stejní autoři uvádějí, že největší rozsah pohybu mají chodidla s jednoosým kloubem. Murray, Hartvikson, Anton, et al. (1988) dospěli k podobným závěrům jako výše zmiňovaní autoři. Ve svém článku uvádí, že použití dynamických chodidel vede ke zlepšení různých parametrů chůze, jako např. zvýšení rychlosti chůze, prodloužení kroku, zvýšení rozsahu pohybu v hleznu nebo snížení přenosu otřesů při nízkých rychlostech chůze. Také Rietman, Postema a Geertzen (2002) uvádějí, že chodidla Flex-Foot poskytují statisticky významné zlepšení v chůzi nebo běhu ve všech jimi studovaných situacích. Schmalz, Blumentritt a Jarasch (2002) se jako jediní zmiňují o nevýhodě dynamických chodidel, kterou představuje snížená schopnost chůze z kopce.

Několik studií ukázalo, že dynamická chodidla, v porovnání s konvenčními chodidly, produkovala zvýšenou mechanickou energii uvolňující se při odrazu (Postema, Hermens, de Vries, et al., 1997). Nielsen, et al. (1988) uvádí, že načasování uvolnění energie se nemusí shodovat s odrazem chodidla. Jaegers, Arendzen, de Jongh (1995) zjistili, že proto, aby se kompenzoval nedostatek energie vytvořené během pozdní stejné fáze plantárními flexory, je nutné, aby kyčelní extensoři odváděli od fáze iniciálního

kontaktu do fáze mezistojce větší práci. Torburn et al. (1990) toto doplňují zjištěním, že m. biceps femoris a m. gluteus maximus vykonávají podstatně větší práci na začátku stojné fáze se všemi typy chodidel kromě chodidel Flex-Foot. Gitter, Czerniecki a DeGroot (1991) se zmiňují, že ve srovnání s lidským chodidlem nabízí dynamicky reagující chodidla omezený návrat energie, a to zejména ztrátou činnosti plantárních flexorů. Dále uvádí, že chodidla Flex-Foot vytváří dvojnásobně až trojnásobně větší návrat mechanické energie v porovnání s návratem energie u chodidel SACH.

Huang, Chou, Su (2000) došli k závěru, že chodidla SACH i Flex-Foot nabízejí jejich uživateli větší stabilitu na konci stojné fáze chůze, narozdíl od jednoosých chodidel, která toto postrádají (Powers, et al., 1994). Hafner (2005) ale uvádí, že jednoosá chodidla umožňují dříve dosáhnout kontaktu nohy s podložkou, což může vést rovněž ke zvýšení pocitu stability, ale v jiné fázi krokového cyklu než u chodidel SACH a Flex-Foot.

Winter a Sienko (1988) zjistili, že u chodidel SACH dochází k prodloužení času mezi fází iniciálního kontaktu a fází zátěžové odezvy, což bývá rovněž spojeno s prodloužením fáze dvojí opory. Toto má velkou nevýhodu zvláště u protézovaných diabetiků, kde stoupá riziko vzniku ulcerací při prodloužené zátěži na dosud zdravém přednoží, které setrvává zbytečně dlouhou dobu v pozdní stojné fázi (Gailey, 2005).

Další autoři se zmiňují převážně o dynamických chodidlech s pylonem tvaru J, konkrétně o chodidlech Flex-Foot. Torburn et al. (1990), Barth, Schumacher, Thomas (1992) a Lehmann et al. (1993) uvádějí, že tato chodidla podporují vyšší rychlost chůze. Ke stejnému zjištění dospěli i Hansen, Childress a Knox (2000). Také zastávají názor, že díky nášlapové ploše chodidla, která se prodlužuje až ke špici protetického chodidla, a možnosti zvýšené dorzální flexe se COP posunuje rychleji ze zánoží k přednoží při pomalé i rychlé chůzi (Torburn et al., 1990, Schneider et al., 1993).

Gailey (2005) upozorňuje na to, že v důsledku kratšího skeletu, který je u většiny nedynamických protetických chodidel, inklinuje tělo k rychlejšímu přechodu do koncové fáze opory. Taktéž Torburn et al. (1990) shledali, že chodidlo SACH a jednoosá chodidla, v porovnání s chodidlem Flex-Foot, mají rychlejší pohyb během

terminální fáze dvojí opory a fáze přešvihů, což přispívá ke vzniku asymetrií při chůzi a tzv. fenoménu „poklesu“, který se stává zřetelnějším při rychlé chůzi nebo běhu (Wing, Hittenberger, 1989). Hansen, Childress a Knox (2000) zaznamenali prodlouženou délku kroku s menším počtem kroků za minutu u chodidla Flex-Foot než u chodidla SACH při dodržení stejné rychlosti chůze. Macfarlane et al. (1991) a Schneider et al. (1993) potvrzují jejich zjištění a dodávají, že prodloužení švihové fáze zdravé končetiny při použití chodidla Flex-Foot nasvědčuje tomu, že toto chodidlo poskytuje větší stabilitu při stání. Powers et al. (1994) předchozí autory doplňuje konstatováním, že chodidla Flex-Foot, díky jejich prodloužené nášlapové ploše, umožňují posun COP dále na konec prodloužené nášlapové plochy, což má za následek oddálení předčasné zátěže zdravé končetiny. Lehmann et al. (1993) svými výzkumy také potvrzují větší přenos zátěže na zdravou končetinu během fáze iniciálního kontaktu díky neefektivnímu odrazu končetiny s protézou.

Z výše uvedené diskuse vyplývá, že hypotéza 3 nebyla zcela potvrzena. Již neplatí tvrzení, že dynamická protetická chodidla jsou určena výhradně pro vysoce fyzicky aktivní klienty. Pro sportovce jsou určena speciální sportovní dynamická chodidla s dlouhým pružným skeletem, která představují jen část dynamických chodidel, která jsou v dnešní době dostupná. Nevýhodou bránící většímu rozšíření těchto chodidel je jejich stále přetrvávající vysoká cena, která je zajisté dána používáním nových materiálů, jako jsou např. kompozitní materiály, a nových výrobních technologií.

Zbylé dvě hypotézy byly potvrzeny všemi prostudovanými autory. Potvrdilo se, že vývojové trendy v protetice dolních končetin směřují ke konstrukci inteligentních systémů se specializovanými a proměnnými díly (hypotéza 1). Toto tvrzení se dá vztáhnout na protézy DK jako celek, ale i na jejich jednotlivé díly. Vývoj směřuje od protéz skořepinového typu k dokonalejším typům, které představují modulární protézy. V dnešní době je poměrně jednoduché v případě potřeby vyměnit jednotlivé díly, dílce a uzly protézy. Výměnné jsou i specializované části protetických chodidel, k dispozici jsou servisní díly jako např. gumové dorazy, patní klíny, tlumiče plantární flexe, kloubní adaptéry apod. Z hlediska vlastní konstrukce protetických chodidel směřují

vývojové trendy od chodidel klasických k chodidlům dynamickým, která jsou dnes již vyráběna i pro širokou veřejnost.

Potvrzena byla i hypotéza 2, jelikož byly zjištěny velké odchylky v biomechanických charakteristikách jednotlivých typů protetických chodidel, která se lišila jak svou konstrukcí, tak i materiálem, ze kterého byla vyrobena. Tyto odchylky jsou blíže objasněny ve výše uvedených diskusích. Byly zjištěny rozdíly jednak mezi kategorií klasických a dynamických protetických chodidel, ale i mezi jednotlivými typy klasických chodidel, zejména mezi konvenčním chodidlem SACH a chodidly s jednoosým kloubem. Zjištěné rozdíly se týkaly odlišností v rozsahu pohybu v protetickém hlezenním kloubu, ve schopnosti akumulovat mechanickou energii na počátku stojné fáze chůze a následně ji využívat v konečné fázi chůze k odrazu a přechodu do fáze švihové. Dále byly zjištěny rozdíly v různých parametrech chůze, jako např. v rychlosti chůze, symetrii délky kroků a trvání jednotlivých fází krokového cyklu, v aktivaci svalových skupin na dolních končetinách a v poskytování stability během jednotlivých fází krokového cyklu.

Kvůli různorodosti použitých studií bylo obtížné výsledky přesně shrnout. Ve většině experimentů byla zkoumána menší skupina osob a domnívám se, že i tato okolnost ovlivňuje spolehlivost výsledků. V případě čerpání informací z abstraktů autoři někdy neuváděli počet zkoumaných osob. U několika prací byl autorem stejná skupina vědců a tím pádem si byly hodně podobné (Czerniecki, Gitter, Munro, 1991; Gitter, Czerniecki, de Groot, 1991; Gailye, Nash, Erbs, 1994; Gailey, 2005; Macfarlane, et al., 1991; Macfarlane, Nielsen, Shurr, 1997; Torburn, et al., 1990; Torburn et al., 1995)

9. ZÁVĚR

Získané informace z literárních zdrojů, poznatky vlastní i poznatky autorů byly zpracovány ve formě utříděné a komentované rešerše zabývající se tématem biomechanických charakteristik protetických chodidel a jejich chováním během krokového cyklu. Výsledky a diskuze jsou uvedeny v kapitole 8. Při shromažďování informací bylo použito 120 literárních zdrojů převážně z oblasti zahraniční literatury.

Byl prostudován problém týkající se vývojových trendů v protetice dolních končetin, se zaměřením na vývojové trendy v oblasti terminálních částí protéz dolní končetiny, kterou představují protetická chodidla.

Ze vstupních teoretických úvah vyplývá, že existuje mnoho funkčních i strukturálních faktorů, které mohou ovlivňovat krokový cyklus. Intenzita výskytu některých těchto faktorů se liší u chůze zdravého jedince a u chůze člověka s protézou. Za nejzávažnější se dá považovat ztráta zpětné vazby související ze ztrátou přímého kontaktu končetiny s podložkou. Výsledkem je změna v statické i dynamické rovnováze, která se projeví v průběhu krokového cyklu. Chůze se stává asymetrickou, s větším zatěžováním zdravé dolní končetiny.

Výskyt chůzových asymetrií se dá do jisté míry kompenzovat správným výběrem protetického vybavení, což zahrnuje i výběr optimálního protetického chodidla. Tento výběr by měl být v souladu s typem protézy a jednotlivými komponentami protézy, ale rovněž i v souladu se stupněm očekávané aktivity uživatele. Kritéria, která ovlivňují výběr vhodného protetického chodidla jsou uvedena v kapitole 7.

Z výsledků experimentálních studií vyplývá, že chůze s dynamickými protetickými chodidly se nejvíce přibližovala chůzi normální. Snahou protetických chodidel je přiblížit se co nejvíce chodidlu lidskému jak po stránce funkční, tak i morfologické a kosmetické. Různé typy protetických chodidel tato tři kritéria splňují odlišně. Zdá se, že po stránce funkční se nejvíce lidskému chodidlu přibližují dynamická protetická chodidla, zejména chodidla s dlouhým pružným skeletem. Tato chodidla splňují nejlépe požadavek plynulé symetrické chůze, ovšem na úkor stránky kosmetické, což se týká převážně kategorie chodidel sportovních. Většina protetických chodidel je účelově

modifikována a uzpůsobena k funkci, pro kterou byla určena, a proto je velmi obtížné, aby u nich byla splněna všechna výše uvedená kritéria.

Budoucnost protetických chodidel tkví ve vyřešení kontaktního problému protetického chodidla s podložkou, což je nezbytné pro zlepšení adaptace chodidla na měnící se povrch terénu.

10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ALARANTA, H., et al. Practical benefits of Flex-Foot in below-knee amputees. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 1991, vol. 3, no. 4, s. 179 –181.
2. American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Orthopaedic appliances atlas, volume 2: arteficial limbs*. Ann Arbor: JW. Edwards, 1960. 499 s.
3. BARTH, DG., SCHUMACHER, L., THOMAS, SS. Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 1992, vol. 4, no. 2, s. 63–75.
4. BAUMGARTNER, R., BOTTA, P. *Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität*. 2. Auflage. Stuttgart: F. Enke Verlag, 1995. 415 s. ISBN 3-432-97502-3.
5. BAXTER, DE., ZINGAS, CH. The foot in running. *J. AM. Acad. Orthop. Surg.*, 1995, vol. 3, no. 3, s. 136 – 145.
6. BOENICK, U., NÄDER, M. *Gangbildanalyse – stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik : proceedings, Internationales Symposium, Berlin 2. – 3. 2. 1990*. Duderstadt: Mecke Druck und Verlag, 1991. 370 s. ISBN 3-923453-31-0.
7. BROZMANOVÁ, B., et al. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Martin: Vydavatelstvo Osveta, 1990. 478 s. ISBN 80-217-0133-1.
8. BUCKLEY, JG., SPENCE, WD., SOLOMONIDIS, S. Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1997, vol. 78, no. 3, s. 330-333.
9. CASILLAS, JM., et al. Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and SACH foot in traumatic belowknee vascular amputations. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995, vol. 76, no. 1, s. 39–44.
10. CHODĚRA, J., KŘIVÁNEK, F. Přirozená a protetická chůze. *Technicko-ekonomické informace*, 1965, č. 15, s. 3 – 7.

11. COAPPOZZO, A., MARCHETTI, M., TOSI, V. *Biocomotion: A century of research using pictures*. 1st ed. Rome: Promograph, 1992. 356 s. ISBN 88-86125-00-3.
12. COOK, AS., WOOLACOTT, M. *Motor Control: Theory and Practical Application*. Baltimore: Lippincott Williams, 1995.
13. CRAIG, J. Prosthetic Feet for Low-Income Countries. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 47-49
14. CRAIK, RL., OATIS, CA. *Gait analysis: theory and application*. 1st ed. St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1995. 471 s.
15. CZERNIECKI, JM., GITTER, A., MUNRO, C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *Journal of Biomechanics*, 1991, vol. 24, no. 1, s. 63–75.
16. DUNGL, P. Biomechanika chůze. In Dungal, P., et al. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. s. 81-91. ISBN 80-247-0550-8.
17. ELBLE, RJ., et al. Stride dependent changes in gait of older people. In Škodová, L. *Dynamika distribuce plantárních tlaků u diabetiků s neuropatií*. 2004, Diplomová práce FTVS UK, Praha, s. 18.
18. ENOKA, R.M. *Neuromechanical Basis of kinesiology*. Baltimore: Human Kinetics, 1994. 466 s. ISBN 0-87322-665-8.
19. Firemní materiály Blatchford, Anglie, 2001.
20. Firemní materiály College Park Industrie, USA, 2001.
21. Firemní materiály Flex-Foot, USA, 2004.
22. Firemní materiály Össur, Island, 2001.
23. Firemní materiály Otto Bock, Německo, 1995.
24. Firemní materiály Otto Bock, Německo, 2000.
25. Firemní materiály Otto Bock, Německo, 2005.
26. Firemní materiály Springlite, Otto Bock, Německo, 2005.
27. GAGE, JR. Gait analysis: an essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clin. Orthop.*, 1993, no. 288, s. 126 – 134.

28. GAILEY, R. Functional Value of Prosthetic Foot/Ankle Systems to the Amputee. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 39–41.
29. GAILEY, R., NASH, M., ERBS, K., et al. Comparison of the metabolic cost of transtibial amputee ambulation and possible influencing factors. *Prosthetics and Orthotics International*, 1994, vol. 18, s. 84–91.
30. GITTER, A., CZERNIECKI, JM., DEGROOT, DM. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1991, vol. 70, s. 142–148.
31. HADRABA, I. *Přednášky*. 2006.
32. HADRABA, I. Přirozená a protetická chůze. *Technicko-ekonomické informace*, 1965, č. 15, s. 19 – 24.
33. HAFNER, BJ. Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanism: A Review of the Literature, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 5–11.
34. HAFNER, BJ., et al. Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2002, vol. 39, s. 1–11.
35. HAFNER, BJ., et al. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis? *Clinical Biomechanics*, 2002, vol. 17, s. 325–344.
36. HAIDERI, NF. Terminology in Prosthetic Foot Design and Evaluation. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 12–16.
37. HAMIL, J., KNUTZEN, KM. Biomechanical Basis of Human Movement. In Škodová, L. Dynamika distribuce plantárních tlaků u diabetiků s neuropatií. 2004, Diplomová práce FTVS UK, Praha, s. 26.
38. HANSEN, AH., CHILDRESS, DS., KNOX, EH. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 2000, vol. 24, s. 205–215.

39. HOF, AL., PRONK, CNA., BEST, JA. van. Comparison between EMG to force processing and kinetic analysis for the calf muscle moment in walking and stepping. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, no. 2, s. 167-178.
40. HSU, M., et al. Comparisons of quality of life in individuals with transtibial amputation using different prosthetic feet. In Hafner, BJ. Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanism: A Review of the Literature, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 5–11.
41. HSU, MJ., et al. Physiological measurement of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999, vol. 29, no. 9, s. 526-533.
42. HUANG, GF., CHOU, YL., SU, FC. Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. *Gait and Posture*, 2000, vol. 12, no. 2, s. 162–168.
43. INMAN, VT., et al. Human Walking. In Vaughan, CHL. et al. *Dynamics of Human Gait*. Cape Town: Kiboho Publisher, 1992. s. 1.
44. JAEGERS, S., ARENDZEN, JH., DE JONGH HJ. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995, vol. 76, no. 8, s. 736–743.
45. JAMES, U. Oxygen uptake and heart rate during prosthetic walking in healthy male unilateral above-knee amputees. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1973, vol. 5, s. 71–80.
46. KAPHINGST, W., HEIM, S., et al. *Protetika: základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002.
47. KENNEDY, R., et al. The geriatric auditory and vestibular systems. In Prince, F., et al. Gait in the elderly. *Gait and Posture*. 1997, vol. 5, s. 128-135.
48. KOLEKTIV AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada, 1997. 252 s. ISBN 80-7169-258-1.
49. LEHMANN, JF., et al. Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex-Foot and Seattle Foot Versus Standard SACH foot. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1993, vol. 74, s. 1225–1231.

50. MACFARLANE, PA., et al. Gait comparisons for below-knee amputees using a Flex-Foot versus a conventional prosthetic foot. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 1991, vol. 3, no. 4, s. 150–161.
51. MACFARLANE, PA., et al. Perception of walking difficulty by below-knee amputees using a conventional foot versus the Flex-Foot. In Hafner, BJ. Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanism: A Review of the Literature, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 5–11.
52. MACFARLANE, PA., NIELSEN, DH., SHURR, DG. Mechanical gait analysis of transfemoral amputees: SACH foot versus the Flex-Foot. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 1997, vol. 9, no. 4, s. 144–151.
53. MATĚJÍČEK, M. Ortopedické protetika. In Dungal, P., et al. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. s. 141-153. ISBN 80-247-0550-8.
54. MATTHEWS, D., BURGESS, E., BOONE, D. The all-terrain foot. In Craig, J. Prosthetic Feet for Low-Income Countries. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 47-49
55. MEIJ, W.K.N. van der. *No leg to stand on: historical relation between amputation surgery and prostheseology. Thesis edition*. Groningen: University of Groningen, 1995. 256 s. ISBN 90-9008240-9.
56. MENARD, MR., et al. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1992, vol. 73, s. 451–458.
57. MENARD, MR., MURRAY, DD. Subjective and objective analysis of an energy-storing prosthetic foot. In Hafner, BJ. Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanism: A Review of the Literature, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 5–11.
58. MENSCH, G., KAPHINGST, W. *Physiotherapie und Prothetik nach Amputation der unteren Extremitat*. 1. Auflage. Berlin: Springer Verlag, 1998.
59. MICHAEL, J. Energy storing feet: a clinical comparison. *Clin Prosthet Orthot*, 1987, vol. 11, s. 154–168.

60. MUNRO, CF., MILLER, DI., FUGLEVAND, AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, no. 2, s. 147–155.
61. MURDOCK, G. *Prosthetic and orthotic practice*. London: Edward Arnold, 1970.
62. MURPHY, EF. Lower-extremity components. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Orthopaedic appliances atlas, volume 2: artificial limbs*. Ann Arbor: JW. Edwards, 1960. s. 148–161.
63. MURRAY, DD. et al. Gait patterns of above-knee amputees using constant function knee components. *Bulletin Prosthetics Research*, 1981, vol. 17, s. 34–45.
64. MURRAY, DD., HARTVIKSON, WJ., ANTON, H., et al. With a spring in one's step. *Clin Prosthet Orthot*, 1988, vol. 12, s. 128–135.
65. NESTER, CJ. Review of literature on the axis of rotation at the subtalar joint. *The Foot*. 1998, vol. 8, s. 111-18.
66. NIELSEN, DH. et al. Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below-knee amputees using different prosthetic feet-a preliminary report. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 1989, vol 1, no. 1, s. 124–31.
67. NURSE, MA., NIGG, BM. The effect of changes in foot sensation on planta pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, s. 719-129.
68. OUNPUU, S., GAGE, JR., DAVIS, RB. Three-dimensional lower extremity point kinetics in normal pediatric gait. *J. Pediatr. Orthop.*, 1991, vol. 11-A, s. 341 – 349.
69. PAVLŮ, J. Technické zajímavosti: Protéza dolní končetiny. *Ortopedická protetika*, 2001, vol. 3, no. 4, s. 27.
70. PAVLŮ, J. Použití novinky firmy Össur chodidlo Ceterus. *Ortopedická protetika*, 2002, vol. 4, no. 7, s. 9.
71. PERRY, J., SHANFIELD, S. Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 1993, vol. 30, s. 239–243.

72. POSTEMA, K., HERMENS, HJ., DE VRIES, J., et al. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, vol. 21, s. 17–27.
73. POSTEMA, K., HERMENS, HJ., DE VRIES, J., et al. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energystoring and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor. *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, vol. 21, s. 28–34.
74. POWERS, CM., et al. Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1994, vol. 75, s. 825–829.
75. PRINCE, F., et al. Gait in elderly. *Gait and Posture*. 1997, vol. 5, s. 128-135.
76. RAO, SS., et al. Segment velocities in normal and transtibial amputees: prosthetic design implications. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1998, vol. 6, s. 219–226.
77. RIETMAN, JS., POSTEMA, K., GEERTZEN, JH. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthetics and Orthotics International*, 2002, vol. 26, s. 50–57.
78. ROBINSON, JL., SMIDT, GL., ARORA, JS. Accelerographic temporal and distance gait: factors in below-knee amputees. *Physical Therapy*, 1977, vol. 57, s. 898–904.
79. ROSICKÝ, J. Protetická chodidla a jejich vlastnosti: 1. část. *Ortopedická protetika*, 2000, vol. 2, no. 3, s. 18-23.
80. ROSICKÝ, J. Protetická chodidla a jejich vlastnosti: 2. část. *Ortopedická protetika*, 2001, vol. 3, no. 4, s. 22-34.
81. ROSICKÝ, J. Stavba protéz DK z kompozitních materiálů: 1. část. *Ortopedická protetika*, 1999, vol. 1, no. 1, s. 39-42.
82. ROSICKÝ, J. Stavba protéz DK z kompozitních materiálů: 2. část. *Ortopedická protetika*, 2000, vol. 2, no. 2, s. 23-24.

83. ROSICKÝ, J. Technické přehledy: Dynamická chodidla skeletární. *Ortopedická protetika*, 2001, vol. 3, no. 4, s. 34-35.
84. ROSICKÝ, J., KLEMENT, J. Úvod do problematiky kompozitních materiálů. *Ortopedická protetika*, 1999, vol. 1, no. 1, s. 35-38.
85. ROSICKÝ, J., KLEMENT, J. Vývoj bércové protézy z kompozitních materiálů. *Ortopedická protetika*, 2000, vol. 2, no. 2, s. 25-30.
86. SACCO, ICN., AMADIO, AC. Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. *Clinical Biomechanics*. 2003, vol. 18, s. 426-34.
87. SAPP, L., LITTLE, CE. Functional outcomes in a lower limb amputee population. In Ccraig, J. Prosthetic Feet for Low-Income Countries. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 47-49
88. SCHMALZ, T., BLUMENTRITT, S., JARASCH, R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait and Posture*, 2002, vol. 16, no. 3, s. 255–263.
89. SCHNEIDER, K., et al. Dynamics of below-knee child amputee gait: SACH foot versus Flex Foot. *Journal of Biomechanics*, 1993, vol. 26, no. 10, s. 1191–1204.
90. SHURR, D. Clinical Perspectives on the Prescription of Prosthetic Foot-Ankle Mechanisms, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 31 –32.
91. SMUTNÝ, M. Amputace Syme. *Ortopedická protetika*, 2003, vol. 5, no. 9, s. 25-30.
92. STEIN, JL., FLOWERS, WC. Stance phase kontrol of above-knee prostheses: Knee kontrol versus SACH foot design. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, no. 1, s. 19-28.
93. SUPAN, TJ. Clinical Perspectives on Prosthetic Ankle-Foot Designes. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 2005, vol. 17, no. 4, s. 33 –34.

94. SUTHERLAND, DH. The development of mature gait. In Vlach, P. Dynamika distribuce plantárního tlaku při chůzi u hemiparetických pacientů. 2002, Diplomová práce FTVS UK, Praha, s. 15.
95. TAYLOR, MB., CLARK, E., OFFORD, EA. A comparison of energy expenditure by a high level trans-femoral amputee using the Intelligent Prosthesis and conventionally damped prosthetic limbs. *Prosthetics and Orthotics International*, 1996, vol. 20, no. 2, s. 116-121.
96. TORBURN, L., et al. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 1990, vol. 27, s. 369–384.
97. TORBURN, L., et al. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic belowknee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 1995, vol. 32, s. 111–119.
98. UNDERWOOD, HA., TOKUNO, CD., ENG, JJ. A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, s. 609–616.
99. VAUGHAN, ChL., et al. *Dynamics of Human Gait*. Champaign: Human Kinetics Publisher, 1992.
100. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, vol. 3, s. 94-102.
101. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
102. VÉLE, F. *Přednášky*. 2003/2004.
103. VOLPON, JB. Footprint analysis during the growth period. *J. Pediatr. Orthop.*, 1994, vol. 14-A, s. 83 – 85.
104. WHITTLE, MV. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot. *Gait and Posture*. 1999, vol. 10, s. 135-264.

105. WING, DC., HITTENBERGER, DA. Energy-storing prosthetic feet. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1989, vol. 70, s. 330–335.
106. WINTER, DA., SIENKO, SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 1988, vol, 21, no. 5, s. 361–367.

WWW zdroje

107. http://www.awardprosthetics.com/part_three.htm – firemní literatura firmy Award Prosthetics
108. <http://www.college-park.com/> – firemní literatura firmy College Park Industrie
109. <http://www.designawards.com.au/ADA/02-03/STUDENT%20DESIGN/617/617.HTM> – design protetických chodidel
110. <http://www.endolite.com/> – firemní literatura firmy Endolite, Blatchford; protézy DK
111. <http://www.kingsleymfg.com/KMFGStore/> – Kingsley – katalog ortotických a protetických náhrad
112. <http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/foot.htm> – design protetických chodidel
113. <http://www.oandp.com/> – komplexní zdroj informací z oblasti ortotiky a protetiky
114. <http://www.ossur.com> – firemní literatura firmy Össur, Island
115. <http://www.ottobock.de/> – firemní literatura firmy Otto Bock
116. http://www.ottobockus.com/PRODUCTS/LOWER_LIMB_PROSTHETICS/feet.asp – protetická chodidla firmy Otto Bock
117. <http://www.owwco.com/> – firemní literatura firmy Ohio Willow Wood
118. <http://www.proteor.fr> – firemní literatura firmy Proteor
119. <http://www.seattlesystems.com/> – firemní literatura firmy Seattle Systéme
120. <http://www.spsco.com/> – firma SPS – protézy a ortézy

11. SEZNAM ZKRATEK

AP – anterioposteriorní

CF – conventional foot

COP – center of pressure

DK – dolní končetina

ESAR – energy storage and return

GRF – ground reaction forces

ISO – International Organization for Standardization

ISPO – International Society for Prosthetics and Orthotics

KBM protéza – Kondylen Bettung Monster

m. – musculus

MA – multi-axis

ML – mediolaterální

MTP – metatarzophalangeální

PTB protéza – Patella Tendon Bearing

PTS protéza – Prothese Tibiale a emboitage Supracondylien

PUR – polyuretan

PVC – polyvinylchlorid

SA – single-axis

SACH – Solid Ankle Cushion Heel

SAFE – Stationary Ankle Flexible Endoskeleton

VZP – všeobecná zdravotní pojišťovna