

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHŮZE S RŮZNÝMI TYPY
PROTETICKÝCH CHODIDEL U OSOB S TRANSTIBIÁLNÍ AMPUTACÍ

Disertační práce

Autor: Mgr. Zdeněk Svoboda

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Školitel: doc. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2008

Jméno a příjmení autora: Mgr. Zdeněk Svoboda

Název disertační práce: Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací

Pracoviště: Katedra biomechaniky a technické kybernetiky

Školitel: doc. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby disertační práce: 2008

Abstrakt:

Chůze u osob s transtibiální amputací se vyznačuje diferencemi od zdravé populace. Cílem této práce bylo posoudit vliv typu protetického chodidla a nastavení protézy a protetického chodidla na provedení chůze. K hodnocení chůze s různými typy protetických chodidel jsme využili videografickou vyšetřovací metodu, dynamografii a analýzu tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Vliv nastavení protetického chodidla a protézy jsme analyzovali pomocí zařízení na měření časových parametrů a flexibilních stélek pro měření rozložení tlaku v obuvi. Parametry krokového cyklu se na postižené končetině s dynamickým typem chodidla více blížily parametrům na zdravé končetině. Zatížení při chůzi bylo na zdravé končetině vyšší než na postižené. Provedení chůze ovlivnilo více nastavení do plantární nebo dorzální flexe než změna délky protézy.

Klíčová slova:

chůze, transtibiální amputace, kinematika, dynamika, typ protetického chodidla, nastavení protézy

Disertační práce byla zpracována v rámci řešení výzkumného záměru id. 6198959221 a grantu FI-IM2/076.

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Mgr. Zdeněk Svoboda

Title of the doctoral thesis: Biomechanical gait analysis with various prosthetic foot types in transtibial amputees

Department: Department of Biomechanics and Engineering Cybernetics

Supervisor: doc. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2008

Abstract:

Transtibial amputee gait differs from healthy gait. The aim of this study was to assess the influence of the type of prosthetic foot and the prosthetic alignment on gait performance. For the purpose of gait evaluation with various prosthetic foot types we used the methods of videography, dynamography and pressure analysis at the point of contact of the foot with the pad. The influence of prosthetic alignment was analyzed by equipment for measuring the time variables of the gait cycle and by flexible soles for measuring the pressure distribution at the contact of the foot and the boot. Performance of gait cycle on the prosthetic limb with dynamic prosthesis type was closer to the performance of the sound limb. Loading during gait was greater on the sound limb than on the prosthetic limb. Gait performance was significantly influenced by foot alignment for increased plantar or dorsal flexion than by changes in the prosthesis length.

Keywords:

gait, transtibial amputation, kinematics, dynamics, prosthetic foot type, prosthetic alignment

The doctoral thesis was carried out in the frame of research grant No. 6198959221 and grant FI-IM2/076.

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně pod vedením školitele doc. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 12. září 2008

.....

Děkuji doc. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování disertační práce. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi a paní Růženě Mašlejové za pomoc při zpracování dat a Ing. Jířímu Rosickému, CSc. za pomoc při realizaci měření a cenné připomínky. Rovněž děkuji, že disertační práce mohla být řešena v rámci výzkumného záměru id. 6198959221 a grantu FI-IM2/076.

Obsah

1 Úvod	8
2 Syntéza poznatků	10
2.1 Protézy a jejich části.....	10
2.1.1 Vývoj protéz dolní končetiny.....	10
2.1.2 Protézy a jejich stavba.....	11
2.1.3 Protetické lůžko.....	12
2.1.4 Zavěšení lůžka.....	14
2.1.5 Protetický kloub.....	15
2.1.6 Mezikloubní segmenty.....	15
2.1.7 Protetické chodidlo.....	15
2.2 Nastavení protézy.....	20
2.2.1 Montáž a základní nastavení.....	20
2.2.2 Statické nastavení.....	20
2.2.3 Dynamické nastavení.....	21
2.3 Biomechanická analýza chůze.....	24
2.3.1 Kinematická analýza chůze.....	24
2.3.2 Dynamická analýza chůze.....	28
2.4 Chůze a krokový cyklus u zdravé populace.....	33
2.4.1 Chůze.....	33
2.4.2 Krokový cyklus.....	35
2.4.3 Časověprostorové parametry krokového cyklu.....	39
2.4.4 Pohyb v kloubech při chůzi – úhlové parametry.....	40
2.4.5 Reakční síla podložky při chůzi.....	45
2.4.6 Rozložení tlaků na kontaktu chodidla s podložkou.....	48
2.5 Chůze a krokový cyklus u osob s transtibiální amputací.....	49
2.5.1 Kinematické a dynamické parametry chůze u osob s transtibiální amputací.....	49
2.5.2 Hodnocení symetrie chůze u osob s transtibiální amputací.....	55
2.5.3 Vliv typu protetického chodidla na provedení krokového cyklu.....	57
2.5.4 Vliv nastavení protézy a protetického chodidla na provedení krokového cyklu.....	62
2.5.5 Rozložení tlaků v lůžku protézy.....	64
3 Cíle a hypotézy	66
4 Metodika	67
4.1 Hodnocení vlivu typu protetického chodidla na provedení chůze.....	67
4.2 Analýza vlivu nastavení protetického chodidla a protézy na provedení chůze.....	74
4.3 Měření tlaků na kontaktu pahýlu a lůžka protézy.....	77
5 Výsledky	79
5.1 Vliv typu protetického chodidla.....	79
5.1.1 Absolutní časové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex.....	79

5.1.2	Relativní časové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex	81
5.1.3	Úhlové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex	82
5.1.4	Reakční síla a impuls síly při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex	86
5.1.5	Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s podložkou při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex.....	89
5.1.6	Vyjádření k hypotézám H_{01} a H_{02}	94
5.2	Vliv nastavení protetického chodidla a protézy	95
5.2.1	Časové parametry chůze při různých nastaveních protézy a protetického chodidla	95
5.2.2	Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s obuví při různých nastaveních protézy a protetického chodidla	96
5.2.3	Vyjádření k hypotéze H_{03}	102
5.3	Analýza tlakových sil v lůžku protézy	103
5.3.1	Tlaky v lůžku protézy při chůzi	103
5.3.2	Tlaky v lůžku protézy při chůzi do schodů a ze schodů.....	104
6	Diskuse.....	105
6.1	Rozdíly mezi parametry krokového cyklu na zdravé a postižené končetině	105
6.1.1	Časověprostorové parametry na zdravé a postižené končetině při chůzi	105
6.1.2	Úhlové parametry na zdravé a postižené končetině při chůzi	106
6.1.3	Reakční síla a impulsy síly na zdravé a postižené končetině při chůzi	108
6.1.4	Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s podložkou na zdravé a postižené končetině při chůzi	109
6.2	Vliv typu protetického chodidla	111
6.2.1	Časověprostorové parametry při použití různých typů protetických chodidel.....	111
6.2.2	Úhlové parametry při použití různých typů protetických chodidel.....	112
6.2.3	Reakční síla a impuls síly při použití různých typů protetických chodidel.....	114
6.2.4	Analýza tlaků (sil) na kontaktu chodidla s podložkou při použití různých typů protetických chodidel	115
6.2.5	Doporučení pro výběr klasického chodidla SACH a dynamického chodidla Sure-flex.....	116
6.3	Vliv nastavení protetického chodidla	117
6.3.1	Rozdíly v časových parametrech krokového cyklu a v tlaku na zdravé a postižené končetině při různých nastaveních protézy a protetického chodidla	117
6.3.2	Doporučení pro optimalizaci nastavení protézy a protetického chodidla	121
6.4	Tlaky v lůžku protézy	123
6.4.1	Tlaky v lůžku protézy při chůzi	123
6.4.2	Tlaky v lůžku protézy při chůzi do schodů a ze schodů.....	124
7	Závěry.....	126
8	Souhrn	127
9	Summary	129
10	Referenční seznam.....	131
11	Přílohy	139

1 Úvod

Možnost člověka přemísťovat se z místa na místo je důležitým předpokladem pro naplňování jeho potřeb. Základní pohybovou aktivitou, která tyto změny umožňuje, je chůze. Její význam v lidské lokomoci je nezastupitelný, a proto byla a stále je předmětem výzkumu v mnoha vědeckých studiích.

Biomechanická analýza chůze se zabývá nejen provedením samotného pohybu, ale také příčinami, které jej způsobují (vnější a vnitřní síly). Na základě kinematických a dynamických parametrů můžeme usuzovat na odlišné provedení chůze, na jiný způsob zatěžování pohybového systému a hledat příčiny těchto odlišností. Význam studia chůze narůstá, pokud dojde k jejímu narušení. V tomto případě je hlavním cílem navrátit funkci pohybového systému k původnímu stavu před narušením nebo se mu alespoň co nejvíce přiblížit.

Ztráta části končetiny má na provedení chůze zásadní vliv. Prostředkem k obnovení lokomočních funkcí je protéza. Historie vytváření protéz sahá až do starověku. Nejstarší dochované doklady o protézách pocházejí z období před naším letopočtem. Impulsem pro vývoj těchto pomůcek byly velice často války, protože v těchto obdobích docházelo k velkému počtu amputací. Z počátku se protézy vyráběly zejména z dřevěných a kovových materiálů. V současné době jsou díky využívání nových materiálů a nových technologií vytvářeny vysoce funkční komponenty protetických pomůcek.

Pro obnovení pohybových aktivit daného jedince v maximálním rozsahu je velmi důležitý správný výběr protetické pomůcky. Výběr vhodné náhrady závisí na zdravotním stavu, hmotnosti, předpokládané aktivitě pacienta apod. Biomechanická analýza chůze je nástrojem, který může usnadnit tento proces tím, že nalezne další objektivní kritéria důležitá při výběru optimálních protetických součástí.

Neméně významným je optimální uspořádání jednotlivých protetických komponent. Finálním krokem v tomto procesu je dynamické nastavení, tedy takové, které umožňuje plynulou chůzi. Proces dynamického nastavování protézy je stále velmi subjektivní, záleží na zkušenostech protetika a zpětné vazbě od pacienta.

Dalším důležitým kritériem ovlivňujícím komfort uživatele protézy je vhodné zavěšení protézy, které nezpůsobuje bolesti a poranění v oblasti pahýlu. Síly v lůžku protézy, které tyto obtíže způsobují, mohou být rovněž analyzovány pomocí biomechanických metod.

Tato práce se zaměřuje na popis provedení krokového cyklu u skupiny osob s transtibiální amputací pomocí kinematických a dynamických metod analýzy chůze. Zaměřuje se na to,

jak provedení chůze u této skupiny osob ovlivňuje typ protetického chodidla a nastavení protézy a protetického chodidla. Zabývá se také tlaky působícími v lůžku protézy.

2 Syntéza poznatků

2.1 Protézy a jejich části

2.1.1 Vývoj protéz dolní končetiny

Různé protézy jako náhrady částí lidského těla byly konstruovány již v dávné minulosti. Účel protézy byl kosmetický, funkční nebo ochranný. První protézou, o které máme vizuální důkaz, je kosmetická protéza palce vyrobená 1000 let před našim letopočtem (Bowker & Pritham, 2004). K výrobě protéz se v této době používaly materiály, které byly k dispozici, tedy hlavně dřevo a kov. Až do 16. století se jako protézy nejčastěji používaly primitivní berle, dřevěné nohy (peg leg) nebo odvalové plošiny.

Významný pokrok přinesl francouzský chirurg Paré, který navrhnul levnou dřevěnou protézu pro chudé a propracovanou transfemorální protézu podobající se brnění. Ačkoli dřevěná noha byla využívána už dříve, konstrukce Parého byla vybavena řemínky kvůli bezpečnému připojení protézy na stehno.

Jeho transfemorální protéza měla kožené lůžko, chodidlo s pružinovým pantem ve středonoží a kolenní kloub, který mohl být při sezení odemčen (Bowker & Pritham, 2004). Celá protéza byla přikryta tenkými kovovými pláty vytvarovanými do podoby zdravé končetiny. Tato protéza byla první známou protézou, která měla kloubní spojení (May, 2002).

Stejně převratná byla konstrukce transtibiální protézy, kterou na konci 17. století představil holandský chirurg Verduyn (Bowker & Pritham, 2004). Skládala se z měděného lůžka potaženého kůží, dřevěného chodidla s tuhým kotníkem a koženého stehenního korzetu připojeného k lůžku kloubovými kovovými dlahami. Tato protéza byla zakončena dřevěným chodidlem (May, 2002). Stala se prototypem funkční transtibiální protézy až do roku 1961, kdy byly uvedeny protézy s PTB lůžkem (patellar tendon bearing – přenos zátěže přes patelární vaz).

V dalším vývoji se inovace zaměřovaly na lůžko a protetické klouby. Byl zkonstruován kolenní kloub, který umožňuje flexi nejen v sedu, ale také při chůzi.

Zájem o rozvoj protetických náhrad nastal velmi často v souvislosti s válkami, kdy docházelo k mnoha zraněním a poptávka po protézách rostla. Důležitým nástrojem pro inovace byly nové materiály. Jednalo se například o pryže, plasty, slitiny lehkých kovů a kompozitové materiály.

Po druhé světové válce bylo zkonstruováno několik významných protetických součástí, které jsou ve velké míře využívány dodnes. Pro osoby s transfemorální amputací byl zkonstruován hydraulický kolenní kloub, který zajišťoval kontrolu při stojné i švihové fázi krokového cyklu a ischiální kvadrilaterální lůžko. Tepelně upravitelná pryskyřice se ukázala jako vhodná pro laminování lůžek na sádrové formě pahýlu. Bylo vyvinuto chodidlo SACH (solid ankle cushion heel – tuhý kotník, vyměkčená pata). Jeho vyměkčená pata tlumí rázy při počátečním kontaktu krokového cyklu, čímž předchází možným poraněním např. kolenního kloubu. Převratným byl vynález plně kontaktního PTB lůžka, které je k pahýlu připojeno jednoduchým suprakondylárním řemínkem. Toto lůžko eliminuje potřebu stehenního korzetu a stranových kloubových dlah okolo kolene.

Výzkum pohybu člověka, nové materiály a nové technologie vedly k vytvoření velmi lehkých funkčních komponent (May, 2002). V 80. a 90. letech 20. století se v konstrukcích protéz objevily další nové prvky. Došlo k rozvoji dynamických chodidel, která mají schopnost absorbovat, ukládat a následně vracet mechanickou energii. Původně byla tato chodidla určena zejména pro vysoce aktivní uživatele, ale v současné době jsou vyráběna i ve verzích pro uživatele s nižším stupněm aktivity. Hlavními znaky těchto protetických chodidel jsou lehké a elastické materiály, tlumení rázů, zlepšená mobilita a uchování energie (Rao et al., 1996). Novým prvkem byl flexibilní návlek – liner (Bowker & Pritham, 2004). V tomto období byly zkonstruovány první kolenní klouby, kde kontrolu kloubu při chůzi zajišťoval mikroprocesor (tzv. inteligentní protézy).

V současné době se intenzivně vyvíjí také bionické protézy dolní končetiny. Nejde jen o kolenní kloub, ale také o protetická chodidla. Tato chodidla umožňují změnu nastavení podle činnosti, kterou osoba s amputací provádí. Např. při chůzi do kopce se chodidlo po několika krocích nastaví do větší dorzální flexe, při chůzi z kopce naopak do plantární flexe.

2.1.2 Protézy a jejich stavba

Protéza dolní končetiny se skládá z několika funkčně odlišných částí. Její stavba a nastavení jsou přizpůsobovány každému uživateli individuálně.

Z hlediska stavby můžeme protézy dolní končetiny dělit na (Engstrom & Van de Ven, 1999; May, 2002; Seymour, 2002):

- endoskeletální (modulární protézy),
- exoskeletální (konvenční protézy).

Endoskeletální protézy vychází z lidské kostry jako modelu (Engstrom & Van de Ven, 1999). Využívají lehký kovový skelet k propojení chodidla s lůžkem. Součásti standardní konstrukce protézy jsou snadno vyměnitelné a nastavitelné (modulární koncept). Exoskeletální protézy jsou konstruovány ze dřeva nebo pevného polyuretanu kryté pevnou plastovou laminací. Tuhost bérce způsobuje, že jsou tyto protézy více odolné (May, 2002).

Protézy můžeme dělit také podle toho, v které fázi rehabilitačního procesu jsou uživatelem používány (Seymour, 2002):

- pooperační,
- provizorní,
- definitivní.

Konstrukce protézy dolní končetiny zahrnuje chodidlo, kolenní kloub pro transfemorální a vyšší úroveň amputace, lůžko s návlekm (linerem) nebo bez něj a její zavěšení (May, 2002). Engstrom a Van de Ven (1999) mezi základní komponenty protézy dolní končetiny řadí:

- protetické lůžko (prosthetic socket),
- přídavné zavěšení (auxiliary suspension),
- protetický kloub,
- mezikloubní segmenty,
- protetické chodidlo,
- kosmetické krytí.

Výběr vhodného typu protézy dolní končetiny, zejména u osob s amputací v časném stádiu rehabilitace, má rozhodující význam pro dosažení symetrického vzorce chůze (Marinak, 2004).

2.1.3 Protetické lůžko

Komfort a funkčnost protézy je ovlivněna (a pravděpodobně determinována) mechanickou interakcí mezi kůží pahýlu a protetickým lůžkem (Zhang, Turner-Smith, Tanner & Roberts, 1998). Lůžko je základem protézy, je primárním spojením mezi pahýlem a protézou. Musí nést tělesnou hmotnost a tlumit proměnlivé síly působící na pahýl přes kontaktní plochu lůžka (Kapp & Ferguson, 2004).

Dobré lůžko má následující charakteristiku (Engstrom & Van de Ven, 1999):

- zajišťuje komfort osoby s amputací,
- přenáší zatížení a energii mezi protézou a pahýlem,
- podporuje zavěšení protézy.

Optimální sestavení lůžka transtibiální protézy vyžaduje důkladné porozumění příslušným biomechanickým parametrům a schopnost dosáhnout vhodného kompromisu mezi těmito parametry tak, aby byly zajištěny potřeby každého pacienta (Kapp & Fergason, 2004).

Teoreticky by rovnoměrné zatížení celého lůžka mělo maximálně redukovat tlak v jeho jednotlivých částech. V praxi je tato problematika komplikovanější, protože existují rozdíly ve vlastnostech v různých částech pahýlu. Většina problémů v nastavení lůžka může být vyřešena jeho vhodnou konstrukcí (Kapp & Fergason, 2004). Je důležité, aby oblasti na tlak citlivé byly zatíženy méně, oblasti odolné pak mohou být zatíženy více.

Typy lůžek

Podle způsobu přenášení zatížení z protetického lůžka na pahýl můžeme lůžka dělit na dva základní typy: PTB lůžko a TSB lůžko. Můžeme rozlišovat také různé varianty lůžek (Kapp & Fergason, 2004):

- tvrdé lůžko,
- měkké vložky,
- gelový návlek,
- distální vycpávka,
- flexibilní vnitřní lůžko s pevnou vnější konstrukcí.

Lůžko PTB (Patellar tendon bearing socket)

Při použití PTB lůžka jsou zatěžovány zejména oblasti dobře snášející vyšší tlak. Název tohoto lůžka naznačuje, že lůžko zatěžuje patelární šlachu. Tento termín však může být zavádějící neboť patelární šlacha není hlavní oblastí zatíženou tímto typem lůžka.

Mediální stěna je mírně vykrojená v oblasti pes anserinus na mediální části tibie. V této na tlak tolerantní oblasti je hlavní zatížení (Kapp & Fergason, 2004).

TSB lůžko (Total surface bearing socket)

U TSB lůžka je zatížení rozloženo více rovnoměrně na celý jeho povrch než je tomu u lůžka PTB. Vychází z představy, že i oblasti citlivé na tlak mohou snést určité zatížení. Zastánci TSB lůžka často navrhují použití návleku ze speciálního materiálu, který pomáhá rozptýlit síly působící na pahýl (Kapp & Fergason, 2004).

Návleky

Nedílnou součástí některých lůžek jsou návleky (linery). Návleky zvyšují komfort a pomáhají protetikovi přizpůsobovat lůžko osobám s amputací, kterým se mění velikost a tvar pahýlu nebo které mají na pahýlu kostní výčnělky (Engstrom & Van de Ven, 1999).

Využití návleku může být vhodné v případě, kdy plný kontakt mezi pahýlem a lůžkem snižuje riziko otoků. Nevýhodou mohou být větší hmotnost, větší objem, poškození v průběhu času nebo zhoršená hygiena v důsledku absorbování potu (Seymour, 2002).

2.1.4 Zavěšení lůžka

Přípevnění lůžka k pahýlu je klíčovým faktorem pro optimální využívání vlastností protézy. Dobré zavěšení lůžka zvyšuje účinnost přenosu energie, maximalizuje kontrolu a minimalizuje nepohodlí a vznik oděrek (Engstrom & Van de Ven, 1999). Má za následek efektivní přenos sil z lůžka na pahýl tak, že osoba s amputací může provádět denní aktivity bez bolesti a poranění tkání (Beil, Street & Covey, 2002). Výběr optimálního zavěšení je rozhodující pro dosažení efektivní a bezpečné chůze. Nesprávné zavěšení může mít za následek diskomfort, pohyb protézy okolo pahýlu, poranění kůže, zvýšenou spotřebu energie, odchylky při chůzi a pády (Seymour, 2002). Parametry nejvhodnějšího zavěšení se mění v důsledku vnitřních obtíží, které nastávají, protože na tkáň, které nebyly dosud zatíženy, působí při chůzi vysoké tlaky (Beil, Street & Covey, 2002).

Materiál na konstrukci připojení lůžka a pahýlu je tvrdý (kůže, plast, kov) nebo měkký (neoprén, tkanina, měkká kůže) (Engstrom & Van de Ven, 1999). K připojení protetického lůžka k pahýlu amputované končetiny můžeme využít podtlaku, anatomického tvaru některých částí lidského těla, řemínků nebo pomocných kladkových kloubů (Michael, 2004).

Zavěšení pomocí podtlakuje k pahýlu velmi šetrné, a proto je uživatelům protéz velmi často doporučováno. Řadí se sem podtlaková lůžka, vnitřní elastické návleky (linery) a těsnící elastické manžety.

V případě, že podtlakové zavěšení není vhodné, je dalším nejlepším připojením protézy využití vhodných anatomických tvarů (tzv. skeletární zavěšení). Přestože síly při tomto zavěšení vytváří v některých oblastech větší tlaky než u podtlakového zavěšení, mnoho pacientů ho snáší lépe v počáteční fázi vybavování protézou (Michael, 2004).

Řemínkových zavěšení existuje velké množství. Jsou vhodné při změnách objemu pahýlu. Dříve se také používalo zavěšení pomocí kovových kladkových kloubů, které byly připojeny ke koženému pásu nebo stehennímu korzetu. Kvůli velké hmotnosti a diskomfortu souvisejícím s podpěrami se toto zavěšení vyskytuje jen vzácně.

Jiné dělení zavěšení protézy na pahýl uvádí May (2002):

- suprakondylární manžeta,
- punčocha,
- suprapatelární suprakondylární systém,
- systém se zámkem (shuttlelock system),
- podtlakové lůžko,
- stehenní korzet.

2.1.5 Protetický kloub

Protézy pro osoby s vyššími stupni amputace jsou v současné době téměř vždy opatřeny kolenním kloubem. Existuje více než 100 druhů různých protetických kolenních kloubů dostupných pro uživatele s různými stupni transfemorální amputace, exartikulace kolene nebo exartikulace kyčle (Engstrom & Van de Ven, 1999).

2.1.6 Mezikloubní segmenty

Část protézy, která zajišťuje spojení protetického lůžka s protetickým chodidlem, můžeme nazvat mezikloubní segment. Pro jeho konstrukci se využívá různý materiál. Engstrom a Van de Ven (1999) uvádí karbonová vlákna a kov (titan, hliník).

Tibiální segment

U osob s amputací nahrazuje bérec tibiální segment. Jeho součástí bývají další funkční komponenty (Michael, 2004):

- tlumič točivého momentu (torze),
- tlumič rázů.

Absorpce točivého momentu je užitečná k redukci tření mezi pahýlem a lůžkem, když rotuje kolem fixovaného chodidla. Tlumení vertikálních nárazů a rozptyl torzních sil je důležitý pro zlepšení komfortu a chůze (Engstrom & Van de Ven, 1999).

2.1.7 Protetické chodidlo

Protetické chodidlo je základem všech protéz kromě protéz pro osoby s částečnou amputací (partial foot). V ideálním případě protetické chodidlo duplikuje všechny aktivity normálního chodidla (May, 2002). Při výběru vhodného protetického chodidla musí protetik uvažovat o velkém množství faktorů. Mezi tyto faktory patří: předpokládaný stupeň aktivity uživatele, tělesná hmotnost, fyzická odolnost a snaha učit se efektivně využívat protetickou

pomůcku (Hayden, Evans, McPoil, Cornwall & Pipinich, 2000). Základní vlastnosti běžně dostupných protetických chodidel spadají do tří kategorií (Perry, 2004a):

- anatomická,
- biomechanická,
- dynamická.

Díky novým protetickým materiálům se rozšířila nabídka protetických chodidel. Výsledkem toho je, že pro protetika a lékaře předepisujícího protézu je mnohem těžší vybrat chodidlo, které je nejlepší pro konkrétní osobu s amputací (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Výsledky studie Postema, Hermens, de Vries, Koopman a Eisma (1997) ukázaly, že neexistuje jasná preference u osob s transtibiální amputací mezi chodidly s dynamickou odezvou a klasickými chodidly a že individuální preference těchto osob není ovlivněna věkem. Při předepisování optimálního protetického chodidla můžeme využít data z kvantitativní analýzy pohybu, která poskytují informaci o dynamickém chování různých chodidel (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Funkce protetického chodidla

Protetické chodidlo by mělo plnit následující funkce (May, 2002):

- simulace pohybu kloubů (normální funkce nohy dovoluje dorzální a plantární flexi, inverzi/everzi),
- simulace svalové aktivity (anatomická noha a kotník mají neuromuskulární strukturu, která poskytuje výraznou kontrolu pohybových aktivit jako jsou běh, skok, udržování rovnováhy nebo stoj na jedné noze),
- absorpce rázů (chodidlo potřebuje absorbovat síly vytvořené během stádia zatěžování),
- umožnit flexi v kolenním kloubu na začátku stojné fáze,
- stabilní základ opory (chodidlo musí tělo během stojné fáze chůze stabilizovat).

Zadní část všech protetických chodidel využívá určitých prostředků ke snížení rázů při rychlém zatížení paty. Tento mechanismus se výrazně liší od zdravé populace a také při použití různých typů protetických chodidel (Perry, 2004a).

Hlavní typy protetických chodidel

Mnoho v současnosti dostupných protetických chodidel pro osoby s transtibiální amputací se liší v pohyblivosti paty, kotníku a přednoží. Důvodem je různost konstrukce a materiálů

(Perry, 2004a). Engstrom a Van de Ven (1999) je dělí do dvou základních skupin podle toho, jestli mají nebo nemají kloub. Každou z kategorií můžeme dále členit:

chodidla s kloubem

- jednoosé chodidlo,
- víceosé chodidlo,

chodidla bez kloubu

- chodidlo SACH,
- chodidlo s dynamickou odezvou.

Jiné dělení uvádí May (2002), která používá jako kritérium způsob odezvy chodidla. Dělí je na:

chodidla bez dynamické odezvy

- chodidlo SACH,
- jednoosé chodidlo,

chodidla s dynamickou odezvou.

Michael (2004) klasifikuje protetická chodidla do pěti koncepčních skupin:

- jednoosé chodidlo,
- chodidlo SACH,
- víceosé chodidlo,
- chodidlo s flexibilním skeletem,
- chodidlo s dynamickou odezvou.

Každá ze skupin chodidel se hodí pro některou skupinu uživatelů a každá má také určité limity. Mezi protetickými chodidly bychom našli také smíšené konstrukční typy, které patří do více skupin.

Jednoosé chodidlo

Před rokem 1950 bylo chodidlo s jednoosým kloubem jedinou široce dostupnou alternativou pro osoby s amputací dolní končetiny. Jednoosé chodidlo se skládá z vnitřního skeletu, pěnového obalu, kovového jednoosého kloubu a plantiflekčního popřípadě i dorziflekčního tlumiče (Seymour, 2002).

Díky tomu, že se jedná o chodidlo s kloubem, je fáze plného kontaktu s podložkou dosaženo dříve než při použití jiných chodidel. Vytváří se extenční moment v kolenním kloubu, který zvyšuje pasivní stabilitu kolene. Zvýšení této stability je primární indikací tohoto typu chodidla.

Nevýhodou je, že kotníkový mechanismus zvyšuje hmotnost chodidla a vyžaduje další servis. Protože osoby s amputací obecně preferují lehčí chodidla vyžadující co nejmenší údržbu, je jednoosé chodidlo v současné době využíváno spíše jen pro osoby s nestabilním kolenním kloubem (Michael, 2004).

Chodidlo SACH

Již v samotném názvu chodidla jsou vyjádřeny jeho základní konstrukční vlastnosti: tuhý kotník (Solid Ankle) a vyměkčená pata (Cushion Heel). Chodidlo SACH se skládá ze skeletu, který je obklopen tvarovaným vnějším pěnovým obalem (Seymour, 2002).

Toto chodidlo bylo vynalezeno v 50. letech 20. století. Ve srovnání s jednoosým chodidlem je lehčí, odolnější, levnější a nenáročné na údržbu. Vyznačuje se dobrou funkčností, ekonomičností a životností, avšak nevýhodou je limitace při chůzi vpřed (Perry, 2004a).

Při stlačení paty se chodidlo přiblíží k podložce a dochází k simulaci plantární flexe. Vyměkčená pata má za následek menší plantiflekční moment těsně po počátečním kontaktu (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002). V závěru stojné fáze, kdy se pata chodidla odlepuje od podložky, se flexibilní segment prstů ohne a umožní odval.

Tento typ chodidla je oblíbený u malých dětí a je často využíván v přípravné fázi a u uživatelů, jejichž fyzická kondice předem zamezuje chůzi více než několika kroků (Michael, 2004). Nevýhodou tohoto chodidla je limitovaná dorzální flexe a absence propulze ve fázi koncového stoje (Seymour, 2002).

Víceosé chodidlo

Víceosé chodidlo umožňuje pohyb nejen v sagitální rovině (plantární a dorzální flexe), ale také v omezeném rozsahu v rovině frontální (inverze a everze).

Protože hmotnost a náročnost údržby jsou podobné jako u jednoosého chodidla a cena je pouze mírně vyšší, mnoho lékařů při výběru chodidla s kloubem upřednostňuje víceosé chodidlo (Michael, 2004).

Víceosé chodidlo se skládá z vnitřního skeletu, vytvarovaného obalu chodidla, středového pryžového bloku omezujícího dorzální a plantární flexi a transverzálního hlezenní kloubu, který umožňuje inverzi, everzi a rotaci (Seymour, 2002). Toto chodidlo je vhodné pro chůzi po nerovném terénu, a proto je doporučováno např. turistům, avšak může vyhovovat i jiným osobám, které vyžadují větší mobilitu v kotníku.

Mezi nevýhody tohoto chodidla můžeme řadit zhoršenou stabilitu na rovných površích, větší hmotnost a náročnou údržbu (Seymour, 2002).

Chodidlo s flexibilním skeletem

Po dlouhou dobu panoval názor, že chodidlo musí mít pevné přednoží k poskytnutí dostatečné stability při chůzi. Chodidlo s flexibilním skeletem je téměř celé složeno z pružné polyuretanové směsi. Skelet je v tomto případě vyroben z pevné pryže a rozprostírá se až za oblast metatarzů do oblasti prstů. Výsledkem je, že přednoží je velmi ohebné a umožňuje pronaci nebo pupinaci (inverzi, everzi). Flexibilní skelet také ulehčuje odval a chůze je pak pro osoby s amputací snazší.

Plantární povrch tohoto chodidla je zpevněn pevnými pásy analogickými s plantární fascií biologického chodidla. Jakmile osoby s amputací přenesou svou hmotnost na přednoží, pás se napne a postupně vyztuží palec k dosažení odrazu (Michael, 2004).

Chodidlo s flexibilním skeletem je dobře akceptováno mnoha osobami s amputací a tak je často díky svému hladkému odvalu využíváno u osob s amputací v přípravné fázi. Zvyšuje se také jeho oblíbenost u pediatrických protéz, zejména u menších, lehčích předškolních dětí. Toto chodidlo není doporučováno pro aktivity vyžadující rychlý odraz (Michael, 2004).

Chodidlo s dynamickou odezvou (dynamické chodidlo)

Chodidlo s dynamickou odezvou je charakteristické pružným skeletem, který umožňuje absorpci energie na začátku stojné fáze, její uchování a následné navrácení při odrazu. Můžeme se setkat také s názvem chodidlo s uložením energie (energy storing foot).

Chodidla s dynamickou odezvou byla vynalezena z počátku pro klienty, kteří chtějí být aktivní a provádějí aktivity jako běhání a skákání. Postupně však dosáhla širokého uplatnění jako efektivní součást ke zlepšení chůze (Gitter, Czerniecki & DeGroot, 1991) a nyní se stala hlavním typem chodidel využívaných v protetice (May, 2002). Od jejich zkonstruování v polovině 80. let se tato chodidla postupně stala jedním z nejběžněji předepisovaných komponent ve světě (Michael, 2004).

Byly vyvinuty dvě základní konstrukce: s krátkou pružinou uvnitř chodidla a dlouhou pružinou, která se rozprostírá od prstů až k bérce (Perry, 2004a).

Při použití dynamického typu chodidla se u osob s amputací rozsah pohybu více blíží normální populaci a chůze je více symetrická (Seymour, 2002). Za možnou kontraindikaci lze považovat situaci, kdy osoby s amputací nejsou schopny nebo ochotny zatěžovat přednoží. V tomto případě je pružnost přednoží nefunkční (Michael, 2004).

2.2 Nastavení protézy

Optimální parametry jednotlivých komponent při stavbě protézy nemusí automaticky zaručovat její funkčnost. Velký význam má správné nastavení jednotlivých komponent. Konstrukce protetických komponent, výběr a nastavení protézy jsou u osob s amputací podřízeny cíli dosáhnout optimální chůze (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Nastavení protézy můžeme definovat jako orientaci protetických součástí vůči sobě navzájem (Geil & Lay, 2004) nebo jako geometrické uspořádání protetické končetiny tj. vztah mezi lůžkem, chodidlem a ostatními součástmi protézy (Solomonidis, 1991). Zahedi, Spence, Solomonidis a Paul (1986) definují nastavení protézy jako pozici lůžka vzhledem k ostatním protetickým komponentám končetiny.

Správné nastavení zabezpečuje optimální funkci protézy a významným způsobem ovlivňuje komfort i funkci protézy a tím i způsob života uživatele protézy.

Kvalita nastavení protetického chodidla je výrazně ovlivněna subjektivním hodnocením protetika a pacienta. Cílem výzkumu v této oblasti je proces nastavování protézy objektivizovat. Pro dosažení správného nastavení je tato objektivizace hodnocení protetika a pacienta nepostradatelná (Peeraer & De Roy, 2002). Kvantifikace nastavování protézy a znalost primárních cílů tohoto procesu by mohly vést k vytvoření jednotného přístupu, ke zdokonalení dokumentace rehabilitačních výsledků a mohly by být důležitým krokem k vytvoření celkových kritérií optimalizace chůze u osob s amputací (Geil & Lay, 2004).

Nastavování protézy je prováděno v několika krocích. Vzájemné nastavení jednotlivých komponent se mění při základním, statickém i dynamickém nastavení.

2.2.1 Montáž a základní nastavení

Při zhotovování je nová protéza nejdříve nastavena do základního nastavení (bench alignment) (Geil & Lay, 2004). Toto základní sestavení protézy provádí protetik bez pacienta. Určuje tím prostorové uspořádání protézy mezi pahýlovým lůžkem a protetickým chodidlem s ohledem na doporučení výrobce chodidla a vzhledem k získaným údajům o pacientovi.

2.2.2 Statické nastavení

Při statickém nastavování se jedná o úpravu základního nastavení s ohledem na stabilitu pacienta v protéze ve stoji. Správně nastavená protéza by u uživatele při stoji neměla vyvolávat žádné výrazné momenty sil, které by musely být kompenzovány stejně velkými

momenty reakční síly. Pacient by se tedy pro udržení vzpřímeného postavení neměl naklánět ani uklánět a měl by mít zátěž rozloženou na obě končetiny rovnoměrně.

Pokud tomu tak není, a pacient může dosáhnout rovnovážného stavu na protéze pouze pomocí nepřirozeného držení těla nebo s vynaložením nadměrné svalové práce, pak protéza není nastavena správně (Heim & Kaphingst, 2002).

Statické nastavení lůžka transtibiální protézy obvykle bývá v 5° až 10° flexi. Lůžko ve vertikálním postavení by zvýšilo pravděpodobnost vysouvání pahýlu z lůžka v okamžiku, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou a zasouvání pahýlu v okamžiku, kdy chodidlo v kontaktu s podložkou je (Seymour, 2002). Tyto pohyby na rozhraní pahýlu a protetického lůžka zvyšují tření mezi lůžkem a kůží, což může mít za následek diskomfort uživatele a poranění pokožky.

2.2.3 Dynamické nastavení

Při dynamickém nastavování je cílem upravit statické nastavení protézy s ohledem na chůzi pacienta v protéze. Správná dynamická stavba by měla být výsledkem týmového posouzení (protetik, fyzioterapeut, lékař, ...). Cílem je dosáhnout co nejlepší funkce a komfortu (Zahedi, Spence, Solomonidis & Paul, 1986).

Při dynamickém nastavování protetik subjektivně posuzuje dané nastavení s ohledem na zpětnou vazbu pacienta. Protetik sleduje chůzi pacienta při různém nastavení (Kapp & Ferguson, 2004). Při provádění změn nastavení hrají roli zkušenosti protetika, schopnost odhalit příčiny odchylek při stoji, informace o oblastech přetížení na rozhraní pahýlu a lůžka a zpětná vazba poskytnutá pacientem (Fridman, Ona & Isakov, 2003). Změny se provádí až do té doby, kdy je dosaženo optimálního nastavení.

Klíčové fáze krokového cyklu, které jsou při dynamickém nastavení posuzovány, jsou nášlap na patu, mezistoj a odraz prstů (Heim & Kaphingst, 2002). Všechny tři fáze jsou při chůzi posuzovány z frontálního, laterálního a dorzálního pohledu.

Pro optimalizaci dynamického nastavení protézy máme k dispozici pět možností nastavení protetického chodidla: posun chodidla anteroposteriorně, posun chodidla mediolaterálně, nastavení chodidla do plantární nebo dorzální flexe, nastavení chodidla do pronace nebo supinace, nastavení chodidla do vnější nebo vnitřní rotace (Heim & Kaphingst, 2002). Dále je možné pracovat také s délkou protézy.

Anteroposteriorní posun chodidla

Správné anteroposteriorní seřízení polohy protetického chodidla rozloží hmotnost rovnoměrně mezi patu a přednoží. To má za následek hladkou (plynulou), energeticky efektivní chůzi zahrnující kontrolovanou flexi v kolenním kloubu po úderu paty, hladký odval a odraz paty před počátečním kontaktem paty na kontralaterální končetině (Kapp & Fergason, 2004). Důsledkem správné anteroposteriorní polohy lůžka by mělo být zatížení těch oblastí v lůžku, které jsou tolerantní na tlak.

Tento posun mění délku efektivní páky na přednoží a patě, což má za následek změny v momentech síly.

Ovlivňuje také stabilitu kolenního kloubu, protože posun chodidla posteriorně zvyšuje tendenci ke kolenní flexi, zatímco posun chodidla anteriorně zvyšuje tendenci ke kolenní extenzi (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002).

Posunutí chodidla dozadu se při nášlapu na patu projeví prodloužením páky zánoží, což má za následek zvýšení nároků na stabilizaci kolenního kloubu. Při odvalu prstů zvýšené nároky na stabilizaci kolenního kloubu přetrvávají, ale postup odvalu se zlehčuje (Heim & Kaphingst, 2002). Je-li chodidlo nastaveno příliš posteriorně, tlaky působící v lůžku jsou v okamžiku kontaktu protézy s podložkou a v okamžiku před odrazem prstů na distálně anteriorní a proximálně posteriorní oblasti pahýlu zvýšené (Seymour, 2002).

Posunutí chodidla dopředu se projeví při nášlapu zkrácením páky zánoží a při odvalu prstů prodloužením páky přednoží. S tím stoupá jistota v kolenním kloubu, ale ztěžuje se odval chodidla (Heim & Kaphingst, 2002). Při nastavení příliš anteriorně se zvýší tlak na distálně posteriorní a proximálně anteriorní oblasti pahýlu.

Mediolaterální posun chodidla

Správné mediolaterální seřízení polohy chodidla zatěžuje proximomediální a distolaterální části pahýlu, což napomáhá vytvořit optimální situaci pro moment v kolenním kloubu v mezistoji a poskytuje optimální zatížení mediálního výběžku tibie (Kapp & Fergason, 2004).

Jestliže je chodidlo umístěno příliš mediálně, protéza má tendenci k rotaci a vzniká větší tlak na proximálně mediální a distálně laterální oblasti pahýlu (Seymour, 2002). Může dojít ke vzniku točivých momentů, které mají tendenci naklánět chodidlo laterálně a vytáčet špičku ve směru vnější rotace. V mezistoji vzniká točivý moment, který způsobuje laterální klopýtnutí nebo zakolísání pacienta (Heim & Kaphingst, 2002). Pacient tomu může zabránit

tím, že končetina s protézou bude směřovat do větší abdukce. Celkově lze říci, že mediální posunutí chodidla je nefyziologické a neekonomické (Heim & Kaphingst, 2002).

Jestliže je chodidlo umístěno příliš laterálně, vzniká větší tlak na hlavičku fibuly a v distálně mediální oblasti pahýlu (Seymour, 2002). Mírné laterální posunutí působí v mezistoji stabilizačně, avšak příliš velké posunutí způsobuje větší tlaky na pahýlu pacienta (Heim & Kaphingst, 2002).

Změna výšky protézy

Správná výška protézy má za následek hladkou a symetrickou chůzi bez nadměrného naklánění na jednu nebo druhou stranu (Kapp & Ferguson, 2004). Měla by zajistit také optimální rozložení hmotnosti na obě končetiny, bez výrazného přetěžování některé z nich.

Nastavení chodidla do plantární a dorzální flexe

Změna úhlové polohy chodidla v sagitální rovině ovlivňuje průběh flekčního momentu, extenčního momentu (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002) a hodnoty anteroposteriorní složky reakční síly (Solomonidis, 1991).

Chodidlo nastavené do zvýšené plantární flexe v mezistoji způsobuje větší zatížení přední části chodidla nebo odlehčení patní části. Výhodou může být, že toto nastavení zvyšuje jistotu v kolenním kloubu (Heim & Kaphingst, 2002). Nevýhodou je, že k vykonání odvalu přes přední část musí uživatel vynaložit větší úsilí. Má-li chodidlo tvrdší patu vzniká velmi rychle plantiflekční moment, který urychluje flexi v kolenním kloubu.

Při nastavení chodidla do dorzální flexe dochází později k plnému kontaktu chodidla s podložkou.

Nastavení chodidla do vnitřní a vnější rotace

Správné vytočení chodidla ovlivňuje jak vzhled, tak funkčnost protézy. Můžeme ho vyjádřit úhlem mezi směrem dopředného pohybu a mediálním okrajem protetického chodidla. Transtibiální protéza je při základním nastavení v takové poloze, že chodidlo (jeho mediální okraj) má směr rovnoběžný se směrem chůze. Při chůzi to má za následek mírnou vnější rotaci protetického chodidla, čímž se hodnota rotace blíží hodnotám na zdravé končetině (5° až 7°) (Kapp & Ferguson, 2004). Toto nastavení může být změněno tak, aby poloha protetického chodidla během chůze vizuálně odpovídala poloze chodidla zdravé končetiny.

2.3 Biomechanická analýza chůze

Chůze člověka může být zhodnocena jak pomocí subjektivního pozorování tak pomocí různých kvantitativních měření. Klinické hodnocení chůze je obecně založeno na subjektivních informacích od pacienta a subjektivním pozorování jeho chůze. Reliabilita takového hodnocení je evidentně nízká (Olsson, 1990), a proto je třeba provedení chůze objektivizovat a kvantifikovat. V naší práci jsme se zaměřili na kinematickou a dynamickou analýzu chůze.

2.3.1 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza poskytuje informace o vzájemné poloze jednotlivých segmentů těla. Při kinematické analýze chůze u vybraných bodů (segmentů) lidského těla měříme kinematické veličiny jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení), čas.

Abychom mohli určit polohy bodů a z nich vyplývající polohy segmentů a celého těla je nezbytné definování souřadného systému. Nejčastěji používaným je kartézský systém souřadnic, méně často se setkáváme s určením polohy bodu pomocí polárních souřadnic (Janura & Zahálka, 2004). Při analýze pohybu musí být definovány dva souřadné systémy: globální nebo také laboratorní souřadný systém (GCS) a lokální souřadný systém (LCS) (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004). Globální systém obvykle vymezuje prostor měření a v průběhu měření se nemění. Za lokální systém můžeme považovat anatomický souřadný systém, který se mění segment od segmentu (Winter, 2004). Při analýze chůze jde o to, najít vztah mezi globálním souřadným systémem (laboratoř) a lokálními souřadnými systémy jednotlivých segmentů, které jsou určovány z vnějších značek umístěných na těle zkoumané osoby. K nalezení tohoto vztahu slouží proces kalibrace (viz dále).

Kinematické metody a techniky můžeme dělit několika způsoby. Metody se zpravidla liší v tom, jaké kinematické veličiny přímo měří nebo v tom, jakým způsobem z těchto veličin odvozují další informace o měřeném jedinci. Janura a Zahálka (2004) kinematické metody dělí takto:

- goniometrie,
- akcelerometrie,
- stroboskopie,
- systémy pracující na elektromagnetickém principu,

- systémy využívající akustické senzory,
- optoelektrické systémy.

Winter (2004) dělí kinematické metody podle toho zda měřící zařízení analyzuje měřenou veličinu přímo nebo pomocí zobrazení:

1. přímé
 - goniometrie,
 - akcelerometrie.
2. zobrazovací
 - kinematografie (videografie),
 - televizní,
 - optoelektrické techniky.

V obou těchto děleních chybí zařízení, která měří přímo časové parametry chůze. Jsou to dotykové koberce, které rozlišují zda je objekt (končetina, část končetiny) v kontaktu s podložkou. Můžeme zde zařadit také stélky se spínači (footswitch), které mohou být umístěny do bot nebo přilepeny na chodidla. Olsson (1990) se zmiňuje o stélce, která má senzory na patě, hlavičce pátého a prvního metatarzu a na palci.

Vzhledem k zaměření práce a k použitým metodám se dále budeme zabývat již jen zobrazovacími metodami. Kirtley (2006) je dělí do čtyř základních skupin:

- optické (VICON, Peak Performance, CODA, SIMI, Ariel Dynamics, ...),
- elektromagnetické (FasTrak),
- ultrazvukové (Zebris),
- setrvačné (využívají kombinaci miniaturních elektromechanických snímačů).

Každé měření je zatíženo určitou chybou. Chyby měření můžeme klasifikovat podle místa vzniku v měřicím procesu (Janura & Zahálka, 2004):

- přístrojové (instrumentální),
- metodické,
- teoretické,
- statistické,
- subjektivní.

Většina komerčních kinematických systémů je dostatečně přesná při měření polohy končetin a úhlů v kloubech. Výpočet lineární a úhlové rychlosti však vyžaduje derivace dat polohy, což zvyšuje chyby měření (Whittle, 1997).

Umístění značek a záznam pohybu

Poloha segmentů těla je určována pomocí vybraných anatomických bodů. K umístění značek na končetiny jsou využívány dva rozdílné přístupy. První z metod využívá připevňování značek na kůži zpravidla nad kostní anatomické body. Poloha a orientace segmentu končetiny je definována pomocí polohy těchto značek. Při druhém postupu připojíme buď přímo nebo pomocí konstrukce sadu nejméně tří značek na každý segment tak, že jeho poloha a orientace může být určena v třídimenzionálním prostoru. Pohyb jednoho segmentu vzhledem k druhému a poloha kloubu může být pak odvozena matematicky (Whittle, 1997). Zatímco u 2D analýzy jsou k definování segmentu nutné dvě značky u 3D analýzy by to měly být tři značky (Kirtley, 2006).

S přihlédnutím k typu použitých systémů a podle způsobu řešení dané úlohy můžeme značky rozdělit do dvou skupin (Janura & Zahálka, 2004):

- pasivní,
- aktivní.

Pozornost je třeba věnovat tomu, aby nedocházelo k pohybu značek způsobených pohybem měkkých tkání a aby značky subjekt nerušily natolik, že by ovlivňovaly jeho provedení pohybu.

Nejčastěji jsou značky k definování polohy segmentů dolní končetiny umístěny na těchto bodech pravé i levé končetiny:

- hlavička 5. metatarzu,
- malleolus lateralis,
- epicondylus lateralis femoris,
- trochanter major.

Při vyšetřování pohybu pánve vystačíme s třemi body pro všechny tři roviny pohybu (Kirtley, 2006). Jedná se o tyto body:

- spina iliaca anterior superior dextra (SIAS P),
- spina iliaca anterior superior sinistra (SIAS L),
- processus spinosus 2. křížového obratle (S2).

Soubor značek pro definování segmentů lidského těla pro potřeby kinematické analýzy nalezneme např. v publikaci Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen a Whittlesey (2004).

Pohyb pánve v rovině frontální nazýváme úklon pánve (pelvic obliquity, lateral pelvic tilt nebo pelvic list), v rovině sagitální náklon pánve (pelvic tilt) a v rovině transverzální rotace pánve (pelvic rotation).

Pro analýzu chůze je téměř výhradně používána 3D analýza. Orientace a uspořádání kamer není při 3D nastavení tak rozhodující jako u 2D nastavení (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004), kde musí být optická osa kamery kolmá na rovinu pohybu. Hlavním kritériem je, aby byl každý sledovaný bod viditelný z minimálně dvou kamer. Máme-li možnost dodržet uvedené pravidlo i při různé poloze kamer, volíme takové rozmístění, kdy se úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů blíží 90° (Janura & Zahálka, 2004).

Vyhodnocení záznamu – určení obrazových souřadnic bodů

Abychom získali souřadnice zkoumaných bodů je nutné zjistit jejich pozici na záznamu. To můžeme provádět buď manuálně nebo s pomocí automatického systému. U aktivních značek systém vyhodnocuje jejich pozici na základě signálu, který vysílá značka. U pasivních značek je určování souřadnic založeno na kontrastu značky a jejího okolí. Systém vyhledává polohu značek podle předchozích snímků a určuje geometrický střed kontrastní plochy značky. Problémem může být to, že kamera snímá i další světelné podněty (Whittle, 1997). Využití v jiných než laboratorních podmínkách je tedy velmi omezené.

Kalibrace a transformace souřadnic

Provedení kalibrace při analýze záznamu pohybu je jedním ze základních kroků, který slouží k určení závislostí mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu (Janura & Zahálka, 2004).

Při kinematické analýze můžeme rozlišovat kalibraci kamery a kalibraci snímaného prostoru. Parametry, které souvisí s kalibrací kamery, můžeme rozdělit na vnitřní a vnější. Transformace souřadnic je proces, ve kterém dochází k převedení rovinných obrazových souřadnic do skutečných (reálných) prostorových souřadnic bodu (Janura & Zahálka, 2004). Pro výpočet 3D souřadnic může být využita přímá lineární transformace (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

Podstatou kalibrace prostoru je nasnímání souboru kalibračních bodů ze všech kamer. Při 3D analýze je soubor kalibračních bodů umístěn do známé pozice v prostoru, často do počátku globální soustavy souřadnic (Janura & Zahálka, 2004). Skutečné vzdálenosti těchto bodů jsou známy. Vztah mezi těmito známými 3D pozicemi značek a jejich 2D projekcemi do snímků z různých kamer je dopočítán. Když se zkoumaný subjekt pohybuje před kamerami ve zkalibrovaném prostoru, tento postup se „obrátí“ a z 2D pozic bodů

na snímku každé z kamer jsou vypočítány 3D pozice bodů subjektu v reálném prostoru laboratoře.

Jak už bylo řečeno, je potřebné, aby každá ze značek byla viditelná alespoň ze dvou kamer. Pokud je značka v některém okamžiku vidět pouze z jedné kamery, její třídimenzionální pozici nelze vypočítat, avšak je možné její polohu odhadnout využitím dat z dřívějších a pozdějších snímků (Whittle, 1997).

Úprava vyhodnocených dat a odvození úhlových charakteristik

Při digitalizaci pozic značek je nemožné dosáhnou dokonalé přesnosti (Kirtley, 2006). Malé odchylky v souřadnicích vedou k tzv. digitalizačnímu šumu v měření. Abychom tento šum odstranili a zůstala nám data co nejvíce se blížíci skutečným reálným polohám bodů, provádíme vyhlazení dat nebo filtrování dat.

Mezi základní postupy pro vyhlazení hrubých dat patří polynomická regrese (využití polynomů) a interpolace s využitím splajnů. V současné době je použití polynomů pro vyhlazení hrubých hodnot poměrně ojedinělé (Janura & Zahálka, 2004). Šum můžeme také redukovat filtrováním signálu tak, že signál s nízkou frekvencí (trajektorie bodů) ponecháme a vysokofrekvenční signály (šum) blokuje (Kirtley, 2006).

Výběr hraniční frekvence není náhodný. Záleží na povaze měřených dat. Pokud by byla frekvence příliš nízká, data by byla „přehlazená“. Jinými slovy by došlo k odfiltrování i signálu, který souvisí s analyzovaným pohybem. U příliš vysoké mezní frekvence by v signálu zůstal šum. Kirtley (2006) uvádí pro chůze jako optimální hraniční frekvenci filtrování šestinásobek frekvence dvojkroku. Tedy při rychlosti 120 kroků za minutu (60 dvojkroků) je frekvence chůze 1 Hz a hraniční frekvence pro filtrování by měla být 6 Hz.

K určení vzájemné orientace dvou souřadných systémů nebo úhlů v kloubech může být využito několik různých metod. Úhel segmentu reprezentuje orientaci daného segmentu v globálním souřadném systému laboratoře (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004). Z klinických důvodů je hodnota vypočítaného úhlu transformována podle pravidel založených na anatomické poloze kloubu (Kirtley, 2006).

2.3.2 Dynamická analýza chůze

Dynamická analýza se zabývá měřením sil a veličin z těchto sil odvozených (tlak). Při dynamické analýze chůze nejčastěji měříme reakční sílu podložky (F_{REA}) na silových plošinách (dynamografie) a rozložení a velikost tlaku na kontaktu chodidla s podložkou. V oblasti protetiky je žádoucí také analýza tlaků na rozhraní pahýlu a lůžka.

Silová plošina umožňuje měření celkové síly, kterou působí chodidlo na podložku, avšak neukazuje velikosti této síly v různých částech chodidla (Whittle, 1997). Silová plošina má obvykle čtyři podstavce umístěné blízko rohů plošiny. V každém z rohů plošiny je zpravidla umístěn jeden tříosý snímač síly. V současné době jsou v komerčně dostupných silových plošinách využívány dva typy senzorů: tenzometrické a piezoelektrické (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

Dynamografie

Reakční síla podložky

Výstupním parametrem z měření na silových plošinách je vektor reakční síly podložky. Tento vektor může být popsán devíti veličinami. Tři vzájemně kolmé složky silového vektoru jsou označeny jako F_x , F_y , F_z , tři prostorové souřadnice x , y , z popisují působíště silového vektoru reakční síly podložky (centre of pressure – COP) vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny a dalšími třemi veličinami jsou vzájemně kolmé momenty síly M_x , M_y , M_z , které jsou určeny vzhledem k počátku soustavy. Z těchto devíti parametrů se zajímáme zejména o šest veličin (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004; Whittle, 1997):

- tři složky vektoru reakční síly,
- souřadnice x a y působíště vektoru reakční síly,
- moment síly vzhledem k vertikální ose.

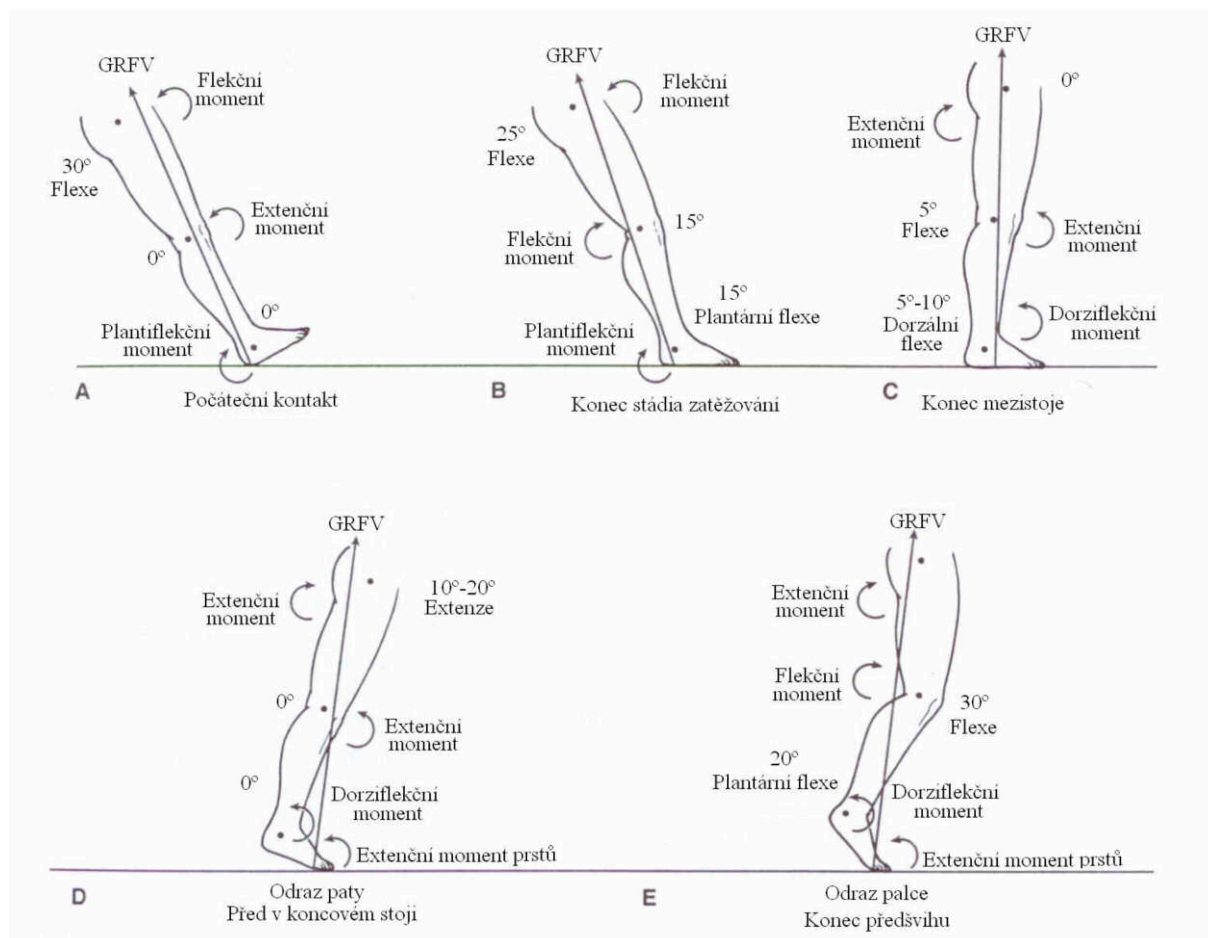
Moment síly a výkon

Z vektoru reakční síly, kinematických a antropometrických parametrů můžeme odvodit moment síly produkovaný v kloubu, mechanický výkon svalů a změny energie z něho vyplývající a mechanickou práci.

Vektor reakční síly má tendenci způsobovat rotaci v kloubech dolní končetiny, která musí být kontrolována vazy nebo svaly. Tato tendence způsobovat rotaci se nazývá moment síly (Chao & Cahalan, 1990). Směr vektoru reakční síly v některých okamžicích krokového cyklu je znázorněn na obrázku 1. Pro směr otáčivého účinku momentu síly v kloubu v sagitální rovině je rozhodující, jestli vektor prochází před nebo za daným kloubem.

Vnější pohyby okolo kloubu jsou výsledkem reakční síly podložky. Vnitřní moment, který vyrovnává působení reakční síly je výsledkem svalové akce (Gage, 1991). Můžeme tedy díky momentům usuzovat na probíhající svalovou činnost.

Obrázek 1 Vektor reakční síly podložky a vnější momenty síly v kloubech dolní končetiny ve vybraných okamžicích krokového cyklu (upraveno podle Levangie & Norkin, 2001)



Množství energie při pohybu (výkon) můžeme vypočítat vynásobením velikosti svalové síly F a rychlosti zkrácení svalu v (Kirtley, 2006). U rotačních pohybů výkon vypočítáme vynásobením momentu síly M a úhlové rychlosti ω . Z jeho hodnot můžeme usuzovat, zda dochází k absorpci nebo tvorbě energie. Kladná hodnota znamená tvorbu energie, záporná její absorpci. Během koncentrické kontrakce sval energii vytváří, zatímco při excentrické ji absorbuje.

Měření tlaku na kontaktu chodidla s podložkou

Měření tlaku pod chodidlem je metoda analýzy chůze, která může mít specifický význam u osob, u kterých může být zvýšený tlak v některých částech chodidla rizikový (Whittle, 1997). Plantární tlaky můžeme měřit při stoji, chůzi či běhu.

Senzory pro měření tlaku jsou většinou vodivostní nebo kapacitní (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004). Princip měření je založen na tom, že měřicí zařízení se skládá z vícevrstevných materiálů, které jsou součástí elektrického obvodu. Kapacitní senzory

se skládají ze dvou elektricky vodivých plátů oddělených tenkou vrstvou nevodivého dielektrického materiálu, zatímco u vodivostních senzorů jsou dva vodivé pláty odděleny vodivým materiálem, který má však jiné elektrické vlastnosti než vnější vrstvy a způsobuje elektrický odpor. Při působení síly na senzor se zmenší vzdálenost mezi vnějšími vodivými pláty a je stlačena vnitřní vrstva, čímž se mění velikost měřeného elektrického náboje (charge) mezi vnějšími vrstvami (kapacitní senzor) nebo se změní velikost elektrického odporu (vodivostní senzor).

Některé systémy využívají také jednotlivé piezokeramické senzory (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

Zařízení na měření tlaku jsou nejčastěji konstruována jako tlakové plošiny a tlakové stélky (Kirtley, 2006). V současné době jsou dostupné také pružné měřicí pásky, které mohou být využity např. pro měření tlaku uvnitř lůžka protězy.

Výhoda měřících zařízení pro měření tlaku je v tom, že umožňují na rozdíl od silových plošin zkoumat různé oblasti chodidla odděleně.

Velikost naměřeného tlaku může být zobrazena několika způsoby. Je možné spojit místa se stejnou velikostí tlaku čarou (izobara) nebo odlišit velikost tlaků barevně. Základním výstupem při analyzování dat z tlakových plošin je závislost velikosti tlaku v daných oblastech na čase.

Měření tlaku v lůžku protězy

Rozložení tlaků na rozhraní pahýlu a protetického lůžka je rozhodující při konstrukci lůžka a jeho přizpůsobování (Mak, Zhang & Boone, 2001). Měření velikosti tlaků na rozhraní pahýlu a lůžka může poskytnout hodnotnou informaci v procesu výroby, stavby a modifikace lůžka (Polliack, Craig, Sieh, Landsberger & Mcneal, 2002).

Měření tlaku na styčných plochách by mělo umožnit sledování povrchových (kolmých na povrch) a smykových tlaků, aniž by došlo k výrazné změně původních podmínek v lůžku. Pro tlaková měření v lůžku byla vyvinuta celá řada snímačů. Podle jejich principu mohou být klasifikovány na (Mak, Zhang & Boone, 2001):

- snímače plněné tekutinou,
- pneumatické (vzduchové) snímače,
- tenzometry měřící vychýlení membrány,
- tenzometry s nosníkem,
- plošné obvodové pláty snímačů.

Systemy komerčně navrhnuté pro měření tlaků v lůžku jsou např.: Rincoe Socket Measurement system, Tekscan F-Socket Pressure Measurement system nebo Novel Pliance 16P system (Mak, Zhang & Boone, 2001). Klinické hodnocení validity prvních dvou výše jmenovaných systémů provedli Polliack et al. (2002). Systém F-Socket se podle těchto autorů vyznačoval větší přesností. Oba systémy jsou adekvátní při určování oblastí vysokého tlaku na rozhraní lůžka a pahýlu pro klinické účely, avšak měly by být využívány s obezřetností.

2.4 Chůze a krokový cyklus u zdravé populace

2.4.1 Chůze

Lidská chůze je jedním z nejtěžších pohybových úkolů, který se učíme, avšak po jejím zvládnutí, se stává téměř podvědomou činností (Olsson, 1990). Je základní pohybovou aktivitou a jako taková je často předmětem zkoumání. Normální lidská chůze a běh může být definována jako způsob lokomoce zahrnující užívání obou končetin střídavě k provádění opory a propulze (Whittle, 1997). Kirtley (2006) definuje chůzi jako metodu lokomoce charakterizovanou fázemi zatěžování a nezatěžování končetin. Smidt (1990) považuje chůzi za způsob pohybu těla z místa na místo, střídavými a opakujícími se změnami poloh dolních končetin s podmínkou, že nejméně jedna končetina je v kontaktu s podložkou.

Svaly vytváří aktivní sílu potřebnou k zahájení pohybu, zrychlení a zpomalení rychlosti pohybu končetiny. Hmotnost segmentů končetiny ovlivňuje tíhovou a setrvačnou sílu. Působení těchto sil vyvolává reakční síly. Nejvýznamnější je reakční síla podložky ve stejné fázi krokového cyklu (Perry, 2004b).

Přestože je vzorec chůze pro každého člověka unikátní stejně jako jeho osobnost (Chao & Cahalan, 1990), měla by splňovat některá základní kritéria. Saunders, Inman a Eberhart (1953) považovali za hlavní úkol chůze pohyb těžiště prostorem takovým způsobem, který vyžaduje co nejmenší energetický výdej. Identifikovali šest proměnných, které ovlivní energetický výdej:

- rotace pánve,
- náklon pánve,
- flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi,
- součinnost chodidla, hlezenního a kolenního kloubu,
- laterální posun pánve.

Redcliffe (1962) kromě výše zmíněných doplňuje také flexi v kyčelním kloubu. Rozhodujícími funkcemi dolních končetin ve stejné fázi jsou nesení hmotnosti těla, udržování vzpřímeného postavení, pohyb těla dopředu a posunutí končetiny dopředu při každém následném kroku (Sanderson & Martin, 1997). Gage (1991) uvádí, že chůze normální populace má pět hlavních rysů, které jsou u patologické chůze nejčastěji narušeny:

- stabilita ve stejné fázi,
- dostatečná výška chodidla nad podložkou,
- vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi,

- adekvátní délka kroku,
- uchování energie.

Každý z těchto rysů je při chůzi velmi důležitý. Při nedostatečné stabilitě může dojít k pádu, nedostatečná výška chodidla nad podložkou může mít za následek zakopnutí. Ve švihové fázi by mělo chodidlo fungovat tak, aby nedocházelo k zakopávání a zároveň, aby byla končetina na konci této fáze optimálně připravena na další počáteční kontakt. Adekvátní délka kroku umožňuje adekvátní rychlost chůze a ovlivňuje spotřebu energie. K uchování energie využíváme tři mechanismy (Gage, 1991):

- minimalizace výchylek těžiště,
- kontrola extenčního momentu v kolenním kloubu v druhé polovině stojné fáze,
- aktivní nebo pasivní přenos energie mezi segmenty.

O vztahu minimalizace výdeje energie při chůzi a pohybu těžiště se zmiňují také další autoři. Thompson (1999) uvádí, že k chůzi s minimálním výdejem energie je potřeba minimalizovat změny okamžité rychlosti a vertikální a laterální posun těžiště. Menard a Murray (1989) se zmiňují o tom, že při optimálním provádění chůze by odchylky pohybu těžiště od stejnoměrného průběhu (sinusoida) měly být minimalizovány.

Provedení chůze je ovlivněno její rychlostí. Musíme mít na vědomí, že téměř všechny parametry chůze se mění s rychlostí, tedy získaná informace je užitečná pouze tehdy, pokud ji uvažujeme ve vztahu k rychlosti chůze (Olsson, 1990). Miff, Childress, Gard, Meier a Hansen (2005) poukazují, že rychlost je při zkoumání chůze důležitým faktorem, který ovlivňuje velikost většiny parametrů, avšak nemá vliv na charakter průběhu jejich závislostí na čase během krokového cyklu. K tomu, aby zkoumané osoby měly stejnou frekvenci chůze, sice můžeme použít metronom, avšak jeho využití ke kontrole frekvence kroku ukázalo, že měřené osoby mají tendenci zkracovat dvojkrok, aby se přizpůsobili rychlejší frekvenci (Olsson, 1990). Navíc metronomy by neměly být využívány u osob s asymetrií časových parametrů krokového cyklu.

Chůze člověka je umožněna činností svalů. Svalovou aktivitu můžeme měřit pomocí elektromyografie. Vzhledem k tomu, že tato práce se nezabývá svalovou aktivitou, nepopisujeme zde činnost jednotlivých svalů při chůzi. Přehled svalové aktivity během jednoho krokového cyklu uvádí například Trew (1997), Rose a Gamble (1994) nebo Gage (1991).

2.4.2 Krokový cyklus

Chůze člověka je opakující se cyklický pohyb. Popis chůze se většinou vztahuje k jednomu krokovému cyklu neboli dvojkroku, který obsahuje jeden krok každé končetiny. Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Předpokládá se, že následující cykly jsou stejné. Dle Whittla (1997) je krokový cyklus definován jako interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze.

Za začátek krokového cyklu je považován počáteční kontakt jedné z končetin s podložkou, konec jednoho krokového cyklu nastává při opětovném počátečním kontaktu s podložkou u té samé končetiny. Velmi často se setkáváme s vyjádřením parametrů chůze v % krokového cyklu, kdy 0 % představuje první počáteční kontakt a 100 % následující počáteční kontakt. Místo termínu počáteční kontakt byl dříve používán termín úder paty nebo kontakt paty. Toto vyjádření může být nepřesné, protože u některých osob, zvláště při patologické chůzi, nemusí být první kontakt s podložkou proveden patou, ale i jinou částí chodidla, například přednožím.

Dělení krokového cyklu

Krokový cyklus každé končetiny můžeme dělit na dvě základní fáze:

- stojná fáze (oporová) – chodidlo je v kontaktu s podložkou,
- švihová fáze (bezoporová) – chodidlo není v kontaktu s podložkou.

Rozlišujeme fázi jednooporovou, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina a fázi dvouoporovou. Jednooporová fáze na levé končetině trvá stejnou dobu jako švihová fáze na končetině pravé. Jde o stejné časové období, ale zaměřujeme se na různou končetinu. Stojná fáze zaujímá u zdravé populace přibližně 60 % krokového cyklu, zbývajících 40 % je tvořeno fází švihovou. Každá perioda dvojí opory pak zaujímá kolem 10 % (Gage, 1991; Thompson, 1999; Seymour, 2002; Whittle, 1997). Jiní autoři uvádí trvání stojné fáze 62 % a švihové 38 % (Perry, 2004b). Každá perioda dvouoporové fáze pak trvá 12 % krokového cyklu.

Při pomalejší chůzi se trvání stojné fáze prodlužuje a trvání švihové zkracuje, při rychlé chůzi je tomu naopak. Při závodní chůzi se doba dvouoporové fáze blíží nule (Smidt, 1990).

S provedením chůze souvisí určité funkční úkoly, které musí jedinec zvládnout. Během každého dvojkroku musí být splněny tři hlavní úkoly (Perry, 2004b):

- přenesení hmotnosti,
- překonání fáze, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina,
- posun dolní končetiny vpřed.

Krokový cyklus v daném dvojkroku se dělí na fáze (Perry, 2004b; Rose & Gamble, 1994):

Stojná fáze

- počáteční kontakt (initial contact, 0 %),
- stádium zatěžování (loading response, 0-10 %),
- mezistoj (mid-stance, 10-30 %),
- koncový stoj (terminal stance, 30-50 %),
- předšvih (preswing, 50-60 %).

Švihová fáze

- počáteční švih (initial swing, 60-73 %),
- mezišvih (mid-swing, 73-87 %),
- koncový švih (terminal swing, 87-100 %).

Někteří autoři uvádí jiná dělení. Jejich znalost je důležitá proto, abychom mohli porovnávat sdělení od různých autorů, kde se často popisují děje probíhající v průběhu krokového cyklu v rámci jeho jednotlivých fází.

Hoppenfeld (1976) a Trew (1997) uvádějí následující dělení:

Stojná fáze

- úder paty (heel strike),
- celé chodidlo na podložce (foot flat),
- mezistoj (mid-stance),
- odraz (push-off).

Švihová fáze

- zrychlení (acceleration),
- mezišvih (mid-swing),
- zpomalení (deceleration).

Tato terminologie může být nevhodná pro popis některých druhů patologické chůze. Termíny „heel strike“ a „foot flat“ mohou popisovat normální funkci dolních končetin, avšak jsou silně neadekvátní v popisu běžného klinického obrazu stojné fáze např. ekvinózní nohy (Ayyappa, 1997).

Můžeme se setkat také s dělením krokového cyklu na (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991):

- časná stojná fáze (early stance),
- pozdní stojná fáze (late stance),
- časná švihová fáze (early swing),
- pozdní švihová fáze (late swing).

Stojná a švihová fáze se na časnou a pozdní dělí v okamžiku, kdy se končetiny mívají.

Fáze krokového cyklu souvisí s plněním pohybových úkolů. Přenesení hmotnosti se děje v průběhu stádia zatěžování. Ve zbytku stojné fáze, tedy během mezistoj, koncového stoje a předšvihů nastává jednooporová fáze. V průběhu švihové fáze probíhá posouvání končetiny vpřed.

Jak už bylo řečeno výše, první z uvedených rozdělení krokového cyklu je používáno nejčastěji a přikláníme se k němu také pro jeho všestranné použití.

Jednotlivé fáze krokového cyklu

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt není ani tak fází jako okamžikem, kdy začíná krokový cyklus. Je jednoznačně identifikovatelný, protože se jedná o okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky.

Stádium zatěžování

Stádium zatěžování koresponduje s dvouoporovou fází mezi počátečním kontaktem a odrazem palce na kontralaterální končetině (Whittle, 1997, Gage, 1991). Během této fáze je chodidlo pokládáno na podložku plantární flexí v hlezenním kloubu. Reakční síla podložky se rychle zvyšuje a její vektor směřuje nahoru a dozadu (Whittle, 1997). Těžiště těla je v této fázi stejně jako v předšvihů nejnižší. Jedná se o periodu zpomalení, kdy je absorbován ráz při dopadu (Gage, 1991). Aktivní je mechanismus zhoupnutí paty (heel rocker) (Gage, 1991). Tento mechanismus usnadňuje dvě funkce: zachování postupu vpřed a absorpci rázů (Perry, 2004b). Seymour (2002) uvádí jako jeden z cílů této fáze krokového cyklu zajištění stability.

Kontakt paty zahajuje také subtalární everzi jako další odezvu absorpce rázů. Chodidlo a bérce plynule přecházejí přes patu až do okamžiku, kdy je chodidlo v plném kontaktu s podložkou (je dosaženo stabilní polohy). Energie chodidla je přenesena na bérce prostřednictvím pretibiálních svalů. Tím se bérce pohybuje dopředu rychlostí až $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ (Perry, 2004b).

Mezistoj

Termín mezistoj je někdy používán k popisu okamžiku, kdy švihová končetina míjí stojnou. Mezistoj jako fáze (časová perioda) je první částí jednooporové fáze, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Fáze končí odrazem paty. V průběhu mezistoj těžiště těla zpomaluje, protože se dostává na svou maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi (Gage, 1991). Reakční síla podložky se dostává před hlezenní kloub, což má za následek vznik

dorziflekčního momentu. Proti němu působí plantární flexory. Střed otáčení je v tomto případě v hlezenním kloubu. Tomuto mechanismu říkáme zhoupnutí v kotníku (ankle rocker) (Seymour, 2002). Jeho cílem je kontrola polohy reakční síly podložky vzhledem ke kloubům dolní končetiny (Gage, 1991).

Koncový stoj

Fáze koncového stoje začíná odrazem paty od podložky a končí, když se kontralaterální končetina dotkne podložky. V koncovém stoji se těžiště již dostalo před opěrnou bázi a zrychluje a klesá dolů směrem ke švihové končetině (Gage, 1991).

V závěru mezistoje aktivita plantárních flexorů zastavuje dopředný pohyb bérce, což se projevuje v posunu středu otáčení dopředu na hlavičky metatarzů. Tento mechanismus probíhá v koncovém stoji a v předšvih a nazývá se zhoupnutí přednoží (forefoot rocker) (Seymour, 2002). Působení plantárních flexorů přechází z excentrického na koncentrický režim, čímž dochází ke zrychlení (Gage, 1991).

Předšvih

Předšvih je fáze náhlého odlehčení zatížené končetiny rychlým přenosem tělesné hmotnosti na druhou končetinu (Perry, 2004b). Začíná počátečním kontaktem kontralaterální končetiny a končí odrazem palce. Je to druhá fáze dvojí opory v krokovém cyklu, dochází k přípravě na švihovou fázi (aktivizují se svaly, odlehčuje se končetina).

Počáteční švih

Počáteční švih začíná odrazem palce. Je to první fáze krokového cyklu, kdy končetina není v kontaktu s podložkou. Počáteční švih přechází v mezišvih v okamžiku, kdy švihová končetina mívá stojnou končetinu. V této fázi dosahuje flexe v kolenním kloubu maxima.

Mezišvih

Přechod z mezišvihu do koncového švihu je dán okamžikem, kdy je bérec švihové končetiny rovnoběžný s vertikálou. Kyčelní kloub je flektován. V kolenním kloubu dochází postupně k extenzi.

Koncový švih

Ve fázi koncového švihu se končetina připravuje na zahájení stojné fáze v dalším krokovém cyklu. Kolenní kloub se dostává do maximální extenze. Cílem této fáze je zaujmout

optimální polohu pro následující počáteční kontakt. Díky větší flexi v kyčelním kloubu může docházet k prodlužování délky kroku.

2.4.3 Časověprostorové parametry krokového cyklu

Časověprostorové charakteristiky jsou důležité pro porozumění pohybovému vzorci chůze, jeho asymetriím (Miff, Childress, Gard, Meier & Hansen, 2005). Smidt (1990) považuje časové a délkové parametry za vhodné a skutečně podstatné pro popis chůze, a to jak v případě normální tak abnormální chůze. Whittle (1997) uvádí tyto hlavní parametry chůze:

- čas krokového cyklu,
- délka kroku,
- rychlost chůze.

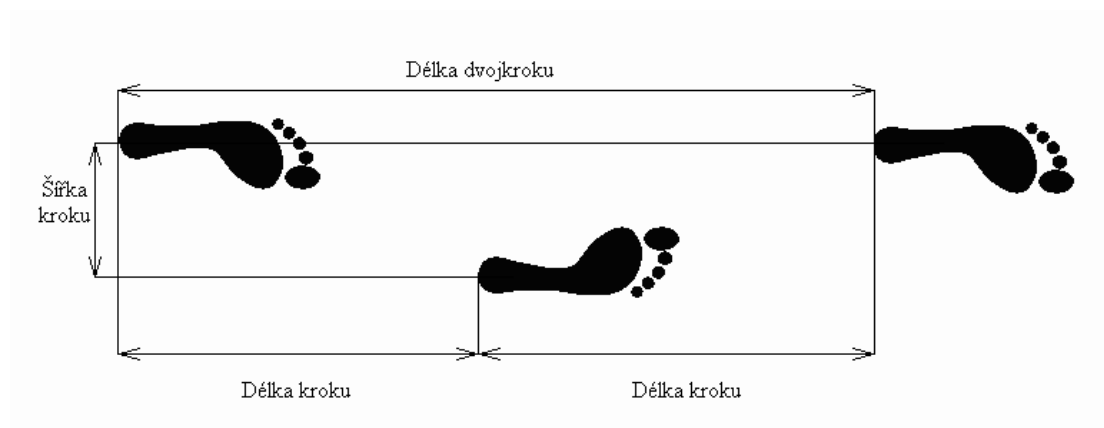
V krokovém cyklu je třeba rozlišovat délku kroku (step) a délku dvojkroku (stride). Délka dvojkroku je vzdálenost mezi místem kontaktu paty na začátku a místem kontaktu paty na konci krokového cyklu. Délku kroku (obrázek 2) definuje Gage (1991) jako vzdálenost (ve směru pohybu) mezi dvěma chodidly zatímco délku dvojkroku jako vzdálenost, kterou urazíme během jednoho krokového cyklu a která reprezentuje součty délky kroku na pravé a levé končetině. Délka dvojkroku se může mírně lišit pokud měříme dvojkrok začínající počátečním kontaktem levé končetiny nebo dvojkrok začínající počátečním kontaktem pravé končetiny. Smidt (1990) naznačuje požadavek, že bychom měli délku kroku normalizovat délkou končetiny a jako směrodatný pak brát poměr délky kroku a délky končetiny.

Z časových parametrů je nejčastější posuzování trvání krokového cyklu (dvojkroku) nebo trvání kroku (na pravé nebo na levé končetině). Jejich velikost je nepřímo úměrná s frekvencí chůze (f), která je definována jako počet kroků (dvojkroků) za jednotku času (u chůze nejčastěji za minutu). Pokud se frekvence zvýší na hodnotu kolem 180 kroků za minutu, jedná se spíše o běh než o chůzi (Seymour, 2002). Z časových parametrů nás obvykle zajímá také trvání stojné, švihové, jednooporové a dvouoporové fáze. Z délky a trvání krokového cyklu můžeme odvodit rychlost chůze (v) tak, že vydělíme délku dvojkroku dobou trvání.

Při analýze chůze jsou měřené osoby často instruovány, aby prováděly chůzi přirozenou rychlostí. Mělo by se jednat o rychlost chůze, kterou používají běžně při každodenních aktivitách.

Někteří autoři (Kirtley, 2006; Smidt, 1990) se v oblasti časověprostorových (nebo časově délkových) parametrů zabývají ještě dalšími charakteristikami, jako jsou šířka kroku (obrázek 2) nebo úhel chodidla.

Obrázek 2 Délkové charakteristiky krokového cyklu



2.4.4 Pohyb v kloubech při chůzi – úhlové parametry

Z úhlových parametrů jsou při chůzi nejčastěji hodnoceny úhly v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu, případně poloha pánve. Je možné popisovat také pohyb trupu nebo paží. Přestože klouby dolní končetiny zpravidla umožňují pohyb ve více rovinách, vyšetřování chůze se často omezuje na sagitální rovinu, kde je rozsah pohybu největší. Stručný přehled pohybu v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu i v dalších rovinách uvádí např. Chao a Cahalan (1990).

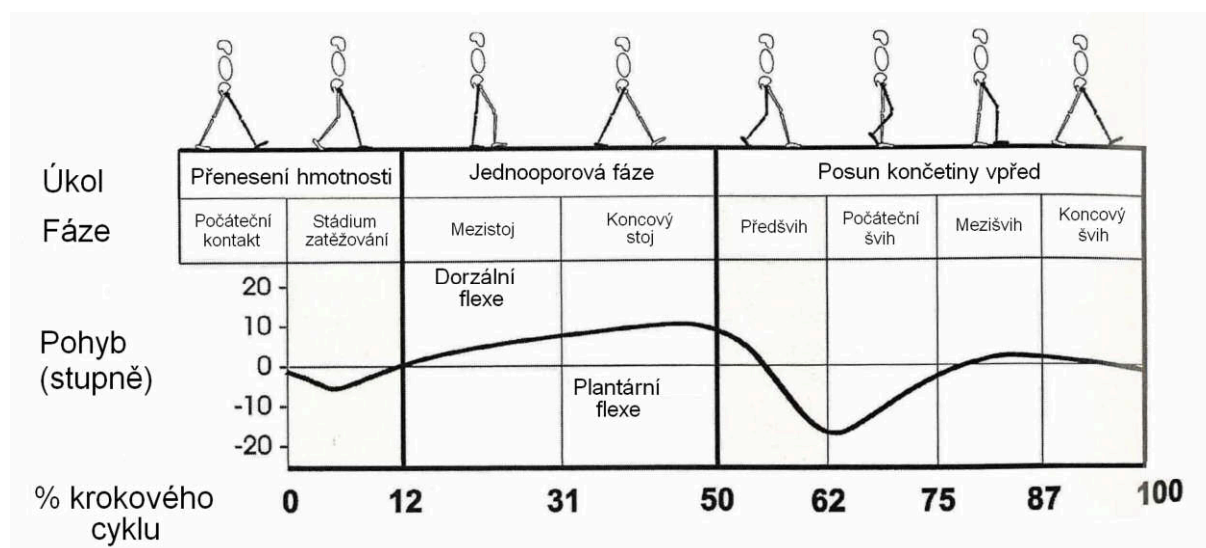
Pro zobrazování úhlových veličin v grafech existuje úmluva, která je založena na anatomické poloze člověka při stoji (Kirtley, 2006). V této poloze jsou všechny segmenty v neutrálním postavení, tedy hodnota úhlových parametrů je 0° .

Hlezenní kloub (protetický kotník)

V průběhu krokového cyklu se hlezenní kloub dostává dvakrát do plantární a dvakrát do dorzální flexe. Primárním cílem pohybu v kotníku je pohyb těla vpřed (Perry, 2004b).

Průběh úhlových změn v hlezenním kloubu v průběhu krokového cyklu je znázorněn na obrázku 3. Při počátečním kontaktu je hlezenní kloub v neutrálním postavení (bérec a chodidlo svírají úhel 90°). Zatížení paty má za důsledek plantární flexi, chodidlo se blíží k podložce, avšak dosažení plného kontaktu s podložkou je zpožděno začínající dorzální flexí v hlezenním kloubu. Na konci stádia zatěžování je hlezenní kloub opět v neutrálním postavení a bérec je rovnoběžný s vertikálou.

Obrázek 3 Průběh změn úhlu v hlezenním kloubu u zdravé populace (upraveno podle Perry, 2004b)



Z neutrálního postavení na začátku jednooporové fáze dochází k výrazné dorzální flexi dosahující maxima kolem 10° . Pata i přednoží jsou v této fázi v kontaktu s podložkou, což poskytuje stabilitu pro posunutí COP z patní části na přednoží. Ve fázi předšvihů hlezenní kloub reaguje na odlehčení končetiny rychlou plantární flexí okolo 18° . Zatímco nastává tento pohyb, bérce a chodidlo se pohybují dopředu přes opěrnou plochu, která je v kontaktu s podložkou (Perry, 2004b). Ve švihové fázi se hlezenní kloub z plantární flexe dostává postupně zpět do neutrálního postavení a tato poloha přetrvává až do konce krokového cyklu.

Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu se pohybuje mezi 10° dorzální flexe a 20° plantární flexe (Seymour, 2002).

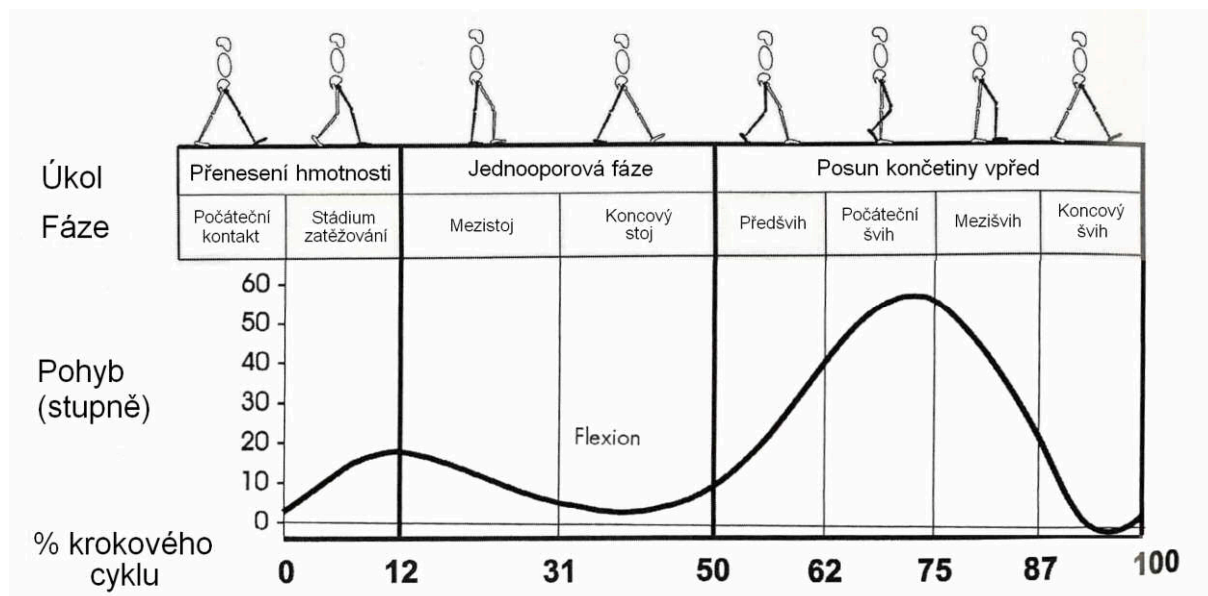
Při hodnocení pohybu v hlezenním kloubu se nejčastěji zaměřujeme na maximum plantární flexe, které nastává ve stádiu zatěžování, na maximum dorzální flexe v koncovém stoji během stlačení přednoží a na maximum plantární flexe v závěru stojné fáze.

Kolenní kloub

U kolenního kloubu se za neutrální považuje takové postavení segmentů dolní končetiny, kdy bérce a stehno svírají úhel 180° . Je-li tento úhel menší, pak se jedná o flexi v kolenním kloubu.

Na začátku krokového cyklu je kolenní kloub v mírné flexi (okolo 5°) (obrázek 4). Během stádia zatěžování tato flexe narůstá a na konci této fáze dosahuje maxima okolo 18° (Perry, 2004b). Tento pohyb má za cíl absorbovat rázy, čímž se snižuje nepříznivé rychlé zatížení končetiny. Pohyb ale není možný bez kontroly kolenního kloubu.

Obrázek 4 Průběh změn úhlu v kolenním kloubu u zdravé populace (upraveno podle Perry, 2004b)



Při počátečním kontaktu je působíště reakční síly podložky na patě a vektor prochází blízko středu kolenního kloubu. Během stádia zatěžování, kdy je absorbována tělesná hmotnost při flexi kolenního kloubu, směřuje výsledná reakční síla podložky za kolenní kloub a vytváří vnější flekční moment.

Na začátku jednooporové fáze se flexe kolenního kloubu snižuje. Nejvíce se plné extenzi (okolo 3° flexe) končetina blíží mezi 36 % a 42 % krokového cyklu. Po té začíná v kolenním kloubu docházet opětovně k flexi (Perry, 2004b). V mezistoji a koncovém stoji reakční síla podložky působí před kolenní kloub, čímž se vytváří extenční moment, který stabilizuje koleno (Gage, 1991).

Během švihové fáze dochází nejprve k flexi v kolenním kloubu. Díky této flexi se může švihová končetina posunout před tělo aniž by došlo k jejímu kontaktu s podložkou (zakopnutí). Pohyb kolenního kloubu je ve švihové fázi mnohem komplexnější. Při chůzi přirozenou rychlostí jsou flexe a extenze kolenního kloubu zcela pasivní. Končetina působí jako jednoduché kyvadlo. Maximální hodnota flexe v kolenním kloubu se pohybuje okolo 60°. Na konci počátečního švihu začíná kolenní kloub provádět extenzi. Poloha segmentů bérce a stehna se blíží neutrálnímu postavení. Této hodnoty končetina dosahuje v závěru koncového stoje.

Celkový rozsah flexe v kolenním kloubu se pohybuje od 0° do 60°. Maximální flexe nastává při počátečním švih, maximální extenze obvykle při počátečním kontaktu, ale může

nastat také při koncovém stoji (Seymour, 2002). Chao a Cahalan (1990) uvádí rozsah pohybu 70 °.

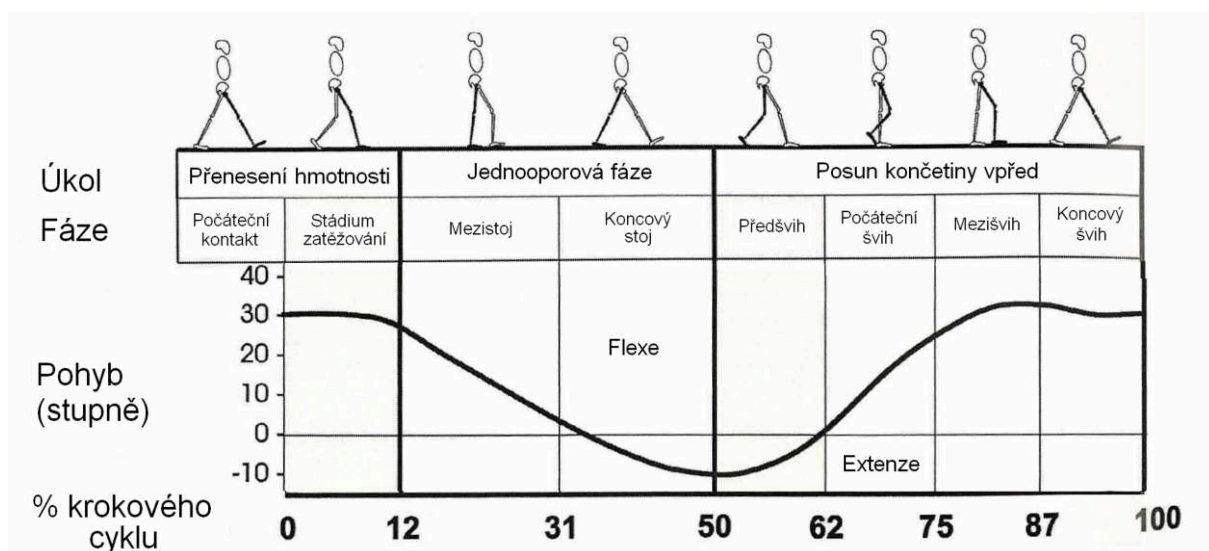
V kolenním kloubu hodnotíme nejčastěji maximum flexe ve stojné a maximum flexe ve švihové fázi krokového cyklu.

Kyčelní kloub

Průběh změn v kyčelním kloubu v sagitální rovině je obvykle popisován tak, že posuzujeme úhel, který v sagitální rovině svírá segment stehna a vertikální linie. Za neutrální považujeme postavení, kdy je stehno rovnoběžné s vertikálou (svírají úhel 0°). Kladné hodnoty signalizují flexi v kyčelním kloubu, záporné extenzi. Zmiňujeme-li okamžik, kdy nastává maximální extenze v kyčelním kloubu, máme tím na mysli situaci, kdy je hodnota sledovaného úhlu minimální.

V počátečním kontaktu je kyčelní kloub ve výrazné flexi (okolo 30°) (Perry, 2004b). Gage (1991) uvádí pro tento parametr maximum 35°. Tato poloha je udržována až do konce stádia zatěžování (obrázek 5). Vektor reakční síly směřuje před kyčelní kloub tak, že je kvůli prevenci pádu vlivem flexe vyžadována aktivita kyčelních extenzorů (Gage, 1991). V závěru stádia zatěžování kyčelní kloub začíná extendovat. Tato akce pokračuje v průběhu mezistojie a koncového stoje. Maximální extenze je v kyčelním kloubu v závěru fáze koncového stoje, kdy má hodnotu kolem 15° (Perry, 2004b).

Obrázek 5 Průběh změn úhlu v kyčelním kloubu u zdravé populace (upraveno podle Perry, 2004b)



Ve fázi předšvihů kyčelní kloub začíná flektovat. Důvodem je provedení vlastního kroku a posunutí končetiny dopředu. Tato činnost pokračuje během počátečního švihů a mezišvihů, kdy se velikost flexe pohybuje okolo 35°. V koncovém stoji zůstává kyčelní kloub ve flexi okolo 30° až do počátečního kontaktu dalšího krokového cyklu.

Seymour (2002) uvádí celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu od 10° extenze po 30° flexi.

Při hodnocení pohybu v kyčelním kloubu při chůzi se nejčastěji zaměřujeme na maximální flexi ve švihové fázi a maximální extenzi ve fázi stojné.

Pohyb pánve

Při chůzi je velmi důležité sledovat pohyb pánve. Pro potřeby analýzy chůze je pánev většinou definována pomocí tří bodů, kterými jsou pravá a levá spina iliaca anterior superior a pátý bederní obratel. Pomocí těchto bodů můžeme hodnotit rotaci pánve v rovině transverzální (pelvic rotation), náklon pánve v rovině sagitální (pelvic tilt) i úklon pánve v rovině frontální (pelvic obliquity).

Strana pánve končetiny, která je ve fázi počátečního kontaktu, je v tomto okamžiku v transverzální rovině v maximální rotaci vpřed (okolo 5°) vzhledem ke středu těla (Perry, 2004b). Pak se navrácí zpět a v mezistoji je v neutrálním postavení (Gage, 1991). Pánev pak rotuje dozadu až do okamžiku počátečního kontaktu druhé (kontralaterální) končetiny, kdy je v maximální rotaci (opět okolo 5°) vzad. Rotaci pánve vpřed nazýváme vnitřní, rotaci vzad vnější. Celkový rozsah rotace v transverzální rovině je okolo 8° až 10° (Gage, 1991).

V okamžiku kontaktu paty je pánev ve frontální rovině téměř v neutrálním postavení. Během stádia zatěžování se úklon pánve zvyšuje. Pak se pánev dostává do neutrálního postavení a těsně po odrazu palce dojde k maximálnímu úklonu na opačné straně těla (kyčel na kontralaterální straně je výše). Během švihové fáze se pánev opět dostává do neutrálního postavení. Zdravé osoby bez amputace mají v přirozené rychlosti chůze obvykle 5° až 7° úklon pánve na každou stranu (Michaud, Gard & Childress, 2000).

Rotace trupu a pohyb paží

Rotaci pánve doprovází rotace trupu v opačném směru. U osob, které mají problém s koordinací pohybů při chůzi, pomáhá správný pohyb paží vytvářet správnou rotaci trupu a tedy efektivnější vzorec chůze (Chao & Cahalan, 1990).

Pohyb těžiště

Znalost pozice těžiště je důležitá pro posouzení efektivity pohybu (Trew & Everett, 1997). Těžiště člověka při stoji je umístěno v pánvi přibližně ve výšce druhého křížového obratle nebo v 55 % výšky těla. Během chůze se tělo chová jako obrácené kyvadlo, těžiště klesá během každé dvouoporové fáze a stoupá při jednooporové fázi (Kirtley, 2006).

Pohyb těžiště při chůzi v sagitální rovině je popisován hladkou pravidelnou sinusovou křivkou. Těžiště se během krokového cyklu dvakrát posouvá směrem nahoru v 25 % a 75 % krokového cyklu. Těžiště se posouvá také v transverzální rovině, maximální laterální posunutí těžiště koresponduje s maximální vertikální výchylkou (Chao & Cahalan, 1990). V anteroposteriorním směru dochází k relativnímu pohybu těžiště dopředu v okamžiku, kdy je švihová končetina krátce po odrazu palce a k relativnímu pohybu těžiště dozadu v počátku jednooporové fáze (Kirtley, 2006).

2.4.5 Reakční síla podložky při chůzi

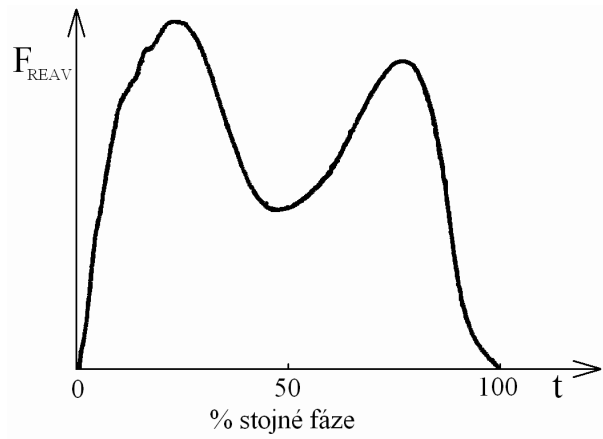
Vektor reakční síly podložky při chůzi rozkládáme do tří směrů: vertikálního, anterioposteriorního a mediolaterálního.

Vertikální složka reakční síly

Vertikální složka reakční síly má charakteristický dvouvrcholový tvar (obrázek 6). V maximech má hodnotu vyšší než je hodnota tíhové síly odpovídající tělesné hmotnosti člověka. Každé stoupání nebo klesání velikosti síly nad nebo pod hodnotu odpovídající tělesné hmotnosti musí znamenat, že v tom okamžiku dochází ke zrychlení (Kirtley, 2006). Vertikální složka od okamžiku počátečního kontaktu prudce stoupá a dosahuje maxima okolo 112 % tělesné hmotnosti v 25 % krokového cyklu (Chao & Cahalan, 1990). Sklon této křivky ukazuje na rychlost přenesení zatížení na končetinu. Během fáze plného chodidla na podložce se velikost vertikální složky snižuje na 93 % tělesné hmotnosti, okolo okamžiku odlepení paty (v 80 % krokového cyklu) dosahuje znovu maxima okolo 110 až 115 % tělesné hmotnosti (Chao & Cahalan, 1990).

Vertikální složka reakční síly je ovlivněna rychlostí chůze. Kirtley (2006) uvádí jako hlavní efekt rychlé chůze zvýšení 1. maxima a snížení minima v mezistoji.

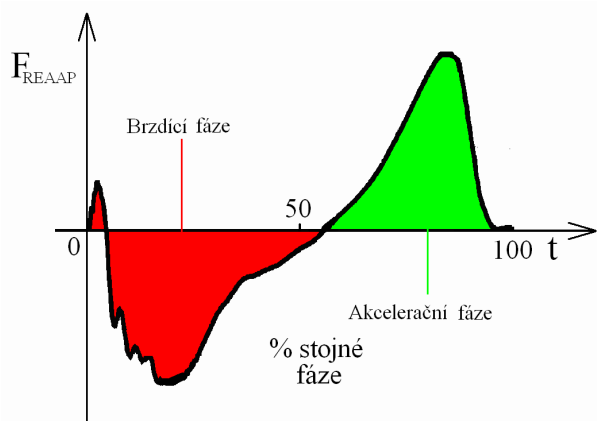
Obrázek 6 Průběh vertikální složky reakční síly (F_{REAV}) ve stejné fázi



Anteroposteriorní složka (AP) reakční síly

Na začátku krokového cyklu po počátečním kontaktu působí AP složka směrem dozadu (křivka má záporné hodnoty) (obrázek 7), čímž zpomaluje tělo v mezistoji. Po dosažení minima (maximální velikost síly směrem dozadu) se velikost AP složky reakční síly zvyšuje a přibližuje se neutrální hodnotě. Po dosažení maximální hodnoty síly směrem dopředu (kladné hodnoty) dochází k rychlému poklesu síly k nulovým hodnotám, kdy chodidlo opouští podložku. Pomocí hodnot této složky reakční síly podložky můžeme stejnou fázi rozdělit na dvě části: brzdící (síla působí směrem dozadu, záporné hodnoty) a zrychlující (síla působí vpřed, kladné hodnoty).

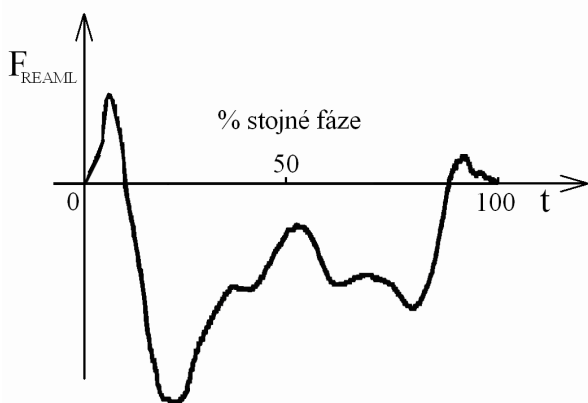
Obrázek 7 Průběh anteroposteriorní složky reakční síly (F_{REAAP}) ve stejné fázi



Mediolaterální složka (ML) reakční síly

Mediolaterální složka působí nejdříve krátce v mediální směru, pak se orientace obrací a po většinu trvání stejné fáze má směr laterální (obrázek 8). V závěru stejné fáze má opět mediální orientaci. Tato složka bývá při dynamických analýzách chůze často opomíjena, protože je více variabilní.

Obrázek 8 Průběh mediolaterální složky reakční síly (F_{REAML}) ve stejné fázi



Působíště reakční síly (centre of pressure – COP)

Působíště reakční síly (COP) měřené silovou plošinou je vážený průměr rozdělených COP pod dvěma chodidly, pokud jsou obě v kontaktu s podložkou nebo pod jedním chodidlem, které je v kontaktu (Winter, 2004).

Působíště reakční síly je umístěno v rovině podložky. Vertikální souřadnice je tedy rovna nule. Proměnlivou hodnotu mají ale jeho dvě souřadnice ve směru předozadním a zejména pak ve směru mediolaterálním. Trajektorie COP nám signalizuje změny v přenášení zatížení z mediální na laterální stranu chodidla nebo z paty na špičku.

Během normální chůze se COP na počátku stejné fáze pohybuje na patě krátce směrem mediálním. Po té se poloha COP mění a dostává se na laterální stranu chodidla. Tato poloha je udržována po delší dobu. Je to důsledek toho, že přecházíme přes laterální stranu chodidla. Ve fázi koncového švihů a předšvihů se COP navrácí do mediální části chodidla do oblasti 1. a 2. metatarzu. V závěru přechází přes palec, který je poslední v kontaktu s podložkou.

2.4.6 Rozložení tlaků na kontaktu chodidla s podložkou

Když popisujeme pohyb dolních končetin pomocí reakční síly, uvažujeme každou končetinu jako celek (aplikujeme Newtonovy pohybové zákony). V některých případech je potřebné popisovat dynamické působení v různých částech chodidla samostatně. K těmto měřením je nutné využít tlakové plošiny. Důležité je zkoumání maximálních tlaků v určitých oblastech chodidla, které mohou signalizovat přetížení jednotlivých oblastí. Velikost maxim tlaků se zvyšuje s rychlostí chůze zejména na patě, prvním metatarzu, laterálním přednoží a palci (Kirtley, 2006). Analýza časových aspektů odvalu nám přináší detailní informace o dynamice odvalu.

2.5 Chůze a krokový cyklus u osob s transtibiální amputací

Kinematická a dynamická analýza krokového cyklu jsou metody, které nám umožňují u skupiny osob s amputací kvantitativně vyjádřit rozdíly v provedení krokového cyklu vzhledem ke zdravé populaci. Dále také analyzovat odlišnou funkci zdravé a postižené končetiny u osob s protézou a v neposlední řadě posoudit vliv zvolené protetické pomůcky a jejího nastavení na provedení chůze.

Chůze s protézou vyžaduje po jejím uživateli, aby pohyb segmentů těla sladil s „neživým zařízením“ (protézou) (Edelstein, 1990). Z klinického pohledu slouží normální chůze jako referenční obraz při určování odchylek chůze, způsobených nesprávným nastavením protézy (Peeraer & De Roy, 2002).

2.5.1 Kinematické a dynamické parametry chůze u osob s transtibiální amputací

Porovnání charakteristik krokového cyklu u osob s amputací se zdravou populací je důležité provádět pro postiženou i nepostiženou končetinu. Zkoumání velikosti zatížení zdravé končetiny aktivních osob s amputací vzhledem ke zdravým lidem je nezbytné k identifikaci adaptací, které osoby s amputací provádějí, když kompenzují odlišnou funkci postižené končetiny (Nolan & Lees, 2000). U osob s amputací dochází na rozdíl od zdravé populace k adaptačním pohybovým strategiím, které mají za cíl kompenzovat funkční ztrátu plantárních flexorů a změnu vlastností opěrné končetiny. To je příčinou toho, že osoby s amputací používají různé motorické strategie pro nepostiženou a postiženou končetinu (Sanderson & Martin, 1997).

Specifika chůze osob s transtibiální amputací vzhledem k chůzi zdravé populace byly popisovány v řadě studií u různých skupin osob. Srovnání kinematických a dynamických parametrů chůze signalizuje adaptaci starších osob s amputací směrem k bezpečnější, více stabilní chůzi (Winter, Patla, Frank & Walt, 1990). Chůzi u starších pacientů hodnotili také Lemaire, Fisher a Robertson (1993).

Batani a Olney (2002) porovnávali úhlové charakteristiky, momenty v kloubech a tvorbu a absorpci energie na postižené a nepostižené končetině a srovnávali tato data se zdravou populací. Han, Chung a Shin (2003) provedli kinematickou analýzu s cílem zhodnotit parametry chůze u osob s amputací dolní končetiny při chůzi s a bez bot a identifikovat rozdíly v parametrech chůze na boso při použití různých protetických chodidel. Hill et al. (1997) analyzovali u osob s transtibiální amputací překonávání překážek.

Chůze s amputací je asymetrická a liší se od chůze zdravé populace (Bateni & Olney, 2002; Hurley, McKenney, Robinson, Zadavec & Pierrynowski, 1990; Marinakis, 2004; Nolan & Lees, 2000). Důvodem asymetrické chůze může být ochrana pahýlu postižené končetiny (Nolan et al., 2003). Tato asymetrie se zvyšuje s rychlostí chůze (Nolan et al., 2003). Lokomoční mechanismus je amputací dolní končetiny změněn, a tato změna má tendenci se zvyšovat se stupněm amputace. Důvod toho, proč osoby s amputací vynakládají více energie během chůze a proč chodí pomaleji, souvisí se změněnou dynamikou jejich lokomočního mechanismu, který je následkem omezeného využití jejich protetické končetiny (Michaud, Gard & Childress, 2000).

Osoby s transtibiální i transfemorální amputací kompenzují prostřednictvím nepostižené končetiny funkční ztrátu jednoho nebo více kloubů (Nolan & Lees, 2000):

- zvýšením rozsahu pohybu v hlezenním kloubu,
- zvýšením extenčního momentu v kolenním kloubu a tvorby energie během fáze přenesení hmotnosti,
- zvýšením extenčního momentu v kolenním kloubu a absorpce energie během fáze odrazu,
- zvýšením extenčního momentu v kyčelním kloubu a absorpce energie během fáze přenesení hmotnosti,
- zvýšením flekčního momentu v kyčelním kloubu a tvorby energie během fáze odrazu.

Z kinematického pohledu jsou při chůzi osob s amputací nejzřetelnější rozdíly v kinematice hlezenního kloubu (ve velikosti úhlu a úhlové rychlosti) zejména v závěru stojné a v počátku švihové fáze (Sanderson & Martin, 1997). Hlavní kinematické a dynamické rozdíly mezi chůzí zdravé populace a chůzí osob s amputací souvisí s dvěma fázemi krokového cyklu: začátek stojné fáze na postižené straně (postižená noha je prostorově před nepostiženou), začátek stojné fáze na nepostižené straně (nepostižená noha je prostorově před protetickou končetinou) (Bateni & Olney, 2002).

Kromě chůze byly srovnávány i jiné lokomoční aktivity jako je běh. Silové charakteristiky při běhu u skupiny dětí s transtibiální amputací a skupiny zdravých dětí analyzovali Engsborg, Lee, Tedford a Harder (1993) u sportovců Cugini, Bertetti, Bonacini a Zanetti (2006).

V dalším textu se omezíme na hodnocení krokového cyklu u osob s transtibiální amputací (transtibial amputee – TTA).

Časověprostorové parametry chůze u TTA

Časověprostorové charakteristiky jsou důležité pro porozumění pohybovému vzorci chůze, jeho asymetriím a jejich vzájemnému vztahu s kinetickými parametry (Miff, Childress, Gard, Meier & Hansen, 2005).

Délka dvojkroku je u osob s amputací menší než u zdravé populace (Powers, Rao & Perry, 1998). Délka kroku na protetické straně je delší než na straně zdravé (Isakov, Keren & Benjuya, 2000). Trvání dvojkroku je podobné zdravé populaci (Bateni & Olney, 2002).

Relativní délka trvání stojné a švihové fáze je na nepostižené končetině amputovaného téměř identická se zdravou populací (Sanderson & Martin, 1997). Na protetické straně je čas stojné fáze kratší a švihové fáze delší než na nepostižené (Bateni & Olney, 2002; Isakov, Keren & Benjuya, 2000; Menard & Murray, 1989; Sanderson & Martin, 1997). Tento mechanismus potvrzuje tendenci osob s amputací spoléhat více na nepostiženou končetinu (Nolan et al., 2003). Osoby s amputací mají delší trvání jednooporové fáze na nepostižené končetině než je tomu u zdravé populace (na postižené je kratší) (Powers, Rao & Perry, 1998). Procentuální délka dvojí opory se od zdravé populace neliší (Bateni & Olney, 2002). Čas odlepení palce u kontralaterální končetiny nastává významně později (Perry, Boyd, Rao & Mulroy, 1997).

Osoby s amputací tráví méně času na postižené končetině než na zdravé v závěru stojné fáze mezi úderem paty zdravé končetiny a odrazem palce postižené končetiny (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991). Důvodem je dřívější kontakt paty zdravé končetiny, který zkracuje čas jednooporové fáze postižené končetiny. Fáze počátečního švihy je delší pro postiženou končetinu. To naznačuje, že po úderu paty postižené končetiny dochází rychleji k přenosu hmotnosti na nepostiženou končetinu a k rychlejšímu odpoutání postižené končetiny od podložky, čímž se postižená končetina déle dostává do středního švihy (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991).

Rychlost chůze, kterou si osoby s amputací volí pokud nejsou nijak instruovány (přirozená rychlost), je menší než průměrné hodnoty u zdravé populace (Perry, Boyd, Rao & Mulroy, 1997; Powers, Rao & Perry, 1998). Při zvýšení rychlosti chůze dochází u obou dolních končetin osob s amputací i bez amputace k prodloužení délky kroku, zvýšení maximálních hodnot reakční síly a zvýšení velikosti kloubních momentů (Sanderson & Martin, 1997).

Rozdíl v provedení chůze můžeme nalézt také u skupin s různou příčinnou amputace. Osoby, u kterých bylo příčinnou amputace vaskulární onemocnění, mají při chůzi menší rychlost, frekvenci chůze, délku dvojkroku, % délku jednooporové fáze než skupina, u které

došlo k amputaci z traumatických důvodů. Hodnoty u obou skupin jsou nižší než u zdravých osob (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Pohyb v kloubech u TTA při chůzi – úhlové parametry

Hlezenní kloub (protetický kotník)

Sanderson a Martin (1997) uvádí, že nejzřetelnější rozdíly mezi končetinami jsou vidět v kinematice hlezenního kloubu, kde protetická končetina má vzhledem k nepostižené končetině i končetinám zdravé populace odlišný průběh hodnot úhlu a úhlové rychlosti v hlezenním kloubu zejména na začátku a konci stojné fáze.

Na nepostižené končetině je vzhledem ke zdravé populaci větší rozsah úhlu v hlezenním kloubu (Nolan & Lees, 2000), což může být přisuzováno tomu, že hlezenní kloub nepostižené končetiny je více využíván díky limitovanému pohybu kotníku na protetické končetině. Největší rozdíl v pohybu kotníku nastává ve fázi konce stojné a počátku švihové fáze, kde je menší plantární flexe u končetiny s protézou vzhledem k nepostižené končetině i zdravé populaci (Sanderson & Martin, 1997).

Kolenní kloub

Maximum flexe na počátku stojné fáze je vzhledem ke zdravé populaci menší a nastává později (Powers, Rao & Perry, 1998). Důvodem je, že protetické chodidlo neprodukuje kontrolovanou plantární flexi docílenou přirozeně excentrickou kontrakcí dorzálních flexorů (Edelstein, 1990). V prvních dvou třetinách stojné fáze má též stehno více vertikální orientaci, čímž je kolenní kloub na amputované končetině ve větší extenzi.

Na nepostižené končetině se objevují během začátku stojné fáze vyšší hodnoty flexe v koleni vzhledem ke zdravé populaci. Důvodem může být, že tímto mechanismem dochází k poskytnutí kompenzační energetické výhody pro zvýšení spotřeby energie v období mezi 15 % až 25 % krokového cyklu (Bateni & Olney, 2002).

Kyčelní kloub

Maximální flexe v kyčelním kloubu je větší (okolo 10°) u postižené končetiny než u zdravé populace (Bateni & Olney, 2002). Tato zvýšená flexe může být přisuzována tendenci osob s amputací prodlužovat délku kroku na protetické straně (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992). Zvýšená flexe v kyčli může být důsledkem mírného naklonění postavy, protože uživatelé protéz jsou si méně jistí na postižené končetině a snaží se přenést těžiště těla dopředu nad nepostiženou končetinu (Bateni & Olney, 2002).

U osob s amputací dochází k menší extenzi kyčelního kloubu na konci stojné fáze, což souvisí s nemožností provést plnou plantární flexi hlezenního kloubu a s dřívějším přenášením hmotnosti těla na zdravou končetinu.

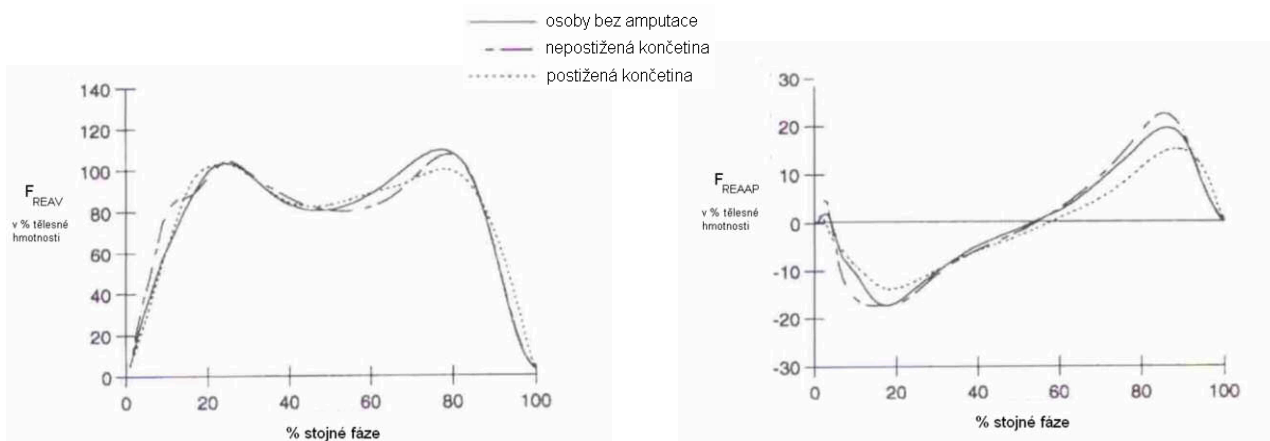
Pohyb pánve

Na odlišnosti pohybu pánve ve frontální rovině při chůzi u osob s transtibiální a transfemorální amputací (transfemoral amputee – TFA) se zaměřili Michaud, Gard a Childress (2000). Úklon pánve je u osob s amputací (TTA, TFA) odlišný od zdravé populace a je charakteristický snížením rozsahu pohybu. Nemožnost rotovat pánev ve frontální rovině, která se odráží ve změněné křivce úklonu pánve, může redukovat schopnost absorpce rázů lokomočního mechanismu při úderu paty a stádiu zatěžování (Michaud, Gard & Childress, 2000)

Reakční síla podložky u TTA

Rozdíly v provedení chůze jsou u reakční síly a momentů síly v kloubech dolní končetiny více evidentní než u kinematických charakteristik (Sanderson & Martin, 1997). Průběh vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly je znázorněn na obrázku 9.

Obrázek 9 Vertikální (F_{REAV}) a anteroposteriorní (F_{REAAP}) složka reakční síly během stojné fáze krokového cyklu u osob s amputací a zdravé populace (upraveno podle Sanderson & Martin, 1997)



Velikost prvního maxima vertikální složky reakční síly se významně neliší pro postiženou a nepostiženou končetinu ani pro končetiny zdravé populace. Pohybuje se přibližně od 104 % do 120-125 % tělesné hmotnosti subjektu (Sanderson & Martin, 1997). Naproti tomu Nolan

et al. (2003) naměřili u vysoce aktivních osob s transtibiální amputací na nepostižené končetině hodnotu vyšší než na postižené i vzhledem ke zdravé populaci. Také celkový impuls vertikální složky síly je větší na nepostižené končetině, což signalizuje její větší zatížení, které se navíc při vyšší rychlosti nejvýrazněji zvyšuje. Objevuje se tendence strmějšího nárůstu vertikální složky na začátku stojné fáze u nepostižené končetiny, na postižené končetině dochází k nárůstu vertikální složky do maxima zatížení pomaleji (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005; Menard & Murray, 1989; Sanderson & Martin, 1997).

Druhé maximum této složky je menší pro protetickou končetinu (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005; Sanderson & Martin, 1997). Tento rozdíl je při vyšší rychlosti ještě výraznější. Minimální změna druhého maxima vertikální složky společně s omezeným nárůstem akcelerační části AP složky při zvýšené rychlosti ukazuje, že osoby s amputací nejsou schopny efektivně přizpůsobit propulzní (hnací) sílu na protetické straně. To je způsobeno tím, že nejsou schopny ovlivnit plantární flekční moment (Sanderson & Martin, 1997).

Zatímco na nepostižené straně je zatížení větší v závěru stojné fáze, kdy dochází ke zvedání paty, na postižené je větší zatížení před tímto okamžikem (Menard & Murray, 1989). Rozdíl mezi maximem a minimem v průběhu vertikální složky reakční síly je na postižené straně významně redukován (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992), tedy dynamičnost pohybu s významnějším střídáním minima a maxima je větší na zdravé končetině (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005).

Maximální hodnoty AP složky reakční síly jsou pro protetickou končetinu menší než pro nepostiženou a menší než hodnoty u zdravé populace v brzdící i akcelerační fázi (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005; Menard & Murray, 1989; Sanderson & Martin, 1997). K podobným závěrům došli také Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara a Takami (1992), kteří uvádí, že hodnota součtu maxim v decelerační a akcelerační fázi je na protetické straně redukována a na nepostižené straně je srovnatelná s kontrolní skupinou. V průběhu brzdící fáze nastává maximum AP složky později, v akcelerační fázi je velikost AP složky na postižené končetině menší až do okamžiku před opuštěním podložky (Menard & Murray, 1989). Spolu s více vertikálním postavením protetické dolní končetiny tyto hodnoty ukazují na to, že amputovaní přizpůsobují jejich držení těla tak, aby redukovali zatížení této končetiny (Sanderson & Martin, 1997). Rozdíly mezi maximálními hodnotami AP složky postižené končetiny vzhledem k nepostižené končetině a k hodnotám zdravé populace se zvyšují s rychlostí chůze (Sanderson & Martin, 1997).

Během prvních 10 % stejné fáze je na zdravé končetině větší hodnota mediolaterální složky reakční síly. V dalším průběhu stejné fáze krokového cyklu se objevují dvě pozitivní maxima rozdílu mezi protetickou a zdravou končetinou, tedy na protetické končetině nabývá mediolaterální složka reakční síly větších hodnot (Menard & Murray, 1989). V křivkách jednotlivých složek reakční síly se mohou objevit určité nepravidelnosti. Tyto nepravidelnosti v křivce anteroposteriorní složky reakční síly se mění s délkou pahýlu a dobou uplynulou od amputace (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992). Delší pahýl a delší doba znamenají menší nepravidelnosti v křivce.

Rozložení tlaků na kontaktu chodidla s podložkou u TTA

Na rozdíl od studií, které se zabývají porovnáním různých typů chodidel z hlediska kinematiky a dynamiky chůze, je počet výstupů v oblasti měření tlaků menší. Při měření velikosti a rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou (bosá noha x podložka; noha x obuv) a zejména při interpretaci naměřených dat je nezbytné přihlížet k údajům naměřeným pomocí dynamometrie případně kinematické analýzy.

Mezi nepostiženou končetinou u osob s amputací dolní končetiny a kontrolní skupinou (bez subjektivních potíží) neexistují významné rozdíly v rozložení tlaků při chůzi a běhu (Van Gheluwe & Nelen, 1999). Při porovnávání polohy COP na nepostižené a postižené končetině osob s amputací a na končetině zdravých osob při chůzi Schmid, Beltrami, Zambarbieri a Verni (2005) rozdíly našli. Delší doba kontaktu fáze dvojí opory a delší čas při kontaktu paty a středonoží na protetické končetině se projeví v asymetrii pohybu COP mezi zdravým a protetickým chodidlem.

Ze studie Hayden, Evans, McPoil, Cornwall a Pipinich (2000) vyplývá, že u osob s amputací je oblastí s nejvyšším maximem tlaku uvnitř boty, pata. V přednoží je největší maximum tlaku v mediální oblasti pak následuje oblast centrální a nakonec laterální. U tlakového impulsu je nejvyšší hodnota také na patě. Dále to jsou oblasti mediálního, centrálního a laterálního přednoží.

S rostoucí rychlostí je na protetické končetině menší maximum zatížení, podobně jako rychlost zatěžování (Van Gheluwe & Nelen, 1999).

2.5.2 Hodnocení symetrie chůze u osob s transtibiální amputací

Adaptace na funkční ztrátu jednoho či více kloubů při jednostranné amputaci dolní končetiny je spojena s asymetrií. Centrální nervový systém osoby s amputací reaguje na vznik asymetrie vzniklé v důsledku amputace a kompenzuje ztrátu motorické funkce a změnách

antropometrických ukazatelů postižené osoby (Winter & Sienko, 1988). Je důležité vyšetřit požadavky na zatížení zdravé končetiny u aktivních osob s amputací vzhledem ke zdravé populaci, aby bylo možné identifikovat kompenzační mechanismy, které osoby s amputací provádějí (Nolan & Lees, 2000). Hodnocením symetrie chůze u osob s transtibiální amputací a u zdravých osob se zabývala řada autorů (Dingwell, Davis & Frazier, 1996; Winter & Sienko, 1988). Tato hodnocení umožňují lépe porozumět úloze kontralaterální nepostižené končetiny (Hurley, McKenney, Robinson, Zadavec & Pierrynowski, 1990). Posouzení symetrie zdravé a postižené končetiny je podle autorů Barth, Shumacher a Thomas (1992) nejlepší metoda pro hodnocení vlivu různých protetických chodidel.

Miff, Childress, Gard, Meier a Hansen (2005) porovnávali časové asymetrie u skupiny zdravých osob a u skupiny osob s transtibiální amputací při zahájení a ukončení chůze. Nolan et al. (2003) zkoumali, jak se symetrie chůze mění s její rychlostí u skupin s transfemorální a transtibiální amputací a u zdravých osob. Symetrii dolních končetin ve stádiu časně rehabilitace u dvou různých protetických chodidel porovnával Marinakis (2004).

Kombinace kinematických a kinetických výsledků naznačuje, že osoby s amputací zajišťují oporovou funkci zřetelně odlišnými pohybovými strategiemi na nepostižené a postižené končetině (Sanderson & Martin, 1997). U některých autorů se objevuje požadavek na symetrii chůze, protože asymetrie může vést k bolesti a degenerativním změnám v kloubech (Nolan & Lees, 2000). Jestliže se stupeň symetrie sníží, je možné, že následkem může být nerovnováha v zatěžování kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů obou končetin (Hurley, McKenney, Robinson, Zadavec & Pierrynowski, 1990). Asymetrie v důsledku ztráty končetiny je sice nevyhnutelná, avšak redukce této asymetrie a následné větší zatížení nepostižené končetiny může být žádoucí (Nolan & Lees, 2000). Také protetici se snaží protézu nastavit tak, aby bylo dosaženo symetrického vzorce chůze. Pokouší se vyrovnat délku kroku, zlepšit bilanci a zajistit stabilitu kolenního kloubu (Hurley, McKenney, Robinson, Zadavec & Pierrynowski, 1990).

Naproti tomu je nutné dodat, že asymetrie krokového cyklu nemohou být vždy považovány za nežádoucí. Lidské tělo s hlavní strukturální asymetrií v nervosvalovém a kosterním systému (jedna končetina amputovaná) nemůže fungovat optimálně, pokud je chůze symetrická (Winter & Sienko, 1988). V tomto případě by mělo být cílem nesymetrické provedení chůze bez omezování pohybu zbytku těla a mechaniky protézy. U osob s amputací může být asymetrická chůze prostředkem, který chrání pahýl postižené končetiny.

Asymetrie některých parametrů spolu souvisí, jiné spolu žádný vztah mít nemusí a obecně je k sobě vztahovat nelze. Osoby s transtibiální amputací mohou ve skutečnosti změnit jejich

krokový cyklus tak, že sníží jednu asymetrii zvýšením jiných asymetrií. Je nutné věnovat více úsilí identifikaci těch parametrů, pro které je dosažení symetrického vzorce chůze nejvíce výhodné (Dingwell, Davis & Frazier, 1996). Asymetrie časových parametrů krokového cyklu, jako důsledek úpravy chůze po amputaci, se objevuje také u osob s transfemorální amputací. Nolan et al. (2003) našli u skupiny osob s transfemorální amputací výrazně větší asymetrie v časových parametrech než u skupiny s amputací transtibiální.

Kvantifikování asymetrií ve vzorcích chůze u osob s amputací, které se vážou k normální populaci, je první krok k tomu, abychom zkusili definovat, jaký stupeň asymetrie je akceptovatelný nebo žádoucí u vzorců chůze pacientů při rehabilitačním procesu (Dingwell, Davis & Frazier, 1996). Lze říci, že zkoumání asymetrie je vhodné pro vyšetřování chůze u osob s amputací, zejména při stanovení možných tendencí k budoucí bolesti a degeneraci kloubů (Nolan et al., 2003).

2.5.3 Vliv typu protetického chodidla na provedení krokového cyklu

Při popisu chůze u osob s amputací je důraz kladen na konstrukci, nastavení a vhodnost protézy (Edelstein, 1990). S optimálním protetickým chodidlem mohou osoby s amputací chodit rychleji a dosáhnout rovnoměrné délky kroku na obou končetinách (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992).

V této oblasti je zajímavá studie, kterou prezentovali Barth, Shumacher a Thomas (1992), kteří provedli kinematickou a dynamickou analýzu u 6 osob (u 3 byla důvodem amputace vaskulární onemocnění u 3 úraz) s 6 typy protetických chodidel. Pokusili se přinést určitá doporučení, pro které uživatelé jsou zkoumané typy chodidel vhodné. Např. chodidlo SACH může být díky limitované dorzální flexi využito pokud osoba s amputací vyžaduje maximální stabilitu v závěru stojné fáze nebo pro uživatele s nižším stupněm aktivity vyžadující menší dorzální flexi v hlezenním kloubu nebo chodidlo Flex-Walk je vhodné pro uživatele s vysokým stupněm aktivity.

Velké množství studií porovnává dva nebo tři typy chodidel. Zejména klasické chodidlo (SACH) s některým dynamickým chodidlem. Han, Chung a Shin (2003) provedli kinematickou analýzu s cílem zhodnotit parametry chůze u osob s amputací dolní končetiny při chůzi s a bez bot a identifikovat rozdíly v parametrech chůze na boso při použití různých protetických chodidel. Perry, Boyd, Rao a Mulroy (1997) se zaměřili na stádium zatěžování krokového cyklu při použití jednoosého chodidla, chodidla Seattle Lite a chodidla Flex Foot. Menard a Murray (1989) provedli subjektivní a objektivní analýzu různých pohybových činností a porovnávali klasické chodidlo a chodidlo s dynamickou odezvou. Menard,

McBride, Sanderson a Murray (1992) porovnávali mezi sebou dva typy dynamických chodidel Flex Foot a Seattle foot. Rozdíly v kinematických a dynamických parametrech chůze s chodidly SACH a Flex Foot u dětí analyzovali Schneider, Hart, Zernicke, Setoguchi a Oppenheim (1993). Dynamický typ chodidla s dynamickou odezvou a víceosé chodidlo u adolescentů s vrozeným defektem dolní končetiny hodnotili Thomas et al. (2000).

Při použití dynamického chodidla se ukazuje, při srovnání s klasickým (SACH), zlepšené biomechanické provedení (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002). Biomechanické změny se nemusí významně projevit v metabolických parametrech. Abnormality v chůzi se objevují s chodidlem SACH i při chůzi na boso. Dochází k hyperextenzi v kolenním kloubu a ke ztrátě plantární flexe na začátku stojné fáze (Han, Chung & Shin, 2003).

Někteří autoři se snaží z množství charakteristik vybrat ty, které by byly pro výběr chodidla nejpodstatnější. Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara a Takami (1992) využili při srovnávání různých protetických chodidel pět parametrů, které shledali jako efektivní při chůzi normálních subjektů i chůzi osob s amputací. Byly to tyto:

- podíl délky kroku (podíl délky kroku na levé (zdravé) a délky kroku na pravé (protetické) končetině),
- podíl rychlosti chůze (podíl rychlosti chůze na levé (zdravé) a rychlosti chůze na pravé (protetické) končetině),
- velikost lokálního minima vertikální složky reakční síly v průběhu středního stoje krokového cyklu (je indikátorem plynulosti chůze),
- efektivita brzdění a zrychlení (součet maximálních hodnot předozadní složky reakční síly v brzdící a akcelerační fázi),
- kolísání v hodnotách anteroposteriorní složky reakční síly protetické končetiny.

Kromě analyzování těchto parametrů provedli také subjektivní hodnocení pacientů u každého typu protézy a pomocí hodnotící stupnice určili stupeň aktivity jedince.

Cortes, Viosca, Hoyos, Prat, a Sanchez-Lacuesta (1997) analyzovali 18 časových, kinematických a dynamických parametrů. Provedli kovarianční analýzu a ta ukázala, že faktory, které nejvíce ovlivňují chůzi, jsou (pořadí podle důležitosti): rychlost chůze, končetina (zdravá, postižená), interindividuální variabilita a nakonec typ chodidla. Při porovnání 4 typů protetických chodidel zjistili, že v oblasti dynamiky se podobně projevují chodidlo SACH s dynamickým chodidlem na jedné straně a jednoosé chodidlo a víceosé chodidlo (Greissinger) na straně druhé, což podporuje klasifikaci chodidel na chodidla s kloubem a bez kloubu.

Vliv typu chodidla na časověprostorové parametry

Typ chodidla má menší vliv na změnu časových a délkových parametrů chůze než rychlost chůze a sklon povrchu (Macfarlane, 1991). Při chůzi s klasickým typem chodidla (SACH) ve srovnání s dynamickými chodidly mají osoby s amputací nižší přirozenou rychlost chůze (Barth, Shumacher & Thomas, 1992; Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991; Nielsen, Shurr, Golden & Meier, 1989). Osoby s amputací, které chtějí chodit rychleji, preferují dynamický typ chodidla (Barth, Shumacher & Thomas, 1992; Nielsen, Shurr, Golden & Meier, 1989). Také efektivita chůze je při vyšších rychlostech ($4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a vyšších) lepší při použití dynamického chodidla (Nielsen, Shurr, Golden & Meier, 1989). Výběr chodidla ovlivňuje časověprostorové parametry již v časně fázi rehabilitace (Marinak, 2004).

Typ chodidla má malý vliv na délku kroku postižené končetiny, avšak délka kroku na nepostižené končetině je významně větší při použití dynamického typu (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991). Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara a Takami (1992) uvádí, že délka kroku a rychlost chůze se mění s typem protetického chodidla i s místem amputace. Velká pozitivní korelace mezi délkou kroku a rychlostí chůze zdůrazňuje fakt, že osoby s amputací používající protetické chodidlo vhodné pro jejich stupeň aktivity, mohou chodit rychleji s delšími kroky na zdravé straně. U osob s traumatickou amputací byla při použití chodidel Flex-Walk a SAFE II významně delší a při použití chodidla SACH významně kratší délka kroku na nepostižené končetině (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Schmalz, Blumentritt a Jarasch (2002) nenalezli statisticky významné rozdíly v rychlosti chůze a délce kroku mezi 5 typy protetických chodidel (1S71, 1D10, 1D25, 1C40 – Otto Bock; Flex Walk II – Flex Foot).

Příčiny rozdílů v provedení krokového cyklu ovlivněné typem chodidla nastávají na začátku koncového stoje postižené končetiny, kdy je zdravá končetina v koncovém švih (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991). Tyto rozdíly mezi dynamickými a klasickými chodidly souvisí s prodloužením (nebo zkrácením) závěrečné části jednooporové fáze postižené končetiny na protetickém chodidle. Chůze s dynamickým chodidlem umožňuje prodloužit čas koncového stoje na postižené končetině, což má za následek prodloužení kroku na zdravé končetině. Zvýšení pohybu trupu ve vertikálním směru během chůze s klasickým typem chodidla (vzhledem k dynamickému) je způsobeno snížením trupu po úderu paty zdravé končetiny. Může to souviset s pokusem snížit velikost reakční síly během fáze přenesení hmotnosti na zdravou končetinu (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991).

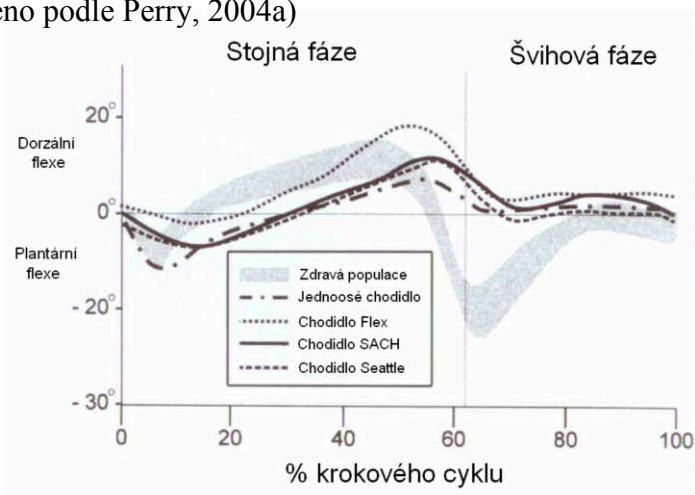
Vliv typu chodidla na úhlové parametry

Změny v krokovém cyklu u osob s transtibiální amputací souvisí do značné míry s protetickým kotníkem. Rozdíly ve velikosti úhlu v kotníku v průběhu krokového cyklu při využití různých typů chodidel jsou znázorněny na obrázku 10. Nolan a Lees (2000) zjistili, že při použití chodidla SACH byl rozsah pohybu v protetickém kotníku na postižené končetině o 10° menší a na nepostižené o 15° větší než při použití víceosého chodidla.

Rozsah pohybu v kotníku, který nastává mezi počáteční plantární flexí a dorzální flexí na konci stojné fáze, můžeme nazvat změnou dorziflexe během stojné fáze chůze. Změna v dorzální flexi je důležitá, protože osoby s amputací s nižším stupněm aktivity, menší rychlostí a kratší délkou kroku mohou využívat chodidla s menší změnou dorzální flexe, která jim poskytují větší stabilitu, vysoce aktivní osoby s amputací potřebují chodidlo s velkou změnou dorziflexe (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Při chůzi na boso byly u osob s transtibiální amputací zjištěny významné abnormality při použití chodidla SACH (ztráta plantární flexe na počátku stojné fáze, hyperextenze v kolenním kloubu) (Han, Chung & Shin, 2003). Dorzální flexe, která nastává při kontaktu paty kontralaterální končetiny, ovlivňuje stabilitu v závěru stojné fáze, nezbytnou pro optimální stabilitu a přesun na druhou končetinu a liší se pro jednotlivé typy protéz (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). U chodidla typu SACH je menší a u Flex-Foot je větší než u zdravé končetiny. Z toho vyplývá, že při použití chodidla SACH mají uživatelé v této fázi větší stabilitu, což může být důležité například pro osoby s nestabilním kolenním kloubem na protetické straně.

Edelstein (1990) uvádí, že typ protetického chodidla ovlivňuje také pohyb v kolenním kloubu.

Obrázek 10 Pohyb v hlezenním kloubu v průběhu přirozené chůze u osob s jednostranou amputací při použití čtyř různých typů protetických chodidel – srovnání se zdravou populací (upraveno podle Perry, 2004a)



Vliv typu chodidla na reakční sílu podložky

Reakční síla podložky je ovlivněna nejen vlastnostmi protetického chodidla, ale také délkou pahýlu, svalovou silou dolní končetiny a dobou uplynulou od amputace (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992). Dynamický typ chodidla má vliv na strmost nárůstu vertikální složky do maxima zatížení. Hodnoty získané při použití dynamického typu chodidla se více blíží hodnotám na zdravé končetině (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005). Rozdíl mezi maximy a lokálním minimem vertikální složky reakční síly podložky se při použití různých chodidel liší (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992). Větší hodnotu můžeme nalézt u chodidel SACH nebo LAPOC, nižší u Carbon Copy II. Tito autoři zjistili také vliv chodidla na součet maxim AP složky reakční síly v decelerační a akcelerační fázi. Vyšší hodnotu našli u jednoosého chodidla a chodidla Multiflex, nižší hodnotu u chodidel Safe II a Carbon Copy II. Při srovnání postižené a nepostižené končetiny je při použití většiny protéz (kromě Flex-Walk) větší celkové zatížení ve stádiu zatěžování na nepostižené končetině (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Redukce sil během stádia zatěžování je důležitá při ochraně zdravé končetiny před dalšími tlaky. Amputovaní s diabetes nebo s onemocněním vaskulárního systému jsou více citliví na tlak vytvářený vysokým zatížením zdravé končetiny během fáze zatěžování, což by mělo být uvažováno při výběru protetického chodidla (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Při optimálním výběru protetického chodidla má reakční síla podložky na postižené straně, zejména v průběhu decelerace a akcelerace pravidelnou křivku, která indikuje plynulý přenos těžiště (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992). Průběh reakční síly (zejména AP složky) ovlivňují vlastnosti bércového komponentu protézy (tuhý, flexibilní). Při využití flexibilního komponentu je maximum AP složky reakční síly vyšší, nepravidelnosti v průběhu této složky jsou redukovány (Coleman, Boone, Smith & Czerniecki, 2001).

Vliv typu chodidla na rozložení tlaků

U analýzy tlaků je jedním z nejdůležitějších úkolů určení vlivu použitého protetického chodidla na zatížení zdravé končetiny.

Vliv typu chodidla na rozložení tlaků na nepostižené končetině u osob s transtibiální amputací zkoumali Hayden, Evans, McPoil, Cornwall a Pipinich (2000). Redukce tlaků na zdravé končetině by mohla být prospěšná u pacientů s diabetes. Výsledky ukázaly, že protetická chodidla hodnocená v této studii významně nesnižovala velikost a trvání tlaku působícího na plantární povrch chodidla.

2.5.4 Vliv nastavení protézy a protetického chodidla na provedení krokového cyklu

V současné klinické praxi je optimalizace protetického nastavení zdoluhavý subjektivní proces vyžadující mnohaletou zkušenost protetiků, kombinovanou se zpětnou vazbou od pacienta. Je nevyhnutelné, že tato subjektivní metoda má za následek široké rozpětí akceptovatelných definitivních nastavení (Blumentritt, Schmalz, Jarasch & Schneider, 1999). Nastavení protézy nebo protetického chodidla významně ovlivňuje ekonomičnost provádění krokového cyklu. Optimální nastavení protézy dovoluje chůzi na dlouhé vzdálenosti po dlouhý čas (Fridman, Ona & Isakov, 2003).

Pokud protetické chodidlo není nastaveno optimálně, může se to projevit v odlišném provedení krokového cyklu. Nesprávné protetické nastavení může při dlouhodobém používání vést k nestabilitě, diskomfortu, zvýšenému zatěžování končetiny a poškození tkáně (Pinzur et al., 1995).

Hlavním cílem výzkumu v této oblasti je proces nastavování protézy více objektivizovat. Blumentritt, Schmalz, Jarasch a Schneider (1999) uvádí, že informace o silách a momentech způsobených biomechanickou funkcí protézy je jedna z cest, jak udělat protetické nastavování více objektivní. Při výzkumu chůze je protetické chodidlo záměrně nastavováno do různých poloh, aby mohl být popsán efekt, který tato nastavení způsobují. Fridman, Ona a Isakov (2003) zkoumali vliv nastavení protézy s chodidlem nastaveným v zevní rotaci. Schmalz, Blumentritt a Jarasch (2002) použili posun chodidla (v sagitální rovině) v anteriorním a posteriorním směru a nastavení do plantární a dorzální flexe. Blumentritt, Schmalz, Jarasch a Schneider (1999) se zabývali vlivem protetického nastavení v sagitální rovině na velikost zátěže kolenního kloubu u osob s transtibiální amputací při stožení.

Cílem optimálního nastavení protézy u osob s amputací dolních končetin je zvýšení komfortu pohybu a maximalizace schopností týkajících se chůze. Při biomechanických měřeních chůze je důležité zkoumat nejen vztah nastavení protézy a postižené končetiny, ale také vliv nastavení na končetinu zdravou (Pinzur et al., 1995). Význam biomechanické analýzy při stavbě protézy vyplývá z hodnocení stavby protéz prováděné různými technikami, kdy je možné pozorovat velké rozdíly v nastavení i v případě jednoho pacienta (Zahedi, Spence, Solomonidis & Paul, 1986; Solomonidis, 1991).

Kvantifikace optimálního nastavení protézy je velmi komplikovaný proces. Faktory jako rozdílnost jednotlivých uživatelů, typu protéz nebo jejich jednotlivých komponent mají za následek, že je pravděpodobně nereálné např. definovat optimální rozložení plantárních

tlaků napříč všemi subjekty (Geil & Lay, 2004). Navíc u konečného nastavení jsou změny kumulovány a je těžké zhodnotit efekt určité změny.

Vliv nastavení na časověprostorové parametry

Fridman, Ona a Isakov (2003) zjistili, že délka kroku byla kratší na zdravé končetině při všech nastaveních protézy (optimální, zevní rotace $+18^\circ$, zevní rotace $+36^\circ$). Nastavení protézy do nadměrné zevní rotace má za výsledek významné změny v časech stojné a švihové fáze (zkrácení stojné fáze postižené končetiny), délky kroku a přijetí pohybového vzorce chůze, kdy dochází k vnitřní rotaci kyčle. Rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou se zvyšuje. Schmalz, Blumentritt a Jarasch (2002) při různém nastavení nenalezli statisticky významné rozdíly v rychlosti chůze a v délce kroku.

Vliv nastavení na úhlové parametry

Vyšetření pohybů v kloubech v různých rovinách v určitých sekvencích krokového cyklu úzce souvisí se změnami v nastavení (Peeraer & De Roy, 2002). Podle Fridman, Ona a Isakov (2003) je při optimálním nastavení protézy hodnota zevní rotace končetiny $13,85^\circ \pm 8,10^\circ$ a při změně nastavení (do zevní rotace) je skutečná hodnota této rotace menší než hodnota daná nastavením protézy. To je způsobeno kompenzačním mechanismem celé amputované končetiny (Fridman, Ona & Isakov, 2003).

Vliv nastavení na reakční sílu podložky

Nastavení protézy ovlivňuje také hodnoty reakční síly. Pinzur et al. (1995) našli při srovnání různých nastavení rozdíly v maximu vertikální složky reakční síly a v impulzu síly. Anteroposteriorní složka reakční síly je velmi citlivá na změny nastavení (více než vertikální složka) (Solomonidis, 1991). Změna naklonění chodidla směrem do plantární flexe zvyšuje brzdící a akcelerační sílu. Změna naklonění do dorzální flexe redukuje brzdící sílu zejména při mezistoji. Při nastavení do 6° plantární flexe se křivka anteroposteriorní složky reakční síly přibližuje hodnotám zdravé populace (Solomonidis, 1991).

Vliv nastavení na rozložení tlaků

Ze studie Peeraer a De Roy (2005) vyplývá, že u osob s transtibiální amputací změna úhlu mezi bérceovým komponentem a protetickým lůžkem ve frontální rovině způsobuje posun v rozložení tlaku mezi mediálním a laterálním regionem nohy. Změny v nastavení chodidla (plantární a dorzální flexe) se projevují v posunu působíště reakční síly (COP) mezi zdravou a postiženou končetinou. Rozdíly při různém nastavení existují pro tento parametr také

na kontaktu protetického chodidla s podložkou. Vliv změn v dynamickém nastavení na plantární tlaky popisují Geil a Lay (2004). Podle těchto autorů úhlové změny v nastavení zapříčiňují redistribuci síly mezi protetickým chodidlem a podložkou, přičemž posuny tlaku se při změnách nastavení v sagitální rovině vyskytovaly většinou mezi anteriorními a posteriorními oblastmi a při změnách nastavení ve frontální rovině mezi mediálními a laterálními oblastmi. Modifikace nastavení v transverzální rovině mají za výsledek kombinaci posunů tlaků na chodidle v anteroposteriorním a mediolaterálním směru. Kromě změny v zatěžování protetického chodidla je opět velmi důležité sledovat, jak dané nastavení ovlivňuje zatížení kontralaterální zdravé končetiny.

2.5.5 Rozložení tlaků v lůžku protézy

Stav biomechanického výzkumu v oblasti protetických lůžek analyzovali Mak, Zhang a Boone (2001). Kromě povrchových tlaků, kolmých na povrch pahýlu, jsou intenzivně zkoumány také smykové tlaky (síly), které působí rovnoběžně s povrchem pahýlu. Někteří autoři (Williams, Porter & Roberts, 1992) vyvinuli k tomuto měření tříosé snímače síly. Třecími silami na rozhraní protetického lůžka a pahýlu se zabývali Zhang, Turner-Smith, Roberts a Tanner (1996). Tření na rozhraní pahýlu a lůžka u osob s amputací může působit pozitivně i negativně. Tření na povrchu kůže produkuje tlak v kůži a podkožních tkáních a tyto tlaky mohou poškodit tkáň a ovlivnit jejich normální funkci. Na druhou stranu tření hraje důležitou roli při přenosu zatížení. Role tření při přenosu tělesné hmotnosti nemůže být ignorována, přestože tato role není tak zásadní jako v případě protetického chodidla, kde by bez tření nebyla možná lokomoce.

Přestože průběh tlaku může být ovlivněn mnoha individuálními faktory, tvar základní tlakové křivky je dvouvrcholový (Zhang, Turner-Smith, Tanner & Roberts, 1998). Tato charakteristika je zřetelným znakem rychlé a intenzivní chůze, ale je méně výrazná při pomalé chůzi.

Stejně jako u protetických chodidel také u protetických lůžek dochází k porovnávání různých typů a k analýze jejich výhod a nevýhod. Porovnáním působících tlaků při chůzi u různých typů lůžek se zabývali Beil, Street a Covey (2002) nebo Convery a Buis (1999). Velikost tlaků v lůžku při stoji a při chůzi analyzovali Goh, Lee a Chong (2003). Vlivem frekvence chůze a uspořádání protézy na velikost tlaků v lůžku protézy se zabývali Sanders, Zachariah, Baker, Greve a Clinton (2000). Měření prováděli opakovaně po delší časové období. Vliv změny nastavení protézy na velikost tlaků v lůžku protézy při chůzi zkoumali Sanders, Bell, Okumura a Dralle (1998). Tito autoři uvádí, že změny tlaku jsou při chůzi

mnohem větší v anteriorní oblasti lůžka než v laterální a posteriorní. Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998) tvrdí, že maximum přímého tlaku je při chůzi přibližně dvakrát větší než při stoji. Otázkou, zda lze z tlaků naměřených při stoji predikovat tlaky v lůžku při chůzi, se zabývali Zachariah a Sanders (2001). Vliv různého nastavení na velikost a rozložení tlaků v lůžku protézy posuzovali Sanders a Daly (1999). Došli k závěrům, že změna v nastavení protézy nemusí být příčinou významných diferencí v rozložení sil na kontaktu pahýlu a lůžka a že různé postavení lůžka a bérce v sagitální rovině má větší vliv na smykové tlaky než na maximum tlaku na rozhraní. Seelen, Anemaat, Janssen a Deckers (2003) sledovali rozložení tlaků na rozhraní pahýlu a lůžka při různém nastavení při stoji a při chůzi. Došli k závěru, že anteroposteriorní přenastavení hlezenního kloubu vede k rozdílnému zatěžování subpatelární oblasti a oblasti konce tibie. Avšak výsledky ukázaly, že rozložení tlaků na rozhraní pahýlu a lůžka během stoje nemá přímou souvislost s průběhem a velikostí tlaků při chůzi. Podrobnou studii o velikosti tlaků v protetickém lůžku včetně hodnot tlaků v jednotlivých oblastech prezentovali Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998). Zabývali se také vlivem nastavení na velikost těchto tlaků. Největší hodnotu tlaku naměřili v popliteální oblasti. U většiny měřených oblastí byly přímé tlaky a smykové tlaky při plném zatížení větší než při polovičním zatížení. Objevila se však jedna výjimka, oblast mediální suprakondylární, kde byl přímý tlak při zvýšeném zatížení redukován. Možné vysvětlení zvýšeného zatížení ve statické poloze je, že tyto tlaky jsou způsobeny pasivním zavěšením lůžka. Tlaky se pak snižují s náklonem těla nebo jak se pahýl posouvá dolů do lůžka.

Shem, Breakey a Werner (1998) zjišťovali jak ovlivňuje rozložení tlaků na rozhraní lůžka a pahýlu použití stehenního korzetu. Stehenní korzet velikost tlaků snižuje, což může být užitečné u pacientů, jejichž pokožka pahýlu je méně odolná na působící síly.

Využití nových technologií umožňuje vývoj protetických chodidel s pohybem ve více rovinách. Tento pohyb však může při nesprávném nastavení zvyšovat zatížení v lůžku protézy vlivem nadměrné rotace a posunu pahýlu (Twiste & Rithalia, 2003). U každé z osob s amputací je rozložení tlaků v lůžku odrazem metody využití protetikem při tvarování lůžka k tolerování tlaku, stylu chůze pacienta a vlastností tkání (Sanders, Zachariah, Baker, Greve & Clinton, 2000).

3 Cíle a hypotézy

Cílem našeho výzkumu bylo porovnat základní kinematické a dynamické parametry chůze osob s jednostrannou transtibiální amputací prováděné s různými typy protetických chodidel a při různém nastavení protézy a protetického chodidla.

Stanovili jsme si tyto dílčí cíle:

1. Analyzovat u osob s transtibiální amputací odlišnosti v provedení krokového cyklu na postižené a nepostižené končetině.
2. Posoudit vliv typu protetického chodidla na kinematické a dynamické parametry chůze u osob s transtibiální amputací.
3. Posoudit vliv různých nastavení protetického chodidla a protézy na provedení chůze.
4. Určit rozložení tlaků na rozhraní pahýlu a protetického lůžka při chůzi, posoudit změny v rozložení tlaků v lůžku při chůzi do schodů a ze schodů.
5. Formulovat doporučení pro výběr protetického chodidla a optimalizaci nastavení protézy a protetického chodidla.

Hypotézy:

H₀₁: Provedení chůze se u osob s transtibiální amputací na postižené a nepostižené končetině neliší.

H₀₂: Provedení chůze se u osob s transtibiální amputací při použití klasického chodidla typu SACH a dynamického chodidla typu Sure-flex neliší.

Komentář k hypotéze H₀₁ a H₀₂: Provedení chůze bylo posuzováno pomocí časových, úhlových a silových parametrů a parametrů impulsu síly (viz kapitola 4.1).

H₀₃: Nastavení protetického chodidla u osob s transtibiální amputací neovlivňuje způsob zatížení sledovaných oblastí chodidla v obuvi při chůzi.

Komentář k hypotéze H₀₃: Způsob zatížení sledovaných oblastí chodidla v obuvi byl analyzován pomocí časových a tlakových parametrů (viz kapitola 4.2).

4 Metodika

V rámci této práce byla provedena tři biomechanická měření chůze přirozenou rychlostí u osob s transtibiální amputací. První experiment byl zaměřen na vliv typu protetického chodidla na kinematické a dynamické parametry chůze, druhý na vliv nastavení protetického chodidla a protézy na časové parametry chůze a na rozložení tlaků na kontaktu chodidla a stélky v obuvi a třetí na rozložení tlaků na rozhraní pahýlu a lůžka protézy při chůzi po rovném povrchu, při chůzi do schodů a chůzi ze schodů.

Ve všech měřeních byly testované osoby seznámeny s průběhem měření a podepsaly souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci.

4.1 Hodnocení vlivu typu protetického chodidla na provedení chůze

Soubory a použitý materiál

Soubor tvořilo 11 probandů s jednostrannou transtibiální amputací (věk $46,1 \pm 12,0$ let, výška 174 ± 5 cm, hmotnost $82,5 \pm 13,9$ kg, délka používání protézy $13,8 \pm 12,5$ let). Deset probandů přišlo o část dolní končetiny vlivem úrazu, u jednoho bylo příčinou amputace cévní onemocnění. Každá z osob již určitou dobu používala některý z typů dynamického chodidla.

K měření jsme měli k dispozici dva typy protetických chodidel. Byla to protetická chodidla typu SACH (ING corp., Frýdek Místek, Česká republika) a Sure-flex (Össur, Reykjavik, Island). Základní rozdíly mezi oběma typy chodidel jsou shrnuty v tabulce 1.

Metody a měřící zařízení

K prvnímu experimentu byly využity tři biomechanické metody:

- 3D videografická metoda,
- dynamografie,
- analýza tlaků na kontaktu nohy s podložkou.

Pro potřeby kinematické analýzy jsme využili čtyři digitální kamery (3 videokamery JVC, model GR-DVL9800; 1 videokamera SONY, model DCR-TRV900E) s frekvencí 50 Hz. Pro potřeby dynamické analýzy chůze byly využity dvě tenzometrické plošiny (AMTI, model OR6-5, Advanced Mechanical Technology, Inc., USA) o rozměrech 51,8 x 46,4 cm. Chůze osob s transtibiální amputací byla dále analyzována na zařízení pro snímání rozložení tlaků

(Footscan 2D 2m plate, RSScan, Belgie) o rozměrech 200 x 40 cm. Aktivní měřicí plocha tohoto zařízení je 195 x 35 cm, celkem obsahuje 16384 měřících senzorů.

Tabulka 1 Rozdíly mezi konvenčním (SACH) a dynamickým (Sure-flex) typem chodidla

Typ protetického chodidla	SACH 	Sure-flex 
Aktivita uživatele	Nízká, stupeň aktivity 1 a 2	Nízká až střední, stupeň aktivity 2
Konstrukce chodidla	Dřevěné tuhé jádro, vyměkčená pata pro tlumení rázů, měkké přednoží s pružnou výztuhou	Dvoupružinový skelet z uhlíkového kompozitu, možnost nastavení tuhosti paty pomocí vkládacích klínků
Vlastnosti chodidla	Velmi stabilní	Dobrá akumulace a uvolňování mechanické energie ve skeletu chodidla
Výhody	Nízká cena Dobrá životnost Bezúdržbové	Dynamické chování Rovnoměrnější délka kroku Uživatel ujde dále a chodí déle
Nevýhody	Nedostatečná opora na konci stojné fáze Pohyb pouze v sagitální rovině	Vyšší cena

Realizace měření

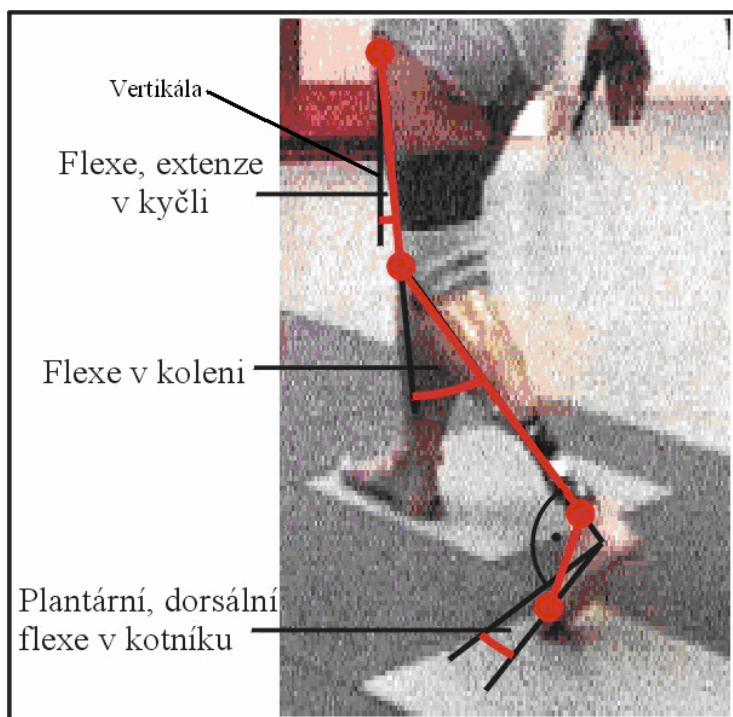
Každý z probandů absolvoval 3 měření chůze svou přirozenou rychlostí s každým typem chodidla. Před vlastním pořízením videozáznamu byly na probandech označeny body pomocí kterých můžeme definovat vybrané segmenty lidského těla. Jednalo se o tyto body: hlavička 5. metatarsu, pata, kotník (malleolus lateralis), koleno (epicondylus femoris lateralis), kyčel (trochanter major), rameno (acromion). Každý z bodů byl označen na pravé i levé straně těla. Videozáznam pro potřeby kinematické analýzy byl pořízen současně s měřením na tenzometrických plošinách. Tyto plošiny byly stejně jako měřicí zařízení pro analýzu tlaků zapuštěny do země.

Zpracování dat

Kinematická analýza

Data z kinematické analýzy byla vyhodnocována systémem APAS (Ariel Dynamics Inc., Trabuco Canyon, CA, USA). Byly hodnoceny tři základní parametry charakterizující pohyb dolní končetiny při chůzi: úhel v hlezenním kloubu (A), úhel v kolenním kloubu (K) a úhel v kyčelním kloubu (H) (obrázek 11).

Obrázek 11 Úhlové parametry dolní končetiny hodnocené při chůzi



Úhel v kyčelním kloubu má hodnotu 0° , je-li stehno rovnoběžné s vertikálou. Při pohybu před vertikálu se jedná o flexi v kyčelním kloubu, při pohybu vzad o extenzi. Kolenní kloub je v neutrálním postavení (0°), pokud je v plné extenzi, tedy úhel mezi bérceem a stehnem má hodnotu 180° . Má-li úhel mezi bérceem a stehnem nižší hodnotu než 180° , jedná se o flexi v kolenním kloubu. V opačném případě můžeme hovořit o hyperextenzi (značíme znaménkem $-$). Hlezenní kloub je v neutrálním postavení, pokud je celé chodidlo na podložce a bérce je ve vertikále, tedy úhel mezi bérceem a spojnicí paty a špičky chodidla je 90° . Je-li naměřený úhel mezi bérceem a nártem menší než při neutrálním postavení, pak se jedná o dorzální flexi, je-li větší, jde o plantární flexi.

Ze závislostí hodnot těchto úhlů na čase s přihlédnutím k fázím krokového cyklu byly odvozeny následující úhlové parametry:

Amax1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování,

Amin – minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu (= maximum dorsální flexe),

Amax2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze,

AR – rozsah pohybu v hlezenním kloubu,

Kmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi,

Kmin – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu (= maximum extenze),

Kmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi,

KR – rozsah pohybu v kolenním kloubu,

Hmax – maximum flexe v kyčelním kloubu,

Hmin – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu (= maximum extenze),

HR – rozsah pohybu v kyčelním kloubu.

Dynamografie

Údaje ze silových plošin byly zpracovány v programu MATLAB (Verze 7.0.1, The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA). Vektor reakční síly se rozkládá na tři složky: mediolaterální (x), anteroposteriorní (y) a vertikální (z). Vybrané časové a silové parametry a parametry impulsu síly jsou uvedeny na obrázku 12.

Absolutní časová data úzce souvisí s rychlostí chůze. Aby měřené parametry byly srovnatelné mezi různými jedinci, je nutné je normalizovat. Silové parametry jsme vydělili tíhovou silou působící na zkoumaný subjekt a původní (absolutní) síly jsme nehodnotili. Časové parametry jsme vydělili trváním stojné fáze (resp. trváním brzdící nebo akcelerační fáze).

Na základě uvedených úprav jsme obdrželi tyto proměnné:

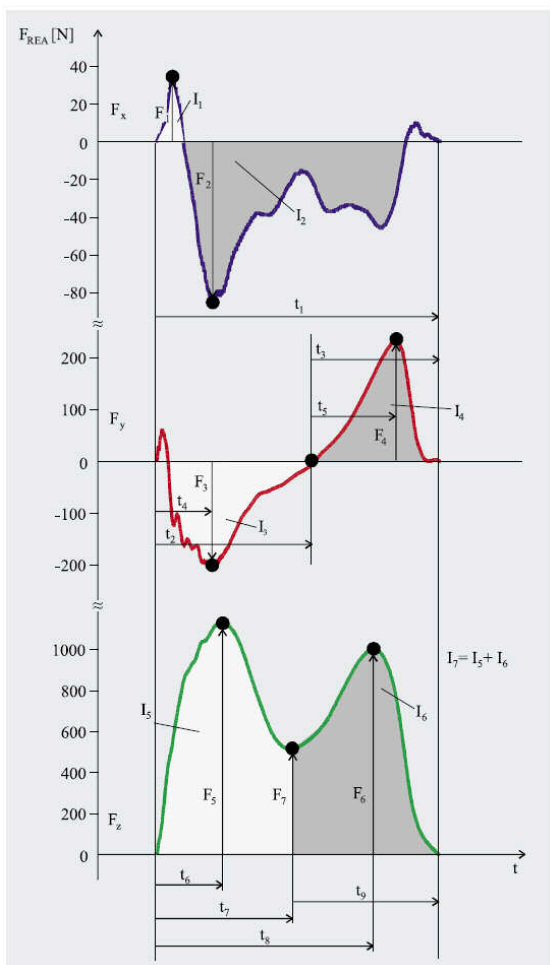
Relativní časové parametry:

- Rt2 – relativní čas brzdící fáze, anteroposteriorní směr (t_2/t_1),
- Rt3 – relativní čas akcelerační fáze, anteroposteriorní směr (t_3/t_1),
- Rt4 – relativní čas maximální síly v brzdící fázi, anteroposteriorní směr (t_4/t_2),
- Rt5 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi, anteroposteriorní směr (t_5/t_3),
- Rt6 – relativní čas maximální síly v brzdící fázi, vertikální směr (t_6/t_1),
- Rt7 – relativní čas lokálního minima síly v mezistoji a koncovém stoji, vertikální směr (t_7/t_1),
- Rt8 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi, vertikální směr (t_8/t_1).

Relativní silové parametry:

- RF1 – maximální síla mediální (mediolaterální směr),
- RF2 – maximální síla laterální (mediolaterální směr),
- RF3 – maximální síla v brzdící fázi (anteroposteriorní směr),
- RF4 – maximální síla v akcelerační fázi (anteroposteriorní směr),
- RF5 – maximální síla v brzdící fázi (vertikální směr),
- RF6 – maximální síla v akcelerační fázi (vertikální směr),
- RF7 – lokální minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (vertikální směr).

Obrázek 12 Dynamografické parametry měřené při chůzi (upraveno podle Vaverka & Elfmark, 2006)



Legenda: F_{REA} – reakční síla podložky, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, F_x – mediolaterální složka, F_y – anteroposteriorní složka, F_z – vertikální složka. Časové parametry: t_1 – celkový čas stejné fáze, t_2 – čas brzdící fáze (y), t_3 – čas akcelerační fáze (y), t_4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t_5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t_6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t_7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), t_8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t_9 – čas od lokálního minima síly do konce stejné fáze (z).

Reakční síla a impulzy síly: F_1 – maximální síla mediální (x), F_2 – maximální síla laterální (x), F_3 – maximální síla v brzdící fázi (y), F_4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), F_5 – maximální síla v brzdící fázi (z), F_6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), F_7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji (z), I_1 – silový impuls mediální (x), I_2 – silový impuls laterální (x), I_3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I_4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I_5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I_6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I_7 – celkový silový impuls (z).

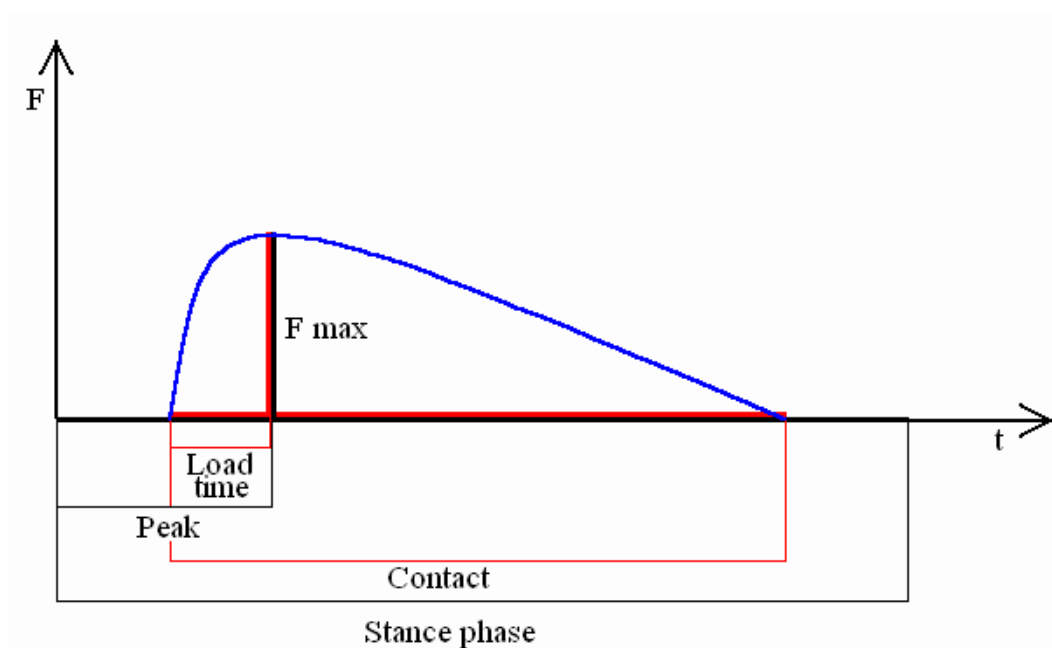
Poznámka: Relativní silové parametry RF1 a RF2 a impulzy síly I1 a I2 jsme neanalyzovali, protože rozlišení těchto proměnných na postižené končetině není jednoznačné.

Analýza tlaků (sil) na kontaktu chodidla s podložkou

Data byla zpracována programem Footscan (verze 6.3.45, RSScan, Belgie). Základními výstupními veličinami při měření rozložení tlaku na kontaktu nohy s podložkou jsou závislost tlaku na čase a souřadnice působíště reakční síly (COP). Chodidlo jsme rozdělili (s pomocí software) na tři oblasti: pata, středonoží a přednoží.

Než přistoupíme k definování zkoumaných parametrů uvádíme zde přehled proměnných používaných ve výpočtech (obrázek 13).

Obrázek 13 Pomocné proměnné využití při výpočtu časových a tlakových parametrů při analýze zatížení na kontaktu nohy s podložkou



Legenda: Stance phase – doba zatěžování celého chodidla (trvání stojné fáze), Contact – doba zatěžování specifické oblasti, Peak – doba od začátku stojné fáze po okamžik maximálního zatížení specifické oblasti, Load time – doba od začátku zatěžování specifické oblasti po okamžik maximálního zatížení specifické oblasti.

Jako výstupní jsem obdrželi tyto časové a silové parametry:

- Start time – čas začátku zatěžování oblasti (ms),
- End time – čas konce zatěžování oblasti (ms),

- % Contact ($= \text{Contact/Stance phase} \cdot 100\%$) – doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze,
- % Peak ($= \text{Peak/Stance phase} \cdot 100\%$) – doba od začátku stojné fáze po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k trvání stojné fáze,
- Fmax – maximální síla ve specifické oblasti (N),
- F average – průměrná síla ve specifické oblasti (N),
- % Load time ($= \text{Load time/Contact} \cdot 100\%$) – doba od začátku zatěžování oblasti po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k době zatěžování oblasti,
- Load rate ($= \text{Fmax/Load time}$) – rychlost zatížení (velikost maximální síly ve specifické oblasti vzhledem k době, kdy došlo k jejímu nárůstu).

Statistické zpracování

Statistické zpracování jsme provedli v programu Statistica (Verze 6.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Využili jsme analýzu rozptylu (ANOVA) a LSD Fischer post hoc test.

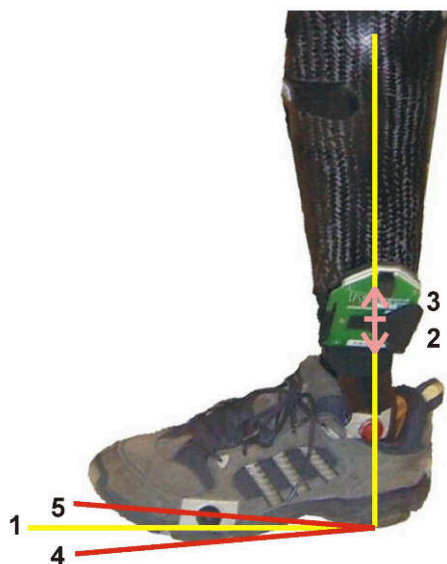
4.2 Analýza vlivu nastavení protetického chodidla a protézy na provedení chůze

Soubory a použitý materiál

Analyzovaný soubor experimentu tvořilo celkem 15 osob. U některých osob nebyla všechna měření provedena, ať už kvůli závadě na některém měřicím zařízení nebo kvůli nesouhlasu klienta. Pro analýzu tlaků soubor tvořilo 10 osob (věk: $57,2 \pm 12,35$ let, výška 178 ± 7 cm, hmotnost: $89,6 \pm 14,9$ kg, délka používání protézy: $12,8 \pm 14,9$ let), pro měření časových parametrů to bylo 11 osob (věk: $59,8 \pm 9,3$ let, výška 177 ± 5 cm, hmotnost: $90,1 \pm 15,0$ kg, délka používání protézy: $14,6 \pm 14,1$ let). V obou skupinách byla u 4 probandů končetina amputována následkem traumatu, u ostatních osob bylo důvodem amputace vaskulární onemocnění. Všechny osoby měly zkušenosti s některým typem dynamického chodidla, a proto absolvovaly měření s dynamickým chodidlem typu Sure-flex.

Při měření bylo využito pět různých nastavení protézy a protetického chodidla (obrázek 14).

Obrázek 14 Nastavení protézy a protetického chodidla využité při měření



Legenda: 1 – optimální nastavení určené protetikem, 2 – protéza o 1 cm kratší, 3 – protéza o 1 cm delší, 4 – protetické chodidlo nastavené do plantární flexe ($+5^\circ$), 5 – protetické chodidlo nastavené do dorzální flexe (-5°).

Metody a měřicí zařízení

K měření vlivu nastavení protetického chodidla a protézy na provedení chůze byly využity tyto metody:

- měření časových parametrů pomocí dotykového koberce,
- analýza tlaků na kontaktu chodidla a stélky pomocí flexibilních stélek.

Časové parametry chůze byly měřeny pomocí dotykového koberce délky 10 m rozděleného na dvě části tak, aby bylo možné posuzovat zvlášť levou a pravou končetinu. Pro analýzu tlaků na kontaktu chodidla se stélkou v obuvi byly použity flexibilní měřicí tlakové stélky (Footscan Insole, RSScan, Belgie). Každý subjekt měl při měření v obuvi umístěnu stélku odpovídající jeho velikosti nohy.

Realizace měření

Každá ze zkoumaných osob byla analyzována na koberci pro měření časových parametrů chůze a současně měla v obuvi umístěny stélky měřící rozložení tlaku. S každým z pěti nastavení absolvovali klienti dva pokusy chůze přirozenou rychlostí.

Zpracování dat

Hodnocení časových parametrů chůze

Data byla naměřena pomocí programu Univerzální diagnostický systém (Katedra biomechaniky a technické kybernetiky, FTK UP, Olomouc). Získali jsem informace o trvání oporové (stojné) a bezoporové (švihové) fáze (parametry Stance a Swing). Z těchto údajů jsme odvodili také relativní trvání stojné fáze tak, že jsme parametr Stance vydělili trváním krokového cyklu ($\% \text{ Stance} = \text{Stance} / (\text{Stance} + \text{Swing})$). Dalším ze zkoumaných parametrů byla Frekvence kroku (počet kroků za minutu).

Hodnocení tlaku na kontaktu chodidla a stélky

Rozložení tlaku na kontaktu nohy a stélky bylo posouzeno pomocí softwaru Footscan Insoles (verze 2.39, RSScan, Belgie). Základními výstupními veličinami byly závislost tlaku na čase a souřadnice působíště reakční síly (COP). Chodidlo jsme rozdělili automaticky pomocí software, avšak bylo nutné provedení manuální korekce. Základními sledovanými oblastmi byly: mediální část paty (HM), laterální část paty (HL), středonoží, 1. až 5. metatarsus (M1-M5), palec (T1) a prsty. Z těchto oblastí jsme se zaměřili na oblasti paty, metatarzů a palce. Na protetickém chodidle jsme jako zkoumané oblasti označili místa,

kteřá odpovídala oblastem na zdravé končetině. Z tlakových hodnot v daných oblastech byly vypočítány parametry:

- % Contact (= Contact/Stance phase*100%) – doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze,
- Pmax – maximální tlak ve specifické oblasti ($\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$),
- Impulse – tlakový impuls (plocha pod křivkou tlaku) ($\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$),
- Load rate (= Pmax/Load time) – rychlost zatížení (velikost maximálního tlaku ve specifické oblasti vzhledem k době, kdy došlo k jejímu nárůstu),
- Comp – porovnání průměrného tlaku ve specifické oblasti vzhledem k části chodidla, ke které náleží (%).

Statistické zpracování

Statistické zpracování jsme provedli v programu Statistica (Verze 6.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Využili jsme analýzu rozptylu (ANOVA) a LSD Fischer post hoc test.

4.3 Měření tlaků na kontaktu pahýlu a lůžka protézy

Třetího měření se účastnila jedna osoba (věk: 35 let, výška 176 cm, hmotnost: 98 kg, doba používání protézy: 3 roky). Jednalo se o pilotní studii, kdy získaná data měla posloužit k ověření měřicího postupu.

Měření bylo realizováno pomocí pružného zařízení (Flexible Solution, RSScan, Belgie) o rozměrech 16 x 3 cm. Testovaná osoba absolvovala opakované pokusy chůze, chůze do schodů a chůze ze schodů. Tlak jsme měřili v anteriorní a laterální oblasti protetického lůžka.

Pro analýzu tlakových sil bylo vyrobeno speciální protetické lůžko (obrázek 15). Bylo připraveno tak, že na sádrový odlitek pahýlu byly umístěny celkem 4 pásy kůže (anteriorní, posteriorní, laterální, mediální), které sloužily k tomu, aby se na pevném lůžku vytvořily drážky, do kterých bylo možné vložit měřicí část se snímači námi použitého zařízení. Na tento model bylo laminováním zhotoveno nosné lůžko protézy. V hotovém nosném lůžku pak byly drážky zakryty páskami kůže tak, aby vnitřní povrch nosného lůžka byl hladký. Při měření byl vždy jeden z pásků vyměněn za měřicí zařízení.

Obrázek 15 Příprava lůžka protézy pro měření tlaků



Rozložení tlaků na kontaktu nohy a stélky bylo posouzeno pomocí softwaru Flexible solution (verze BETA 0.28, RSScan, Belgie).

Měřená plocha byla vždy rozdělena na dvě poloviny (distální a proximální). Základními výstupními veličinami byla závislost tlaku na čase. Zařízení, které jsme měli k dispozici, bohužel umožňovalo měření tlaku pouze ve směru kolmém na pahýl. Smykové tlaky ve směrech rovnoběžných s povrchem lůžka tedy měřeny nebyly. Z rozložení tlaku na měřené oblasti bylo odvozeno působíště reakční síly v dané oblasti (COP*).

Data z analýzy tlaků v lůžku protézy statisticky zpracovávána nebyla, protože se jednalo o pilotní studii s jediným subjektem.

5 Výsledky

5.1 Vliv typu protetického chodidla

5.1.1 Absolutní časové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Hodnoty absolutních časových parametrů a statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými nastaveními jsou uvedeny v tabulkách 2 a 3. Z absolutních časových parametrů je pro nás nejdůležitější celkové trvání stojné fáze. Ostatní parametry vyhodnocujeme spíše jako relativní (v % krokového cyklu).

Tabulka 2 Hodnoty absolutních časových parametrů pro zdravou a postiženou končetinu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Protéza	Sure-flex				SACH			
	Zdravá		Postižená		Zdravá		Postižená	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
t1	0,681	0,0035	0,667	0,0037	0,698	0,0034	0,678	0,0036
t2	0,362	0,0041	0,386	0,0077	0,338	0,0040	0,348	0,0075
t3	0,319	0,0044	0,281	0,0079	0,359	0,0043	0,329	0,0077
t4	0,074	0,0032	0,124	0,0040	0,085	0,0031	0,141	0,0039
t5	0,231	0,0041	0,205	0,0071	0,261	0,0040	0,228	0,0069
t6	0,157	0,0046	0,172	0,0056	0,131	0,0045	0,194	0,0055
t7	0,322	0,0085	0,321	0,0087	0,315	0,0083	0,331	0,0085
t8	0,529	0,0035	0,501	0,0084	0,540	0,0034	0,470	0,0083
t9	0,359	0,0082	0,346	0,0085	0,382	0,0080	0,346	0,0083

Legenda pro tab. 2 a 3: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, t1 – celkový čas stojné fáze, t2 – čas brzdící fáze (y), t3 – čas akcelerační fáze (y), t4 – čas maximální síly v brzdící fázi (y), t5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), t6 – čas maximální síly v brzdící fázi (z), t7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoju (z), t8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z), t9 – čas od nejmenší síly do konce (z), Flex – protetické chodidlo typu Sure-flex, Z x P – rozdíl mezi zdravou a protetickou končetinou, F x S – rozdíl mezi chodidly Sure-flex a SACH, ** – rozdíl na 1 % hladině statistické významnosti, * – rozdíl na 5 % hladině statistické významnosti, + – tendence k rozdílu ($p < 0,1$).

Tabulka 3 Statisticky významné rozdíly mezi časovými parametry

Končetina	Flex	SACH	Zdravá	Postižená
	Z x P	Z x P	F x S	F x S
t1	>**	>**		
t2			>*	>**
t3	>**	>*	<**	<**
t4	<**	<**		<*
t5	>*	>**	<**	<+
t6	<+	<**	>**	
t7				
t8	>**	>**		>*
t9		>*		

Porovnání postižené (P) a zdravé končetiny (Z)

Celková doba stejné fáze je větší na zdravé končetině, což souvisí se zkrácením akcelerační fáze (t3) na postižené straně. Na zdravé končetině nastávají maximální hodnoty reakční síly v brzdící fázi (t4) dříve a v akcelerační fázi (t5) později. Podobné závěry platí také pro hodnoty vertikální složky (t6, t8).

Porovnání postižených končetin při použití protetických chodidel SACH (S) a Sure-flex (F)

Celková doba stejné fáze se pro oba typy chodidel významně neliší. Brzdící fáze (t2) je delší na F, doba trvání akcelerační fáze (t3) je významně větší pro S. Při použití chodidla F dochází rychleji k dosažení maxima anteroposteriorní složky síly (AP) ve fázi brzdící (t4). Maximum vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi (t8) nastává při použití S dříve.

Porovnání zdravých končetin při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Brzdící fáze je na zdravé končetině delší a akcelerační kratší při použití chodidla SACH. Maximum vertikální složky reakční síly nastává při použití chodidla SACH dříve a maximum anteroposteriorní složky v akcelerační fázi zase později.

5.1.2 Relativní časové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Porovnání postižené (P) a zdravé (Z) končetiny

Brzdící fáze (Rt2) je vzhledem k délce trvání stejné fáze kratší a akcelerační fáze (Rt3) delší na zdravých končetinách (tabulka 4). U anteroposteriorní složky reakční síly (AP) došlo k dřívějšímu dosažení maxima v brzdící fázi na zdravé (Rt4). Pozdější dosažení maxima AP složky reakční síly v akcelerační fázi (Rt5) na této končetině jsme našli pouze pro chodidlo S. Pro vertikální složku reakční síly jsou rozdíly mezi zdravými a postiženými končetinami obdobné. Významný rozdíl v maximu této složky v akcelerační fázi jsme našli i pro chodidlo F (tabulka 5).

Tabulka 4 Hodnoty relativních časových parametrů pro zdravou a postiženou končetinu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Protéza	Sure-flex				SACH			
	Zdravá		Postižená		Zdravá		Postižená	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Rt2	52,35	0,44	57,14	0,71	47,97	0,44	50,67	0,71
Rt3	47,55	0,45	42,84	0,71	51,92	0,44	49,30	0,71
Rt4	21,45	0,76	31,82	0,95	24,52	0,76	38,88	0,95
Rt5	72,57	0,31	72,02	0,48	73,07	0,31	67,98	0,48
Rt6	21,92	0,40	24,60	0,58	18,49	0,40	28,40	0,58
Rt7	48,28	0,68	47,49	0,83	45,10	0,68	48,50	0,83
Rt8	77,78	0,18	75,38	0,64	77,26	0,18	70,74	0,64

Legenda pro tab. 4, 5: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, Rt2 – relativní čas brzdící fáze (y), Rt3 – relativní čas akcelerační fáze (y), Rt4 – relativní čas maximální síly v brzdící fázi (y), Rt5 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi (y), Rt6 – relativní čas maximální síly v brzdící fázi (z), Rt7 – relativní čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), Rt8 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi (z), Flex – protetické chodidlo typu Sure-flex, Z x P – rozdíl mezi zdravou a protetickou končetinou, F x S – rozdíl mezi chodidly Sure-flex a SACH, ** – rozdíl na 1 % hladině statistické významnosti, * – rozdíl na 5 % hladině statistické významnosti, + – tendence k rozdílu ($p < 0,1$).

Tabulka 5 Statisticky významné rozdíly mezi relativními časovými parametry

Končetina	Flex	SACH	Zdravá	Postižená
	Z x P	Z x P	F x S	F x S
Rt2	<***	<*	>***	>***
Rt3	>***	>*	<***	<***
Rt4	<***	<***		<***
Rt5		>***		>***
Rt6	<***	<***	>***	<***
Rt7		<*		
Rt8	>***	>***		>***

Porovnání postižených končetin při použití protetických chodidel SACH (S) a Sure-flex (F)

Brzdící fáze trvá vzhledem k celkové délce trvání stojné fáze déle při použití chodidla F (57 %), akcelerační při použití chodidla S (49 %). Maximum AP složky reakční síly v brzdící fázi nastává u F vzhledem k trvání této fáze dříve (F – 31 %, S – 38 %), v akcelerační fázi později (F – 72 %, S – 68 %). Stejně výsledky jsme obdrželi i pro vertikální složku reakční síly.

Porovnání zdravých končetin při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Na zdravé končetině je brzdící fáze delší a akcelerační fáze kratší při použití chodidla F. Maximum vertikální složky v brzdící fázi nastává při použití chodidla F na zdravé končetině dříve.

5.1.3 Úhlové parametry chůze při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Hlezenní kloub (protetický kotník)

U všech sledovaných parametrů jsou v souboru velké interindividuální rozdíly (tabulka 6). Na začátku stojné fáze bylo maximum plantární flexe (Amax1) větší na postižené končetině při použití chodidla F. Dorzální flexe (Amin) byla při použití chodidla S na postižené končetině menší vzhledem k postižené i nepostižené končetině při použití chodidla F (obrázek 16). Velikost maxima plantární flexe v závěru stojné fáze (Amax2) se pro žádnou ze sledovaných skupin významně neliší (tabulka 7). Rozsah pohybu hlezenního

kloubu se mezi nepostiženou a postiženou končetinou při použití dynamického chodidla neliší. Při použití klasického typu protézy je na postižené končetině rozsah pohybu menší.

Kolenní kloub

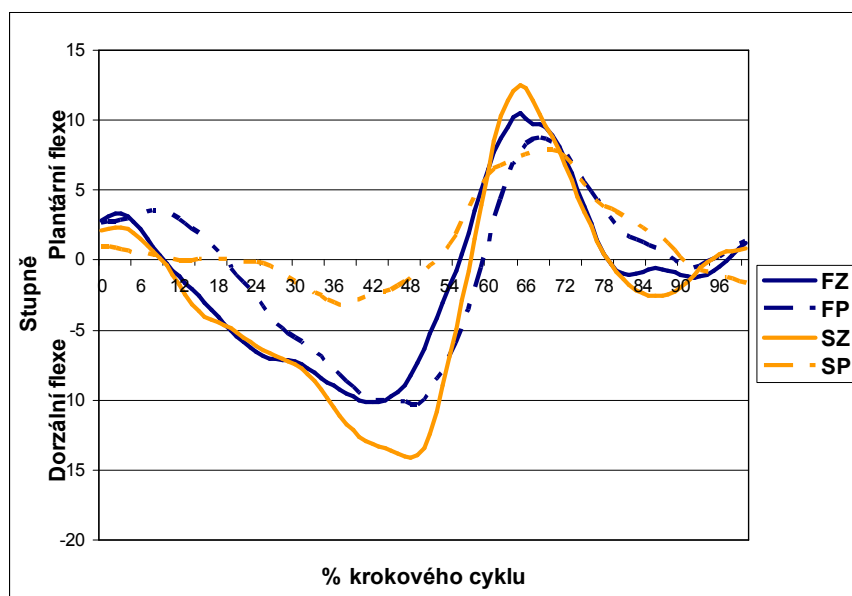
V úhlových hodnotách parametrů kolenního kloubu jsme ani na zdravé ani na postižené končetině nenalezli žádný významný rozdíl mezi pokusy, kdy bylo použito klasické a kdy dynamické chodidlo. Významné rozdíly jsem našli pouze mezi zdravou a postiženou končetinou a to při použití obou typů protetikých chodidel.

Hodnota maxima flexe v kolenním kloubu je ve stejné fázi menší na postižené končetině (obrázek 17). Ve švihové fázi dosahuje flexe v kolenním kloubu vyšších hodnot na postižené končetině. Při použití chodidla S je na postižené končetině větší také celkový rozsah pohybu.

Kyčelní kloub

Stejně jako u kolenního kloubu i v případě kyčelního kloubu jsme nenalezli významné rozdíly v úhlových parametrech způsobené použitím různého typu protetikého chodidla. Na postižené končetině je při použití obou typů protetikých chodidel maximum flexe v kyčelním kloubu větší, maximum extenze kyčelního kloubu je naopak menší (obrázek 18).

Obrázek 16 Změna úhlu v hlezenním kloubu (protetikém kotníku) v průběhu krokového cyklu při použití protetikých chodidel SACH a Sure-flex na zdravé i postižené končetině



Legenda k obr. 16, 17, 18: FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex, FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex, SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH, SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Tabulka 6 Hodnoty úhlových parametrů pro zdravou a postiženou končetinu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Protéza	Sure-flex				SACH			
	Zdravá		Postižená		Zdravá		Postižená	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Amax1	5,4	4,29	6,0	3,13	4,4	2,91	3,9	3,02
Amin	-13,2	5,30	-15,0	3,71	-15,5	5,45	-6,6	2,82
Amax2	17,0	8,60	13,8	6,60	16,2	8,56	14,3	7,58
AR	30,4	10,55	29,1	8,33	31,9	8,85	21,1	7,59
Kmax1	18,8	0,42	12,8	0,40	20,6	0,42	12,8	0,40
Kmin	0,7	0,49	2,1	0,49	0,7	0,49	1,5	0,49
Kmax2	59,5	0,48	62,5	1,05	58,9	0,48	65,6	1,05
KR	58,8	0,77	60,5	1,15	58,2	0,77	64,1	1,15
Hmax	23,6	0,25	31,1	0,45	23,6	0,25	30,8	0,45
Hmin	-20,4	0,27	-14,5	0,23	-19,5	0,27	-13,6	0,23
HR	44,0	0,31	45,7	0,46	43,1	0,31	44,4	0,46

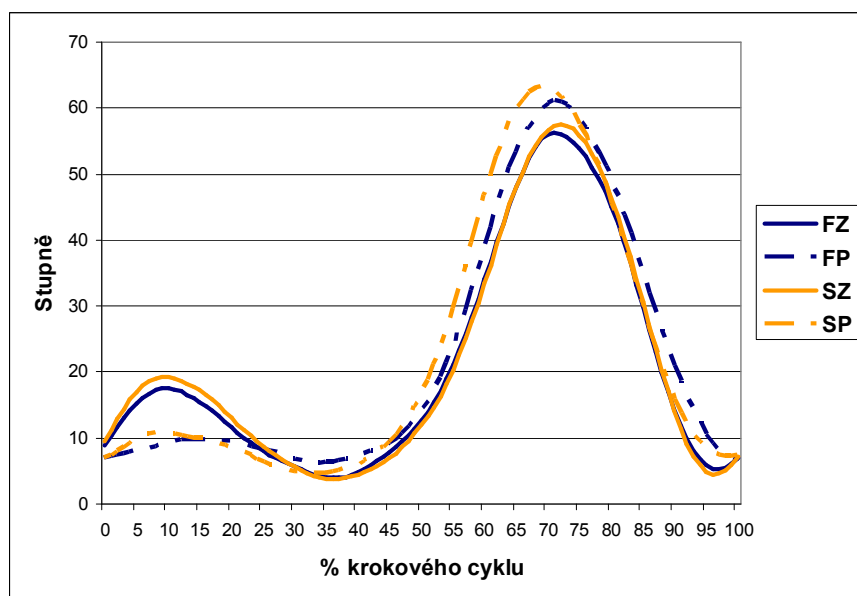
Legenda pro tab. 6, 7: SD – směrodatná odchylka, Amax1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování, Amin – maximum dorsální flexe (znaménko –) v hlezenním kloubu, Amax2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, AR – rozsah pohybu v hlezenním kloubu, Kmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, Kmin – maximum extenze (znaménko –) v kolenním kloubu, Kmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KR – rozsah pohybu v kolenním kloubu, Hmax – maximum flexe v kyčelním kloubu, Hmin – maximum extenze (znaménko –) v kyčelním kloubu, HR – rozsah pohybu v kyčelním kloubu, Flex – protetické chodidlo typu Sure-flex, Z x P – rozdíl mezi zdravou a protetickou končetinou, F x S – rozdíl mezi chodidly Sure-flex a SACH, ** – rozdíl na 1 % hladině statistické významnosti, * – rozdíl na 5 % hladině statistické významnosti, + – tendence k rozdílu ($p < 0,1$).

Tabulka 7 Statisticky významné rozdíly mezi úhlovými parametry

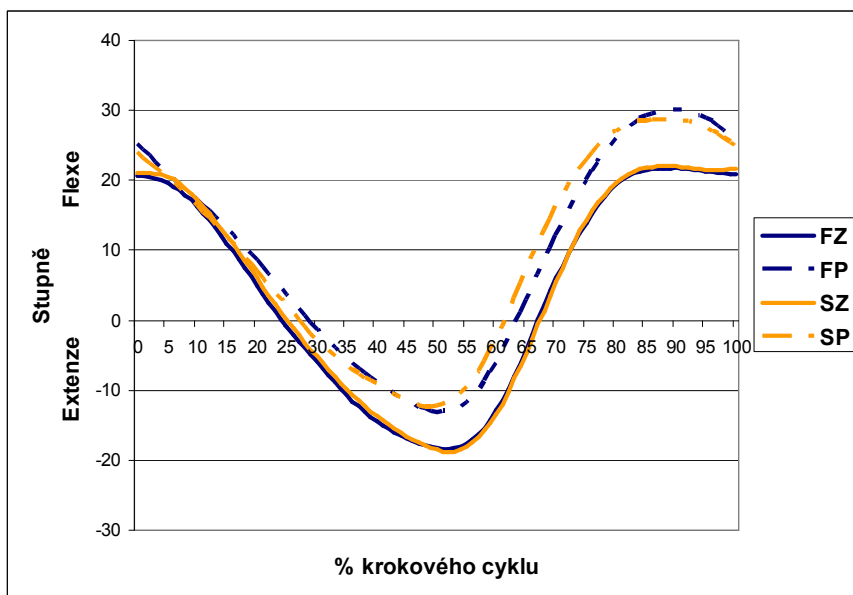
Končetina	Flex	SACH	Zdravá	Postižená
	Z x P	Z x P	F x S	F x S
Amax1				>*
Amin		>**	<+	>**
Amax2				
AR		>**		>**
Kmax1	>**	>**	<+	
Kmin	<+			
Kmax2	<*	<**		
KR		<**		
Hmax	<**	<**		
Hmin	>**	>**		
HR	<+			

Poznámka: pokud jsou hodnoty některých parametrů záporné, porovnáváme rozdíl absolutních hodnot těchto veličin.

Obrázek 17 Změna úhlu v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex na zdravé i postižené končetině



Obrázek 18 Změna úhlu v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex na zdravé i postižené končetině



5.1.4 Reakční síla a impuls síly při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

V oblasti dynamografie jsme hodnotili velikost složek reakční síly ve vybraných okamžicích krokového cyklu a velikost silového impulsu v jeho vybraných fázích. Složky reakční síly byly vztaženy k tíhové síle těla (F_{REA}/G). Průběhy anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly u osob s amputací při použití obou typů chodidel jsou na obrázcích 19 a 20. Číselné hodnoty jsou uvedeny v tabulkách 8 a 9.

Maximální hodnoty reakční síly v brzdící i akcelerační fázi jsou na zdravé končetině vyšší pro anteroposteriorní i vertikální složku reakční síly. Výjimku tvoří maximum vertikální složky v brzdící fázi při použití chodidla F, kde jsou hodnoty zdravé a postižené končetiny srovnatelné. Minimální hodnota vertikální složky reakční síly (RF7), která nastává mezi dvěma maximy, je vyšší na postižené končetině. Z toho vyplývá, že dynamičnost pohybu s významnějším střídáním minima a maxima je větší na zdravé končetině. Odchyly od zdravé končetiny jsou na F menší.

Tabulka 8 Hodnoty parametrů reakční síly a impulsu síly pro zdravou a postiženou končetinu při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Protéza	Sure-flex				SACH			
	Zdravá		Postižená		Zdravá		Postižená	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
RF3	-0,178	0,0027	-0,146	0,0026	-0,205	0,0027	-0,162	0,0025
RF4	0,198	0,0017	0,139	0,0022	0,191	0,0016	0,137	0,0021
RF5	1,054	0,0076	1,050	0,0082	1,196	0,0074	1,031	0,0080
RF6	1,055	0,0069	0,972	0,0050	1,071	0,0068	0,955	0,0049
RF7	0,699	0,0063	0,745	0,0071	0,673	0,0062	0,753	0,0069
I3	-25,746	0,4361	-19,489	0,4224	-26,467	0,4263	-18,654	0,4129
I4	25,816	0,3203	17,479	0,3609	26,616	0,3131	16,100	0,3528
I5	213,371	5,0501	200,356	6,3424	223,810	4,9366	206,837	6,1999
I6	224,679	4,8971	212,601	6,1062	237,606	4,7870	199,170	5,9690
I7	438,050	3,1027	412,957	3,4002	461,417	3,0330	406,007	3,3237

Legenda pro tab. 8, 9: x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, RF3 – maximální síla v brzdící fázi (y), RF4 – maximální síla v akcelerační fázi (y), RF5 – maximální síla v brzdící fázi (z), RF6 – maximální síla v akcelerační fázi (z), RF7 – minimum síly ve středním a koncovém stoji (z), I1 – silový impuls, mediální (x), I2 – silový impuls laterální (x), I3 – silový impuls v brzdící fázi (y), I4 – silový impuls v akcelerační fázi (y), I5 – silový impuls v brzdící fázi (z), I6 – silový impuls v akcelerační fázi (z), I7 – celkový silový impuls (z), Flex – protetické chodidlo typu Sure-flex, Z x P – rozdíl mezi zdravou a protetickou končetinou, F x S – rozdíl mezi chodidly Sure-flex a SACH, ** – rozdíl na 1 % hladině statistické významnosti, * – rozdíl na 5 % hladině statistické významnosti, + – tendence k rozdílu ($p < 0,1$), relativní silové parametry jsou bez jednotky, impuls síly je v N.s.

Velikost sledovaných impulsů síly je větší ve všech případech (ve směru vertikálním a anteroposteriorním) na zdravé končetině. Rozdíl mezi chodidlem S a zdravou končetinou je větší než při použití chodidla F. Pro velikost AP silového impulsu v brzdící a akcelerační fázi jsou rozdíly pro obě chodidla významné. Totéž platí také pro celkový impuls síly u vertikální složky reakční síly.

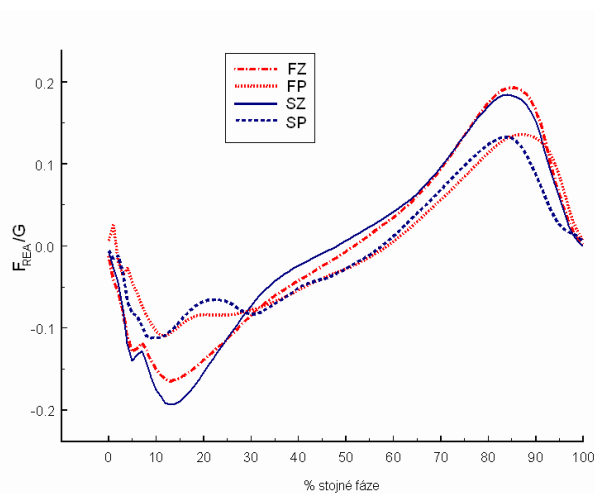
Při použití chodidel S a F jsme v silových parametrech na postižené končetině našli minimum rozdílů. Maximum AP složky v brzdící fázi je větší při použití S, silový impuls v akcelerační fázi je větší pro F.

Tabulka 9 Statisticky významné rozdíly silových parametrů a parametrů impulsu síly

Končetina	Flex	SACH	Zdravá	Postižená
	Z x P	Z x P	F x S	F x S
RF3	>**	>**	<**	<**
RF4	>**	>**		
RF5		>**	<**	
RF6	>**	>**		
RF7	<**	<**	>+	
I3	>**	>**		
I4	>**	>**		>**
I5				
I6		>**		
I7	>**	>**	<**	

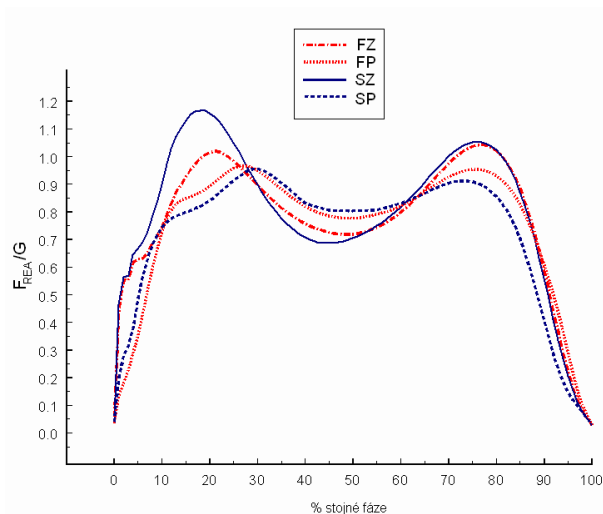
Poznámka: pokud jsou některé hodnoty některých parametrů záporné, porovnáváme rozdíl absolutních hodnot těchto veličin.

Obrázek 19 Grafické znázornění závislosti anteroposteriorní složky reakční síly na čase



Legenda k obr. 19, 20: FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex, FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex, SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH, SP – postižená končetina při použití chodidla SACH, F_{REA}/G – reakční síla vydělená tíhovou silou.

Obrázek 20 Grafické znázornění závislosti vertikální složky reakční síly na čase



Na zdravé končetině nastává maximum reakční síly (anteroposteriorní i vertikální složka) dříve při použití chodidla F. Celkový silový impuls (vertikální složka) je na zdravé končetině větší při použití chodidla S.

Hodnoty úhlových a silových parametrů se mohou lišit mezi jednotlivými probandy. Pro každého z nich může být vhodný odlišný typ chodidla. Přehled hodnot kinematických a dynamických parametrů chůze pro každého jednotlivce jsou uvedeny v příloze 1.

5.1.5 Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s podložkou při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Přehled statisticky významných rozdílů v časových a silových parametrech je uveden v tabulce 10. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky všech sledovaných parametrů jsou uvedeny v příloze 2.

Srovnání zdravé (Z) a postižené (P) končetiny

Pata: Zatížení této oblasti končí později na zdravé končetině pro oba typy protetických chodidel (obrázek 21). Rozdíl mezi zdravou končetinou a končetinou s dynamickým typem chodidla je menší než je tomu u klasického chodidla. Také poměr doby kontaktu paty a trvání stojné fáze (% Contact) je vyšší u nepostižené končetiny, zejména při využití protetického chodidla S (F: Z – 56 %, P – 52 %; S: Z – 61 %, P – 46 %). U končetiny s protézou dochází na začátku kontaktu paty k pomalejšímu nárůstu síly. Velikost maxima se však neliší. Při využití protetického chodidla S pak nastává maximální zatížení postižené končetiny v této

oblasti později (Z – 17,3 %, P – 25,6 %). Intraindividuelní variabilita časových parametrů je větší u zdravé končetiny.

Tabulka 10 Statisticky významné rozdíly mezi tlakovými a časovými parametry chůze

Oblast	Parametr	Sure-flex	SACH	Zdravá	Postižená
		Z x P	Z x P	F x S	F x S
Pata	End Time	> **	> **	< **	> **
Pata	%Contact	> **	> **	< **	> **
Pata	%Peak		< **		< **
Pata	F average			< **	< *
Pata	%Load Time	< **	< **		< **
Středonoží	Start Time	< *	< **		< **
Středonoží	End Time	> **			< **
Středonoží	Fmax		< **		< **
Středonoží	F average		< **		< **
Středonoží	%Load Time		> **		
Středonoží	Load Rate	< **	< **		< **
Přednoží	Start Time	< **	< **		< **
Přednoží	%Contact	> **	> **		> **
Přednoží	%Peak	> **			< *
Přednoží	Load Rate	< **	< **		

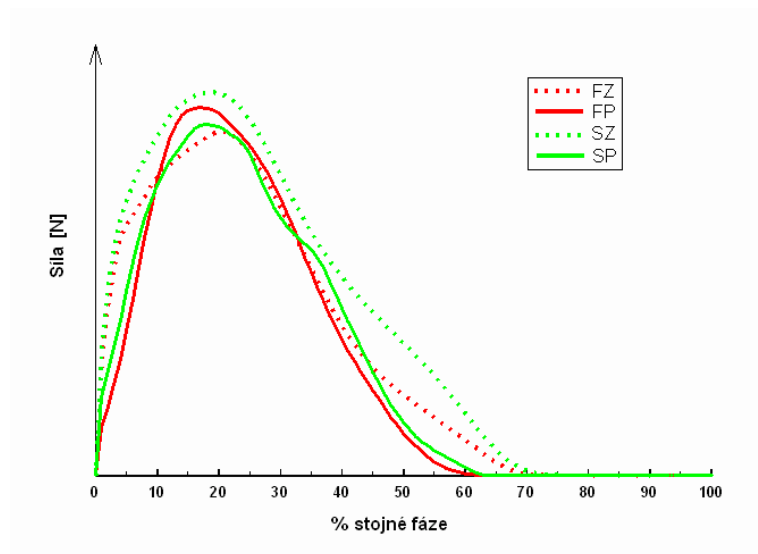
Legenda: Start time – čas začátku zatěžování oblasti, End time – čas konce zatěžování oblasti, % Contact – doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze, % Peak – doba od začátku stejné fáze po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k trvání stejné fáze, Fmax – maximální síla ve specifické oblasti, F average – průměrná síla ve specifické oblasti, % Load time – doba od začátku zatěžování oblasti po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k době zatěžování oblasti, Load rate – rychlost zatížení (velikost maximální síly ve specifické oblasti vzhledem k době, kdy došlo k jejímu nárůstu), Z x P – rozdíl mezi zdravou a protetickou končetinou, F x S – rozdíl mezi chodidly Sure-flex a SACH, ** – rozdíl na 1 % hladině statistické významnosti, * – rozdíl na 5 % hladině statistické významnosti.

Středonoží: Zatížení střední oblasti nohy začíná dříve u nepostižené končetiny při chůzi s oběma typy protetických chodidel. U končetiny s protézou je střední část protetického chodidla zatěžována později s oběma typy chodidel, s dynamickým typem dříve než s klasickým (parametr Start time). U končetiny s dynamickým typem protézy je

zatěžování střední části ukončeno dříve než u zdravé končetiny nebo u postižené končetiny s klasickým typem chodidla. K významnému nárůstu síly dochází v této části na postižené končetině při použití chodidla S (obrázek 22).

Přednoží: Zatěžování této oblasti začíná dříve na zdravé končetině (obrázek 23). Délka zatěžování přednoží vzhledem k trvání stojné fáze je na zdravé končetině větší (F: Z – 87 %, P – 75 %; S: Z – 88 %, P – 69 %). K dosažení maxima tlakové síly v této oblasti dochází nejdříve u postižené končetiny při použití dynamického typu chodidla.

Obrázek 21 Změna zatížení na patě v průběhu stojné fáze



Legenda k obr. 21, 22, 23: FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex, FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex, SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH, SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Srovnání postižených končetin při využití dynamického a klasického typu chodidla

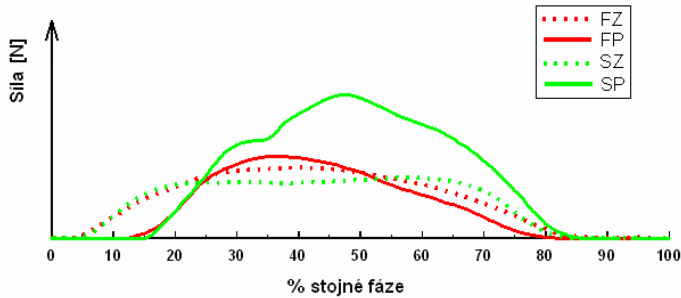
Rozdíly jsou dány zejména odlišnou konstrukcí chodidel.

Pata: Doba zatížení této oblasti je větší při použití dynamického typu chodidla, čímž se více blíží době zatížení na zdravé končetině. Maximální zatížení paty nastává vzhledem k délce trvání stojné fáze později při použití chodidla S (F – 20 %, S – 26 %). Velikost tohoto parametru se při použití chodidla F opět více blíží hodnotám na zdravé končetině.

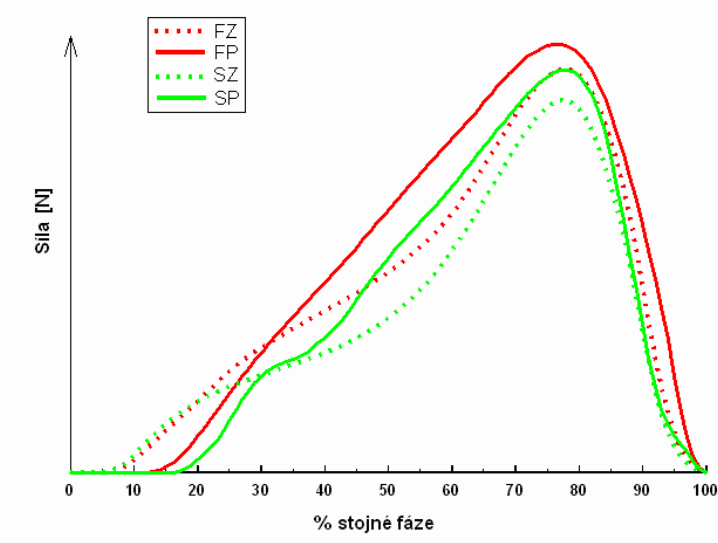
Středonoží: Začátek i konec zatěžování této oblasti nastává dříve u dynamického typu chodidla. Velikost zatížení je výrazně vyšší u klasického chodidla (obrázek 22).

Přednoží: V této oblasti jsme mezi parametry při použití klasického a dynamického typu chodidla našli nejméně rozdílů. Zatěžování přednoží začíná dříve při použití dynamického typu (obrázek 23).

Obrázek 22 Změna zatížení ve středonoží v průběhu stejné fáze



Obrázek 23 Změna zatížení v přednoží v průběhu stejné fáze



Větší je také doba zatěžování této oblasti vzhledem k délce stejné fáze (F – 75 %, S – 69 %). Tato hodnota se opět více blíží hodnotám na nepostižené končetině. Také k dosažení maxima dochází dříve při použití chodidla F.

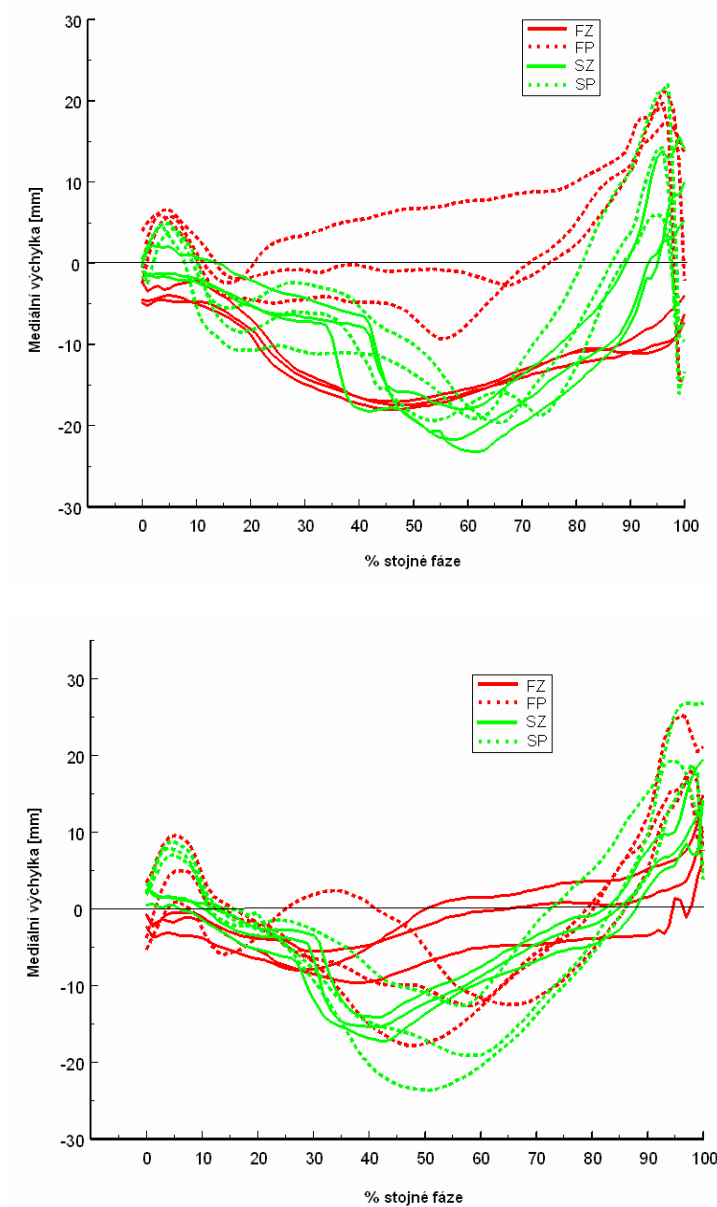
Srovnání zdravých končetin při využití dynamického a klasického typu chodidla

Rozdíly mezi sledovanými parametry na zdravé končetině při použití klasického a dynamického chodidla jsme našli pouze v patní části. Zdravá končetina je při použití chodidla SACH zatěžována více a déle.

Trajektorie působíště reakční síly (COP)

Trajektorie působíště reakční síly během stejné fáze krokového cyklu při opakovaných pokusech chůze dvou osob s transtibiální amputací je na obrázku 24.

Obrázek 24 Srovnání trajektorie COP u vybraných osob v opakovaných pokusech



Legenda: FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex, FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex, SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH, SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Při statistickém porovnání jsme zkoumali maximální odchylku COP v laterálním a mediálním směru od osy chodidla. Při použití obou typů chodidel jsme našli významné

rozdíly mezi postiženou a zdravou končetinou ($p < 0,01$) v mediálním směru i v laterálním směru. Mediolaterální odchylka je nejmenší na postižené končetině při použití chodidla Sure-flex.

5.1.6 Vyjádření k hypotézám H_{01} a H_{02}

H_{01} : Provedení chůze se u osob s transtibiální amputací na postižené a nepostižené končetině neliší.

Významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi zdravou a postiženou končetinou jsme našli téměř ve všech zkoumaných parametrech (s výjimkou A_{max1} , $Rt7$ a F average na patě). Hypotézu H_{01} zamítáme, provedení chůze se na postižené a nepostižené končetině liší.

H_{02} : Provedení chůze se u osob s transtibiální amputací při použití klasického chodidla typu SACH a dynamického chodidla typu Sure-flex neliší.

V naší studii jsme našli statisticky významné rozdíly při použití klasického a dynamického chodidla v téměř polovině zkoumaných parametrů v oblasti kinematické i dynamické. Hypotézu H_{02} zamítáme, provedení chůze se při použití klasického chodidla typu SACH a dynamického chodidla typu Sure-flex liší.

5.2 Vliv nastavení protetického chodidla a protézy

5.2.1 Časové parametry chůze při různých nastaveních protézy a protetického chodidla

Průměrné velikosti jednotlivých parametrů jsou uvedeny v tabulce 11, statisticky významné rozdíly v tabulce 12. Trvání stojné (Stance) a švihové fáze (Swing) je na obou končetinách nejmenší při nastavení do zvýšené dorzální flexe. Trvání švihové fáze se při různých nastaveních na postižené končetině významně liší a na zdravé končetině neliší. U trvání stojné fáze jsme našli významné rozdíly mezi nastaveními na zdravé i postižené končetině. Rozdíly se objevily zejména mezi nastavením do dorzální flexe a optimálním nastavením. Při nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe bylo dosaženo nejnižších hodnot trvání stojné fáze na zdravé i postižené končetině. Tyto údaje signalizují, že při tomto nastavení dochází ke zrychlení chůze. To potvrzuje také větší frekvence kroku.

Je zajímavé, že jediný významný rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou (trvání švihové fáze) jsme našli při optimálním nastavení.

Tabulka 11 Hodnoty časových parametrů pro jednotlivá nastavení

Parametr	Končetina	Nastavení 1		Nastavení 2		Nastavení 3		Nastavení 4		Nastavení 5	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
% Stance	Zdravá	66,1	4,32	65,4	3,36	65,7	3,71	65,4	3,72	65,7	3,85
	Postižená	65,2	3,82	65,6	4,55	65,3	3,30	64,9	4,99	65,8	4,08
Stance (s)	Zdravá	0,87	0,13	0,85	0,15	0,86	0,13	0,85	0,15	0,83	0,12
	Postižená	0,86	0,12	0,85	0,15	0,85	0,12	0,85	0,16	0,84	0,12
Swing (s)	Zdravá	0,44	0,05	0,45	0,03	0,44	0,04	0,45	0,05	0,43	0,04
	Postižená	0,46	0,05	0,44	0,06	0,45	0,04	0,45	0,05	0,43	0,05
Frekvence(krok/min)		92,18	8,88	94,12	10,60	93,25	9,29	93,53	11,55	95,59	9,55

Legenda pro tab. 11, 12: SD – směrodatná odchylka, Z x P – rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou, 1-5 – nastavení 1-5, z1 – zdravá končetina při nastavení 1, p1 – postižená končetina při nastavení 1, % Stance – relativní trvání stojné fáze, Stance – trvání stojné fáze, Swing – trvání švihové fáze, Frekvence – frekvence kroku.

Vzhledem k tomu, že relativní trvání švihové fáze má přímý vztah k relativnímu trvání stojné fáze (jejich součet je roven 100 %), omezili jsme se pouze na druhý z těchto parametrů. U relativního trvání stojné fáze jsme našli minimum statisticky významných rozdílů. Relativní trvání stojné fáze je na obou končetinách nejmenší při nastavení chodidla

do zvýšené plantární flexe. Na nepostižené končetině je největší při optimálním nastavení, na postižené při nastavení do dorzální flexe.

Tabulka 12 Statisticky významné rozdíly v časových parametrech mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině ($p < 0,05$)

Parametr	Postižená	Zdravá	Z x P
% Stance	4<5	4<1	
Stance	5<1	5<3,1	
Swing	5<1,2,3,4; 2<4		Z1<P1
Frekvence	1<2, 5		

5.2.2 Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s obuví při různých nastaveních protézy a protetického chodidla

Relativní doba kontaktu v daných oblastech (% Contact)

Přehled hodnot parametru % Contact a statisticky významných rozdílů je uveden v tabulkách 13 a 14. Při všech nastaveních je relativní doba kontaktu ve všech sledovaných oblastech větší na zdravé končetině.

Na postižené končetině jsme nejvíce rozdílů v tomto parametru vzhledem k optimálnímu nastavení našli u nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe (v 7 z 8 sledovaných oblastí byl rozdíl významný). Na patě je relativní doba kontaktu s podložkou u tohoto nastavení delší, v oblasti metatarzů a palce je naopak kratší. Při prodloužení protézy o 1 cm byla relativní doba zatížení na postižené končetině vzhledem k optimálnímu nastavení kratší na 1., 2. a 5. metatarzu.

Na zdravé končetině byla relativní doba kontaktu delší v mediální části paty při nastavení protetického chodidla do dorzální a plantární flexe. V oblasti metatarzů jsme nejvíce rozdílů vzhledem k optimálnímu nastavení našli u nastavení do zvýšené dorzální flexe (hodnoty jsou vyšší).

Tabulka 13 Hodnoty doby zatížení (% Contact) ve zkoumaných oblastech chodidla (protézy) pro jednotlivá nastavení

% Contact		Nastavení 1		Nastavení 2		Nastavení 3		Nastavení 4		Nastavení 5	
oblast	končetina	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
MH	postižená	56,4	21,22	57,0	17,82	58,6	18,57	54,3	23,07	64,1	18,07
	zdravá	78,0	22,70	83,3	16,92	80,5	21,29	85,0	18,77	86,8	17,52
LH	postižená	54,2	19,84	57,9	18,23	58,9	16,33	51,8	22,97	63,1	15,59
	zdravá	83,6	22,69	87,2	17,74	82,9	22,80	88,0	18,91	84,8	20,68
M5	postižená	81,9	20,15	87,0	15,92	74,4	28,30	79,2	25,84	67,5	31,47
	zdravá	96,1	7,23	95,7	8,02	97,0	4,58	95,1	9,78	96,3	7,59
M4	postižená	60,4	26,90	60,8	29,74	59,0	31,47	58,8	30,84	58,7	32,49
	zdravá	89,4	12,81	90,8	9,32	95,0	6,35	94,0	9,61	95,1	8,19
M3	postižená	57,3	23,39	58,6	22,96	55,6	24,21	57,3	25,18	51,1	25,50
	zdravá	85,4	15,91	85,2	20,65	90,1	13,09	88,3	16,14	90,3	14,08
M2	postižená	60,9	22,01	52,6	23,52	49,8	21,91	61,7	23,40	44,6	19,93
	zdravá	80,9	18,61	84,7	16,53	86,5	15,05	86,1	14,16	88,7	12,55
M1	postižená	71,0	24,70	66,1	27,06	63,6	25,87	74,8	24,03	61,0	26,81
	zdravá	92,0	11,87	92,6	13,31	93,8	10,33	92,7	12,82	96,1	8,74
T1	postižená	83,7	15,19	77,9	16,86	77,5	19,29	84,8	12,88	69,8	20,82
	zdravá	62,9	31,35	69,3	25,02	67,8	25,20	74,0	24,88	77,9	22,89

Legenda k tabulkám 13 – 22: SD – směrodatná odchylka, MH – mediální část paty, LH – laterální část paty, M1-M5 – 1. až 5. metatarsus, T1 – palec, Z x P – statisticky významný rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou, z – zdravá končetina, p – postižená končetina.

Tabulka 14 Statisticky významné rozdíly v době zatížení mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině

Oblast	Postižená	Zdravá	Z x P
MH	4,1,2<5	1<4,5	Z>P (1,2,3,4,5)
LH	4<3,5; 1<5		Z>P (1,2,3,4,5)
M5	5<3,4,1,2; 3<1,2		Z>P (1,2,3,4,5)
M4			Z>P (1,2,3,4,5)
M3	5<4,1,2	1,2<3,5	Z>P (1,2,3,4,5)
M2	5<2<1,4; 3<1,4	1<5	Z>P (1,2,3,4,5)
M1	5,3<1,4; 2<4	1<5	Z>P (1,2,3,4,5)
T1	5<3,2<4; 5<1	1<3,2<5; 1<4	

Maximum tlaku (Pmax)

V oblastech paty a 3.-5. metatarzu je maximum tlaku vždy větší na zdravé končetině při všech nastaveních (tabulky 15 a 16). Na 1. metatarzu a palci je naopak, s výjimkou nastavení do plantární flexe, větší maximum tlaku na postižené končetině.

Na postižené končetině jsme našli vzhledem k optimálnímu nastavení minimum významných rozdílů. Od optimálního nastavení se nejvíce lišilo nastavení chodidla do zvýšené plantární flexe, při kterém bylo významně menší maximum tlaku v oblasti 1. metatarzu a větší na palci.

Na mediální části paty zdravé končetiny bylo větší maximum tlaku vzhledem k optimálnímu nastavení při nastaveních protetického chodidla do dorzální a plantární flexe. Podobně také v oblasti 1. metatarzu byly hodnoty maxima tlaku větší při těchto nastaveních, navíc také v případě prodloužení protézy.

Tabulka 15 Hodnoty maxima tlaku (Pmax) ve zkoumaných oblastech chodidla (protézy) pro jednotlivá nastavení

Pmax		Nastavení 1		Nastavení 2		Nastavení 3		Nastavení 4		Nastavení 5	
oblast	končetina	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
MH	postižená	15,0	10,21	13,8	6,40	13,9	6,33	13,6	7,39	16,5	9,12
	zdravá	18,0	5,99	19,3	6,56	20,0	7,11	21,1	6,20	22,1	9,31
LH	postižená	16,7	13,96	16,6	13,64	16,2	12,49	15,3	12,09	18,0	14,73
	zdravá	18,1	6,27	19,2	6,90	19,4	6,99	20,1	6,96	20,1	8,01
M5	postižená	5,5	4,16	5,2	5,07	5,2	4,96	4,9	4,36	4,5	4,30
	zdravá	12,2	11,65	10,8	7,92	12,8	5,81	10,7	6,23	10,6	7,30
M4	postižená	6,7	5,19	6,2	6,40	6,6	6,66	6,2	6,13	5,5	5,47
	zdravá	12,1	5,57	10,8	5,46	12,9	5,91	11,3	4,80	11,1	5,24
M3	postižená	9,3	5,87	8,5	5,93	8,3	6,25	7,8	5,47	7,7	6,00
	zdravá	12,4	5,87	12,2	6,82	13,7	7,11	12,6	5,46	12,4	5,76
M2	postižená	12,5	7,39	11,1	6,38	10,8	5,91	10,8	6,76	11,8	7,52
	zdravá	12,6	5,58	13,0	5,44	14,3	5,20	13,9	5,08	13,2	4,68
M1	postižená	10,6	5,26	9,6	5,24	9,3	4,76	8,6	4,64	10,3	4,72
	zdravá	12,7	5,06	14,2	6,12	15,5	6,21	17,0	7,66	16,2	8,20
T1	postižená	12,6	6,32	14,6	8,77	12,4	6,03	15,8	9,54	14,0	6,73
	zdravá	8,5	6,04	9,7	6,15	9,0	5,74	9,3	5,48	9,1	6,05

Tabulka 16 Statisticky významné rozdíly v maximech tlaku mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině

Oblast	Postižená	Zdravá	Z x P
MH		1<4,5	Z>P (1,2,3,4,5)
LH			Z>P (2,3,4,5)
M5		5<3	Z>P (1,2,3,4,5)
M4		2,5,4<3	Z>P (1,2,3,4,5)
M3	5<1		Z>P (1,2,3,4,5)
M2			Z>P (2,3,4)
M1	4<5,1	1,2<5,4; 1<3	P>Z (1,2,3,5)
T1	3,1<2,4		P>Z (1,2,3,4,5)

Tlakový impuls (Impulse)

Hodnoty tlakového impulsu jsou ve všech zkoumaných oblastech větší na zdravé končetině (tabulky 17 a 18).

Významné rozdíly v hodnotách tlakového impulsu na postižené končetině jsme vzhledem k hodnotám optimálního nastavení našli v oblastech 1. a 3. metatarzu u nastavení do zvýšené dorzální flexe a s prodlouženou délkou protézy. V oblasti palce byl na postižené končetině větší tlakový impuls při nastavení do plantární flexe.

Tabulka 17 Hodnoty tlakového impulsu (Impulse) ve zkoumaných oblastech chodidla (protézy) pro jednotlivá nastavení

Impulse		nastavení 1		nastavení 2		nastavení 3		nastavení 4		nastavení 5	
oblast	končetina	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
MH	postižená	3,0	2,57	2,7	1,76	3,0	1,97	2,7	2,05	4,1	2,88
	zdravá	5,6	4,18	6,6	3,79	5,4	3,17	7,1	4,12	6,6	3,80
LH	postižená	3,5	3,22	3,3	2,81	3,6	3,10	3,1	2,41	4,3	3,68
	zdravá	5,4	3,19	6,2	3,10	5,1	2,60	6,4	3,29	6,0	3,30
M5	postižená	1,7	1,48	1,5	1,66	1,6	1,58	1,5	1,48	1,2	1,43
	zdravá	4,7	4,31	4,1	2,95	4,5	2,02	4,3	2,46	3,9	2,46
M4	postižená	1,7	1,54	1,6	1,84	1,7	1,95	1,8	2,13	1,3	1,47
	zdravá	4,7	2,62	4,2	2,32	5,0	2,57	4,7	2,55	4,3	2,29
M3	postižená	2,4	1,84	2,1	1,76	1,9	1,83	2,1	1,78	1,8	1,64
	zdravá	4,5	2,50	4,4	2,74	4,9	2,85	4,9	2,77	4,5	2,42
M2	postižená	3,4	2,39	2,8	2,54	2,4	1,96	3,2	2,65	2,8	2,55
	zdravá	4,2	2,37	4,3	2,35	4,8	2,15	5,1	2,50	4,8	2,28
M1	postižená	3,5	2,63	2,8	2,62	2,6	2,52	2,8	2,58	2,7	2,37
	zdravá	4,2	2,01	4,8	2,63	5,0	2,19	6,0	3,12	6,0	3,45
T1	postižená	2,5	1,41	2,7	2,04	2,4	1,98	3,4	2,10	2,5	1,79
	zdravá	2,4	2,20	2,6	2,18	2,5	2,27	3,0	2,26	2,8	2,18

Tabulka 18 Statisticky významné rozdíly v tlakovém impulsu mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině

Oblast	Postižená	Zdravá	Z x P
MH	4,2<5	3,1<2,5,4	Z>P (1,2,3,4,5)
LH	4<5	3>2,4	Z>P (1,2,3,4,5)
M5		5<1	Z>P (1,2,3,4,5)
M4		2,5<3	Z>P (1,2,3,4,5)
M3	5<1		Z>P (1,2,3,4,5)
M2	3<1	1<4	Z>P (1,2,3,4,5)
M1	3,5<1	1<3<5,4; 2<5,4	Z>P (1,2,3,4,5)
T1	3,1,5,2<4		

V hodnotách tlakového impulsu na zdravé končetině jsme vzhledem k hodnotám při optimálním nastavení našli nejvíce rozdílů u nastavení chodidla do zvýšené plantární flexe (zatížení je větší na mediální části paty, na 1. a 2. metatarzu) a nastavení chodidla do zvýšené dorzální flexe (zatížení je větší na mediální části paty a 1. metatarzu a menší na 5. metatarzu). Mediální část paty a 1. metatarzus jsou oblasti, kde jsou hodnoty tlakového impulsu zvýšené vzhledem k optimálnímu nastavení u třech nastavení.

Rychlost zatížení (Load rate)

V oblasti paty (mediální i laterální část) je s výjimkou jednoho případu (nastavení do plantární flexe, laterální část paty) vždy rychlost zatížení větší na zdravé končetině (tabulky 19 a 20). Naopak v oblasti 1. a 2. metatarzu je rychlost zatížení na postižené končetině větší.

V oblasti paty na postižené končetině jsme vliv různého nastavení protézy nebo protetického chodidla neprokázali. V oblasti metatarzů se od hodnot optimálního nastavení liší nejvíce nastavení do dorzální flexe. Rychlost zatížení je při tomto nastavení větší na 1., 2. a 3. metatarzu a na palci a menší na 5. metatarzu.

Tabulka 19 Hodnoty rychlosti zatížení (Load rate) ve zkoumaných oblastech chodidla (protézy) pro jednotlivá nastavení

Load rate		nastavení 1		nastavení 2		nastavení 3		nastavení 4		nastavení 5	
oblast	končetina	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
MH	postižená	0,25	0,13	0,29	0,15	0,34	0,58	0,28	0,20	0,35	0,41
	zdravá	0,43	0,31	0,49	0,33	0,74	0,73	0,47	0,27	0,62	0,53
LH	postižená	0,29	0,16	0,34	0,20	0,37	0,50	0,41	0,38	0,32	0,24
	zdravá	0,52	0,45	0,55	0,45	0,75	0,73	0,49	0,35	0,71	0,74
M5	postižená	0,06	0,07	0,06	0,09	0,03	0,12	0,06	0,15	0,02	0,11
	zdravá	0,07	0,06	0,06	0,05	0,10	0,07	0,07	0,05	0,09	0,23
M4	postižená	0,06	0,06	0,05	0,09	0,05	0,09	0,09	0,14	0,07	0,09
	zdravá	0,08	0,09	0,06	0,06	0,09	0,07	0,07	0,06	0,06	0,05
M3	postižená	0,06	0,07	0,07	0,05	0,07	0,05	0,06	0,06	0,08	0,08
	zdravá	0,07	0,09	0,06	0,05	0,07	0,05	0,06	0,05	0,07	0,06
M2	postižená	0,07	0,06	0,08	0,09	0,09	0,05	0,07	0,06	0,10	0,10
	zdravá	0,06	0,04	0,05	0,03	0,06	0,04	0,06	0,04	0,06	0,04
M1	postižená	0,07	0,04	0,07	0,07	0,08	0,07	0,10	0,11	0,10	0,07
	zdravá	0,04	0,02	0,04	0,02	0,04	0,02	0,05	0,03	0,05	0,02
T1	postižená	0,03	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02	0,04	0,02
	zdravá	0,04	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02	0,03	0,02

Tabulka 20 Statisticky významné rozdíly v rychlosti zatížení mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině

Oblast	Postižená	Zdravá	Z x P
MH		1,2,4<3<5	Z>P (1,2,3,4,5)
LH		4,1,2<5,3	Z>P (1,2,3,5)
M5	5<1,2		Z>P (3,5)
M4	3,2,1<4	2<3	Z>P (1,3); P>Z (4)
M3	1,4<5		Z>P (1); P>Z (5)
M2	4,1<5		P>Z (1,2,3,5)
M1	1,2<4,5; 3<5		P>Z (1,2,3,4,5)
T1	1,3,4<5; 1<2		Z>P (1)

Na zdravé končetiny jsme našli rozdíly vzhledem k optimálnímu nastavení pouze na patě. Rychlost zatížení je v obou částech paty větší při nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe a při prodloužení protézy.

Relativní zatížení jednotlivých částí chodidla (Comp)

S výjimkou nastavení do dorzální flexe, je při všech nastaveních v mediální části paty větší zatížení na zdravé končetině a v laterální části větší na postižené končetině (tabulky 21 a 22). Téměř u všech nastavení je také větší zatížení na zdravé končetině na 4. a 5. metatarzu a větší na postižené končetině na 1. a 2. metatarzu.

Tabulka 21 Hodnoty relativního rozložení zatížení (Comp) ve zkoumaných oblastech chodidla (protézy) pro jednotlivá nastavení

Comp		nastavení 1		nastavení 2		nastavení 3		nastavení 4		nastavení 5	
oblast	končetina	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
MH	postižená	48,1	8,63	47,9	8,45	48,1	8,15	47,2	10,84	49,9	8,99
	zdravá	51,5	6,52	51,9	4,53	51,8	5,29	53,4	5,03	52,0	5,33
LH	postižená	51,9	8,63	52,1	8,45	51,9	8,15	52,8	10,84	50,1	8,99
	zdravá	48,5	6,52	48,1	4,53	48,2	5,29	46,6	5,03	48,0	5,33
M5	postižená	13,7	14,05	13,1	13,46	13,4	14,80	13,8	13,77	10,9	11,48
	zdravá	18,5	9,22	18,3	8,40	18,1	5,48	16,6	6,74	16,3	6,92
M4	postižená	14,4	10,17	13,1	10,99	13,2	10,87	14,6	12,22	11,5	9,66
	zdravá	20,6	5,16	18,5	5,28	19,4	4,98	17,8	4,96	17,7	5,72
M3	postižená	19,0	7,33	18,8	9,43	17,9	8,72	18,6	8,33	17,0	9,31
	zdravá	20,3	5,09	19,5	6,16	19,4	4,93	19,0	5,16	19,1	5,10
M2	postižená	25,4	10,28	27,2	10,61	26,6	9,25	26,5	12,58	29,4	11,36
	zdravá	20,6	6,92	20,7	5,69	21,0	4,78	21,3	4,89	21,5	5,01
M1	postižená	27,5	19,72	27,9	20,22	28,8	21,63	26,5	22,37	31,2	21,45
	zdravá	20,0	8,02	23,0	9,29	22,1	9,43	25,2	9,79	25,4	11,01

Poznámka. Pro oblast T1 hodnotu parametru Comp neanalyzujeme.

Tabulka 22 Statisticky významné rozdíly v relativním rozložení zatížení mezi jednotlivými nastaveními a mezi hodnotami na zdravé a postižené končetině

Oblast	Postižená	Zdravá	Z x P
MH	4,2<5		Z>P (1,2,3,4)
LH	4,2<5		P>Z (1,2,3,4)
M5			Z>P (1,2,3,5)
M4	5<1,4	5,4<1	Z>P (1,2,3,4,5)
M3			Z>P (5)
M2	1,4,3<5		P>Z (1,2,3,4,5)
M1	1,4,3<5		P>Z (1,2,3,4,5)

Na postižené končetině se hodnota parametru Comp liší od hodnot při optimálním nastavení pouze při nastavení protetického chodidla do dorzální flexe. Větší zatížení na postižené končetině je pro toto nastavení na 1. a 2. metatarzu a menší na 4. metatarzu.

Na zdravé končetině jsme našli významný rozdíl mezi parametry pouze v oblasti 4. metatarzu. Hodnota parametru Comp je při nastavení protetického chodidla do plantární a dorzální flexe menší než při optimálním nastavení.

5.2.3 Vyjádření k hypotéze H_{03}

H_{03} : Nastavení protetického chodidla u osob s transtibiální amputací neovlivňuje způsob zatížení sledovaných oblastí chodidla v obuvi při chůzi.

Rozdíly ovlivněné nastavením protézy a protetického chodidla jsme našli v časových i tlakových parametrech. Vliv nastavení se neprojevil v parametrech % Stance, Frekvence kroku a Comp. Největší četnost rozdílů ve sledovaných parametrech byla na patě a v oblastech 1. a 2. metatarzu. Hypotézu H_{03} zamítáme, nastavení protézy a protetického chodidla u osob s transtibiální amputací ovlivňuje způsob zatížení chodidla při chůzi.

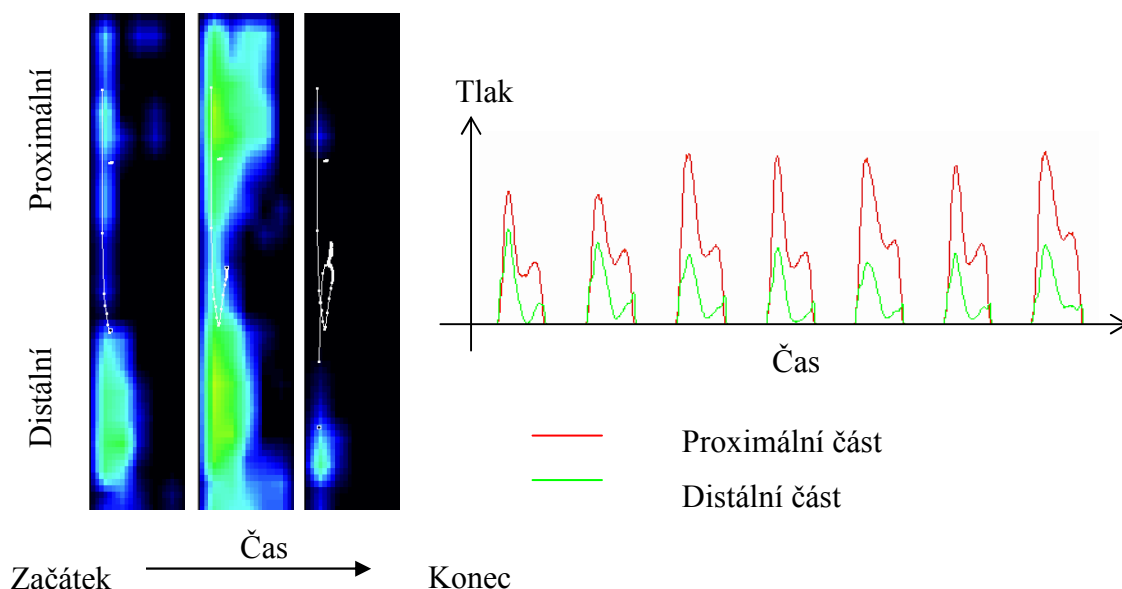
5.3 Analýza tlakových sil v lůžku protézy

Hodnoty tlaku v protetickém lůžku jsou největší na přední straně pahýlu. Z tohoto důvodu jsme se zaměřili na anteriorní část lůžka. Uvedené výsledky se týkají pouze této oblasti.

5.3.1 Tlaky v lůžku protézy při chůzi

Na začátku oporové fáze dochází k rychlému přesunu zatížení (COP* – působíště reakční síly dané oblasti) od proximálního k distálnímu konci měřené oblasti (přibližně do 9 % doby trvání stojné fáze), kde začíná narůstat tlak mezi lůžkem a pahýlem. Po zastavení pohybu COP* k distálnímu okraji segmentu (21 %) následuje posun s menším rozsahem pohybu ve směru proximálním, zatížení distální a proximální části se vyrovnává. Tato situace přetrvává přibližně do 63 % doby stojné fáze. Ukončení celého pohybu lze rozdělit na pomalejší (do 86 %) a rychlejší část, kdy v závěru oporové fáze dochází velice rychle k poklesu zatížení. Trajektorie COP* při chůzi (více kroků) a rozložení tlaku v průběhu jednoho kroku jsou znázorněny na obrázku 25. Křivka závislosti velikosti tlaku na čase v průběhu kroku je pro proximální i distální část dvouvrcholová, s většími hodnotami v proximální části a na začátku stojné fáze.

Obrázek 25 Trajektorie COP* a rozložení tlaků – chůze, frontální část protetického lůžka



5.3.2 Tlaky v lůžku protézy při chůzi do schodů a ze schodů

Při chůzi do schodů je rychlost přesunu COP* na začátku zatížení menší než při chůzi. Tlak jsme v této fázi pohybu zaznamenali pouze v distální části segmentu. Posun tlaku k jeho proximální části je ukončen asi ve 46 % trvání stojné fáze. V této části kroku dochází k zastavení pohybu COP* (56 %) a k mírnému posunu zpět k distální části (96 %). Velikost tlaku se pro proximální i distální část vyrovnává. Následuje rychlý posun k proximálnímu konci pahýlu protetické končetiny, s rychlým poklesem tlaku. Zatížení distální části je významně větší na začátku stojné fáze, v dalším průběhu pohybu se velikost tlaku v distální a proximální části snižuje a vyrovnává.

Při chůzi ze schodů je posun COP* od distálního konce ke středu měřicí plochy rychlý, s výrazným zpomalením v oblasti středu (22 %). Dochází k zastavení pohybu a k minimálním výchylkám, tento způsob zatížení výrazně přesahuje přes první polovinu doby trvání stojné fáze (76 %). V dalším průběhu zatížení se směr pohybu mění, rozsah změn je však minimální, hodnota tlaku je nízká. Pohyb COP* je ukončen rychlým posunem k proximální části segmentu. Velikost tlaku je v celém průběhu pohybu větší v proximální části pahýlu.

6 Diskuse

6.1 Rozdíly mezi parametry krokového cyklu na zdravé a postižené končetině

6.1.1 Časověprostorové parametry na zdravé a postižené končetině při chůzi

Absolutní hodnoty časových parametrů jsou ovlivněny rychlostí chůze. Pro srovnávání zdravé a postižené končetiny nemá sledování frekvence chůze praktický význam, a proto ji v této části nediskutujeme.

Doba trvání stejné fáze je delší a švihové fáze kratší u zdravé končetiny. Ke stejnému závěru došla řada autorů (Bateni & Olney, 2002; Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991; Sanderson & Martin, 1997). Osoby s postižením jedné končetiny mají tendenci tuto končetinu zatěžovat méně, což se projevuje ve zkrácení stejné a prodloužení švihové fáze. Ke zkrácení stejné fáze na postižené končetině dochází v jejím závěru mezi úderem paty zdravé končetiny a odrazem palce postižené končetiny (Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991). K podobnému závěru jsme došli také v naší studii. Akcelerační fáze byla na postižené straně kratší.

U zdravé končetiny dochází k dřívějšímu počátečnímu kontaktu, který zkracuje čas jednooporové fáze postižené končetiny. Macfarlane, Nielsen, Shurr a Meier (1991) uvádí, že fáze počátečního švihu je delší pro postiženou končetinu. Z toho vyplývá, že po úderu paty postižené končetiny dochází rychleji k přenosu hmotnosti na nepostiženou končetinu a k rychlejšímu odpoutání postižené končetiny od podložky. Postižená končetina se pak déle dostává do středního švihu.

Na zdravé končetině nastávají maximální hodnoty anteroposteriorní i vertikální složky reakční síly v brzdící fázi (t_4 , t_6) dříve a v akcelerační fázi (t_5 , t_8) později. Tato zjištění nás informují o tom, že na zdravé končetině je zatížení končetiny dynamičtější s rychlejším nárůstem a poklesem maximálních hodnot.

Změna v časových parametrech krokového cyklu souvisí také s prodloužením kroku na postižené končetině (Smidt, 1990). Tedy delší trvání švihové fáze na postižené straně má za následek prodloužení kroku na této straně.

Délka kroku na postižené straně je delší než na nepostižené. Délka dvojkroku je vzhledem ke zdravé populaci u osob s amputací menší než u zdravé populace (Powers, Rao & Perry, 1998).

Přirozená rychlost chůze osob s amputací je také menší než průměrné hodnoty této rychlosti u zdravé populace (Powers, Rao & Perry, 1998).

6.1.2 Úhlové parametry na zdravé a postižené končetině při chůzi

Hlezenní kloub (protetický kotník)

Možnost plantární a dorzální flexe je na postižené končetině ovlivněna tím, zda je protetické chodidlo s kloubem nebo bez kloubu. I u chodidel bez kloubu je určitý stupeň pohybu do plantární a dorzální flexe možný. To je přisuzováno stlačení elastických částí chodidla, zejména jeho přední části (Bateni & Olney, 2002).

Rozsah pohybu v kotníku na postižené končetině je ovlivněn typem chodidla. Kromě rozdílu v rozsahu pohybu hlezenního kloubu mezi zdravou a postiženou končetinou můžeme nalézt některé diference také vzhledem ke zdravé populaci. Na nepostižené končetině je vzhledem ke zdravé populaci větší rozsah úhlu v hlezenním kloubu (Nolan & Lees, 2000). Důvodem může být, že hlezenní kloub nepostižené končetiny je více využíván díky limitovanému pohybu kotníku na protetické končetině. Nolan & Lees (2000) považují větší rozsah pohybu v hlezenním kloubu na nepostižené končetině za jeden z mechanismů u vysoce aktivních osob, který kompenzuje ztrátu jednoho nebo více kloubů na postižené straně.

Velikost prvního maxima plantární flexe, které nastává ve stádiu zatěžování, se v naší studii nelišila. K plantární flexi dochází v okamžiku, kdy se celé chodidlo dostává do kontaktu s podložkou. Bérec je v tomto okamžiku ještě za vertikálou. Dosažení fáze plného kontaktu chodidla s podložkou ovlivňuje stabilitu na počátku stojné fáze krokového cyklu.

Dorzální flexe, která nastává při úderu paty kontralaterální končetiny, ovlivňuje stabilitu v závěru stojné fáze nezbytnou pro optimální rovnováhu a přesun na druhou končetinu (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Hodnota dorzální flexe byla významně menší při použití klasického typu chodidla. Z toho vyplývá větší stabilita na postižené končetině, která však nemusí být žádoucí pro všechny osoby s amputací. Pro osoby s větší aktivitou je nižší míra dorzální flexe limitem v pohybu větší rychlostí.

Absence plantárních flexorů na postižené končetině se neprojevila. Podle některých autorů (Sanderson & Martin, 1997) právě v této fázi nastává v pohybu hlezenního kloubu největší rozdíl. U končetiny s protézou byla plantární flexe menší vzhledem k nepostižené končetině.

Kolenní kloub

Rozsah pohybu v kolenním kloubu byl v naší studii větší na postižené končetině, avšak rozdíl byl významný pouze při použití chodidla SACH. Tento rozdíl souvisí zejména s maximální flexí v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu.

Maximum flexe v koleni v počátku stojné fáze je vzhledem ke zdravé populaci menší (Perry, Boyd, Rao & Mulroy, 1997; Powers, Rao & Perry, 1998) a nastává později (Powers, Rao & Perry, 1998). Důvodem je, že protetické chodidlo neprodukuje kontrolovanou plantární flexi dosaženou pomocí přirozené excentrické kontrakce dorzálních flexorů (Edelstein, 1990). Nedostatečná flexe v kolenním kloubu na začátku stojné fáze má příčinu také v umístění působiště reakční síly podložky. Na postižené končetině je působiště umístěno více vepředu (Edelstein, 1990). V prvních dvou třetinách stojné fáze má stehno více vertikální orientaci, čímž je kolenní kloub na amputované končetině ve větší extenzi. Tato orientace může redukovat požadavky na svalstvo potřebné k předcházení úrazů kolene (Sanderson & Martin, 1997).

Ve stojné fázi je kromě menší flexe v koleni postižené končetiny vzhledem k nepostižené končetině i zdravé populaci také menší moment síly v kolenním kloubu, což je ovlivněno funkcí extenzorů kolene, které u zdravé končetiny zajišťují kontrolu flexe v koleni (Powers, Rao & Perry, 1998). U postižené končetiny je napětí těchto svalů tlumeno, aby nedošlo k nadměrnému zatěžování pahýlu (Sanderson & Martin, 1997).

Na nepostižené končetině se objevují během začátku stojné fáze vyšší hodnoty flexe v koleni vzhledem ke zdravé populaci. Důvodem může být, že tímto mechanismem dochází k poskytnutí kompenzační energetické výhody pro zvýšení spotřeby energie v období mezi 15 % až 25 % krokového cyklu (Bateni & Olney, 2002).

Flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi byla v naší studii vyšší na postižené končetině. Maxima flexe je dosaženo v počátečním švihu, kdy švihová končetina mívá stojnou. Osoby s amputací více zvedají postiženou končetinu, aby zabránily možnému zakopnutí.

Kyčelní kloub

Celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu se na postižené a nepostižené končetině neliší, avšak našli jsme zde velké rozdíly v maximální flexi a maximální extenzi.

Maximální flexe v kyčli byla v naší studii u postižené končetiny větší než u zdravé. Bateni a Olney (2002) našli rozdíl také vzhledem ke zdravé populaci. Tato zvýšená flexe je přisuzována tendenci amputovaných osob prodlužovat jejich délku kroku na protetické straně (Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami, 1992; Sanders, 1986). Zvýšená flexe

v kyčli může být také důsledkem mírného naklonění postavy, protože uživatelé protéz jsou si méně jistí na postižené končetině a snaží se přenést těžiště dopředu nad zdravou končetinu (Bateni & Olney, 2002).

Na postižené končetině dochází u osob s amputací k menší extenzi v kyčelním kloubu na konci stojné fáze, což souvisí s nemožností provést plnou plantární flexi kotníku a s dřívějším přenášením hmotnosti těla na zdravou končetinu. Menší extenze může také souviset s tendencí osob s amputací zvětšovat délku kroku na postižené straně. Osoby s amputací nevyužívají závěr stojné fáze k aktivnímu odšlapu z protézy, ale pasivněji přenáší těžiště nad zdravou končetinu.

6.1.3 Reakční síla a impulsy síly na zdravé a postižené končetině při chůzi

Maximální hodnoty anteroposteriorní složky byly pro protetickou končetinu menší než pro nepostiženou v brzdící i akcelerační fázi. K podobným závěrům došli Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara a Takami (1992). Totéž platí také také vzhledem ke zdravé populaci (Menard & Murray, 1989; Sanderson & Martin, 1997). Nižší hodnoty byly zjištěny také při použití dynamických chodidel jako jsou Flex Foot nebo Seattle Lite (Menard, McBride, Sanderson & Murray, 1992). Spolu s více vertikálním postavením protetické dolní končetiny tyto hodnoty ukazují, že osoby s amputací přizpůsobují jejich držení těla tak, aby redukovali zatížení postižené končetiny (Sanderson & Martin, 1997). Při zvýšení rychlosti chůze se rozdíl mezi maximálními hodnotami anteroposteriorní složky postižené končetiny a nepostižené končetiny zvyšují (Sanderson & Martin, 1997).

Velikost prvního maxima vertikální složky se pro postiženou a nepostiženou končetinu i pro končetiny zdravé populace pohybuje přibližně od 104 % do 120-125 % tělesné hmotnosti (Sanderson & Martin, 1997). Ve velikosti tohoto parametru autoři nenalezli významný rozdíl mezi postiženou a nepostiženou končetinou ani vzhledem ke zdravé populaci. V našem výzkumu se hodnoty lišily pouze pro chodidlo typu SACH. To signalizuje, že velikost tohoto parametru je ovlivněna typem chodidla. Nolan et al. (2003) našli vyšší hodnotu prvního maxima vertikální složky reakční síly na nepostižené končetině u vysoce aktivních osob.

Objevuje se zde tendence strmějšího nárůstu vertikální složky na začátku stojné fáze u nepostižené končetiny. Na postižené končetině dochází k nárůstu vertikální složky do maxima zatížení postupněji (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005; Menard & Murray, 1989; Sanderson & Martin, 1997). Vliv na strmost nárůstu této složky má typ protetického chodidla.

Hodnoty získané při použití dynamického typu chodidla se více blíží údajům získaným na zdravé končetině (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005).

Druhé maximum této složky bylo v naší studii opět menší pro postiženou končetinu. Tento rozdíl je při vyšší rychlosti ještě výraznější (Sanderson & Martin, 1997). Minimální změna druhého maxima vertikální složky společně s omezeným nárůstem akcelerační části anteroposteriorní složky při zvýšené rychlosti ukazuje, že osoby s amputací nejsou schopny efektivně přizpůsobit propulzní (hnací) sílu na postižené straně. To je způsobeno tím, že nemohou ovlivnit plantární flekční moment (Sanderson & Martin, 1997). Druhé maximum vertikální složky reakční síly je menší než u kontrolní skupiny na zdravé i postižené straně, avšak impuls síly ve fázi propulze je na nepostižené končetině vzhledem ke zdravé populaci větší (Menard, McBride, Sanderson & Murray, 1992). Zatímco na nepostižené straně je zatížení větší v závěru stojné fáze, kdy dochází ke zvedání paty, na postižené je větší zatížení před tímto okamžikem (Menard & Murray, 1989). Dynamičnost pohybu s významnějším střídáním minima a maxima je větší na zdravé končetině (Janura, Svoboda & Elfmark, 2005). Menší dynamika v zatížení postižené končetiny vyplývá také z výsledků studie Mizuno, Aoyama, Nakajima, Kasahara & Takami (1992). Rozdíl mezi maximy a lokálním minimem (v mezistoji a koncovém stoji) vertikální složky reakční síly je na postižené končetině významně menší než na nepostižené i vzhledem ke zdravé populaci.

Během prvních 10 % stojné fáze je na zdravé končetině větší hodnota mediolaterální složky reakční síly podložky. V dalším průběhu stojné fáze krokového cyklu se objevují dvě pozitivní maxima rozdílu mezi protetickou a zdravou končetinou, na protetické končetině nabývá mediolaterální složka reakční síly větších hodnot (Menard & Murray, 1989).

Hodnoty impulsů v anteroposteriorním směru souvisí s nižší hodnotou anteroposteriorní složky reakční síly. Zvýšený vertikální impuls se potvrdil pouze v akcelerační fázi s chodidlem typu SACH. Celkový impuls je na nepostižené straně větší ve srovnání s postiženou končetinou i zdravou populací, což je způsobeno větším zatížením této končetiny (Nolan et al., 2003). To samo o sobě nemusí být nežádoucí. Zvýšenou pozornost však musíme věnovat tomu, aby nedocházelo k přetěžování zdravé končetiny.

6.1.4 Analýza tlakových sil na kontaktu chodidla s podložkou na zdravé a postižené končetině při chůzi

Procentuální délka zatížení v jednotlivých oblastech (pata, středonoží, přednoží) byla v naší studii větší na zdravé končetině pro oba typy protetických chodidel. To je dáno

konstrukcí protetických chodidel. Přestože se v současné době vyrábějí z pružných materiálů, nemohou poskytnout tak plynulý odval jako zdravá končetina.

Maximální a průměrná síla se na patě a přednoží mezi postiženou a nepostiženou končetinou neliší. Jediný rozdíl existuje v středonoží při použití chodidla SACH. Výrazně větší je maximální i průměrná síla na postižené končetině.

U končetiny s protézou dochází na začátku kontaktu paty k pomalejšímu nárůstu síly. Velikost maxima se však neliší. K podobnému závěru došli také Van Gheluwe a Nelen (1999). Na zdravé končetině nastává maximum zatížení v patní části dříve, a v přednoží později.

Rozdílná velikost odchylky COP v mediálním i laterálním směru je dána absencí svalů nohy na postižené končetině. I menší vychýlení COP při chůzi na končetině s protézou může mít za následek narušení rovnováhy a stability. V oblasti přednoží se na postižené končetině zatížení přesouvá více centrálně (Van Gheluwe & Nelen, 1999).

Intraindividuelní variabilita časových parametrů byla větší u zdravé končetiny. Provedení chůze na postižené končetině, které pacient využívá, se tedy jeví stabilnější. Pokud by mělo provedení chůze přinést nestabilní podmínky, zdravá končetina je schopna pomocí kompenzačních mechanismů nevhodnou situaci zvrátit, zatímco na postižené končetině jsou tyto možnosti omezené.

Data z tlakových plošin mohou být využita i v kinematice. Hagman, Ulicevic, van de Ven a van Eijndhoven (2001) využili data z měření tlaků k vytvoření modelu, který může být využit k odvození pozice a orientace kalkanea od úderu paty až do fáze plného chodidla na podložce.

6.2 Vliv typu protetického chodidla

Pro výrobu protetických součástí jsou využívány nové materiály a s tím se rozšířila také nabídka konstrukční typů protetických chodidel. Pro protetika a lékaře je mnohem těžší vybrat chodidlo, které je nejvhodnější pro konkrétní osobu s amputací (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Biomechanická analýza chůze je jedním z nástrojů, který může ve výběru jednotlivých chodidel pro dané skupiny pacientů pomoci.

Problém výběru protetického chodidla se snaží řešit řada studií. Cortes, Viosca, Hoyos, Prat a Sanchez-Lacuesta (1997) provedli kovarianční analýzu, která ukázala, že faktory, které ovlivňují nejvíce chůzi, jsou: rychlost chůze, končetina (zdravá, postižená), interindividuální variabilita a typ chodidla.

6.2.1 Časověprostorové parametry při použití různých typů protetických chodidel

Vliv typu protetického chodidla se neprojevil v celkové době stejné fáze a tedy rychlost (frekvence) chůze se při použití těchto chodidel také nelišila. Podle některých autorů (Barth, Shumacher & Thomas, 1992; Macfarlane, Nielsen, Shurr & Meier, 1991; Nielsen, Shurr, Golden & Meier, 1989) mají osoby s amputací při chůzi s klasickým typem chodidla ve srovnání s dynamickými chodidly nižší přirozenou rychlost chůze. Osoby s amputací, které chtějí chodit rychleji, většinou preferují dynamický typ chodidla (Barth, Shumacher & Thomas, 1992; Nielsen, Shurr, Golden & Meier, 1989).

Typ chodidla může ovlivňovat délku kroku, ale závěry různých autorů se liší. Podle Macfarlane, Nielsen, Shurr a Meier (1991) má typ chodidla malý vliv na délku kroku postižené končetiny, avšak délka kroku na nepostižené končetině je významně větší při použití dynamického typu. U osob s traumatickou amputací byla při použití chodidel Flex-Walk a SAFE II významně delší a při použití chodidla SACH významně kratší délka kroku na zdravé končetině (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Schmalz, Blumentritt a Jarasch (2002) nenalezli statisticky významné rozdíly v rychlosti chůze a délce kroku mezi 5 typy protetických chodidel (1S71, 1D10, 1D25, 1C40 – Otto Bock; Flex Walk II – Flex Foot).

V naší studii jsme zjistili, že na postižené končetině při použití dynamického chodidla dochází dříve k dosažení maxima anteroposteriorní složky reakční síly, čímž se více blíží hodnotám nepostižené končetiny. K podobným závěrům došli také Schneider, Hart, Zernicke, Setoguchi a Oppenheim (1993). Při použití dynamického typu protetického chodidla naměřili

větší absorpci energie v okamžiku kontaktu s podložkou, která se projevila v rychlejším dosažení maxima anteroposteriorní složky reakční síly v brzdící fázi.

Nulová hodnota síly (konec brzdící, začátek akcelerační fáze) nastává s dynamickým typem chodidla později. S klasickým typem chodidla osoby s amputací potřebují více času na provedení akcelerační fáze zatímco s dynamickým typem vyžadují více času pro brzdění pohybu a navození pocitu stability. Maximum anteroposteriorní složky reakční síly nastává dříve u klasického typu chodidla, což nám opět ukazuje na větší časovou náročnost pro provedení aktivní propulze. Větší množství navrácené energie v závěru stojné fáze u dynamických chodidel přibližuje hodnoty tohoto parametru více nepostižené končetině. Podobná tendence, s hodnotami více se blížícími hodnotám nepostižené končetiny, se objevuje i u vertikální složky reakční síly.

Menší dynamika klasického typu chodidla se promítá do kratší délky kroku (Isakov, Keren & Benjuya, 2000). Pro pohyb prováděný větší rychlostí je nutné zvolit výhodnější (dynamické) chodidlo (Hsu, Nielsen, Yack, Shurr & Lin, 2000).

6.2.2 Úhlové parametry při použití různých typů protetických chodidel

Hlezenní kloub (protetický kotník)

Z úhlových parametrů se na postižené končetině při použití klasického a dynamického chodidla v naší studii významně lišily zejména parametry v hlezenním kloubu. Jedná se o maximum plantární flexe ve stádiu zatěžování, maximum dorzální flexe a celkový rozsah pohybu. Všechny uvedené rozdíly souvisí s tuhostí kotníku u klasického chodidla typu SACH. Na počátku stojné fáze dochází k minimální plantární flexi díky stlačení paty, dorzální flexe je umožněna stlačením měkkého přednoží. Přestože dynamické chodidlo Sure-flex také nemá kloub, je vyrobeno z uhlíkového kompozitu, který má jiné mechanické vlastnosti. Umožňuje větší dorzální flexi, při které dochází k absorpci energie, která je chodidlem navrácena ve fázi propulze.

Menší rozsah pohybu na postižené končetině se zpravidla projevuje ve větším kompenzačním pohybu na končetině nepostižené. Při využití chodidla SACH byl rozsah pohybu na postižené o 10° menší a na nepostižené o 15° větší než u víceosého chodidla (Nolan & Lees, 2000).

Rozsah pohybu v kotníku, který nastane mezi počáteční plantární flexí a dorzální flexí na konci stojné fáze, můžeme označit jako změnu dorziflexe během stojné fáze. Při využití dynamických chodidel (Flex-Walk nebo SAFE II) byla tato změna větší na postižené

končetině než na zdravé, u klasického chodidla SACH je tomu naopak (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Změna v dorzální flexi je důležitým parametrem, protože osoby s amputací s nižším stupněm aktivity, menší rychlostí chůze a kratší délkou kroku mohou využívat chodidla s menší změnou dorzální flexe, vysoce aktivní osoby s amputací potřebují chodidlo s velkou změnou dorziflexe (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Přestože maximální hodnoty plantární flexe v hlezenním kloubu byly na postižených končetinách mírně nižší, nenalezli jsme zde (s výjimkou rozdílu mezi postiženými končetinami na začátku stojné fáze – Amax1) významné rozdíly. Tato skutečnost je zapříčiněna pravděpodobně velkými interindividuálními rozdíly.

Han, Chung a Shin (2003) zaznamenali při použití chodidla SACH v průběhu chůze na boso ztrátu plantární flexe na počátku stojné fáze.

Maximální dorzální flexe byla v naší studii významně menší na postižené končetině při použití chodidla SACH. Nižší hodnotu dorzální flexe u chodidla tohoto typu uvádí také Marinakis (2004) u osob v časném stádiu rehabilitace. Tento deficit je kompenzován zvýšenou hodnotou tohoto parametru na zdravé končetině. Velikost dorzální flexe v závěru stoje na protetické končetině ovlivňuje délku kroku zdravé končetiny (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Rozdíly v dorzální flexi (Min1) pro různé typy protéz našli Barth, Shumacher a Thomas (1992). U chodidla typu SACH je dorzální flexe menší a u dynamického chodidla (Flex-Foot) větší než u zdravé končetiny. To ukazuje, že použití chodidla SACH se vyznačuje dobrou stabilitou během této redukované dorzální flexe. U dalších typů protetických chodidel (SAFE II, Seattle Lightfoot, Carbon Copy II) se hodnota dorzální flexe významně neliší od nepostižené končetiny (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Kolenní a kyčelní kloub

Na pohyb v kolenním a kyčelním kloubu při chůzi má mnohem menší vliv použitý typ chodidla než to, zda jde o postiženou či nepostiženou končetinu. Případné rozdíly mezi chodidly jsou vzhledem k těmto rozdílům (postižená a nepostižená) minimální. Jedinou výjimkou je maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu.

Větší maximum flexe v koleni ve stojné a švihové fázi při chůzi s klasickým typem chodidla (zjištěné v naší studii) naznačuje, že osoby s amputací více zvedají bérce a přenášejí rychleji svou hmotnost z postižené na nepostiženou končetinu. Rychlejší provedení koncového stoje a počátku švihové fáze při chůzi s klasickým typem chodidla potvrzuje také Macfarlane, Nielsen, Shurr a Meier (1991). Zrychlení v těchto fázích krokového cyklu je

zřejmě způsobeno pasivním odšlapem klasického chodidla. Dynamické chodidlo v této fázi umožňuje využít nahromaděnou energii.

6.2.3 Reakční síla a impuls síly při použití různých typů protetických chodidel

Mezi dynamickými parametry oporové fáze chůze při použití dvou typů protetického chodidla jsme našli pouze minimum významných rozdílů, podobně jako Macfarlane, Nielsen, Shurr a Meier (1991). Pro fyzicky aktivní osoby není tedy při přirozené rychlosti chůze typ chodidla rozhodujícím faktorem (Hsu, Nielsen, Yack, Shurr & Lin, 2000). Toto pravidlo platí, při splnění základních technických předpokladů, i pro osoby s transfemorální amputací (Geil, 2002).

Při srovnání postižené a nepostižené končetiny je při použití většiny protéz (kromě Flex-Walk) větší celkové zatížení (součet vertikální a anteroposteriorní složky) ve stádiu zatěžování na nepostižené končetině (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Vyšší zatížení nepostižené končetiny při použití klasického chodidla vzhledem k dynamickému ukazuje také hodnota celkového impulsu vertikální složky reakční síly.

Největší rozdíly ve velikosti reakční síly jsme našli v první polovině stojné fáze na nepostižené končetině. Velikost prvního maxima vertikální složky a maxima anteroposteriorní složky v brzdící fázi je významně vyšší při použití klasického chodidla. Důvod většího zatížení nepostižené končetiny musíme hledat u postižené končetiny. Maximum síly na nepostižené končetině nastává v okamžiku, kdy se postižená končetina odráží od podložky neboli ukončuje stojnou fázi krokového cyklu. Jak už bylo řečeno, na postižené končetině dochází ke zkracování stojné fáze a k dřívějšímu přenášení zatížení na nepostiženou končetinu. U klasického typu chodidla je tento mechanismus výraznější, což se projevuje právě v nárůstu zatížení na nepostižené končetině. Musíme mít na vědomí, že dlouhotrvající vyšší zátěž může negativně působit na klouby nepostižené dolní končetiny.

Redukce sil během stádia zatěžování je důležitá při ochraně zdravé končetiny před nadměrným tlakem. Osoby s amputací, které mají diabetes nebo onemocnění vaskulárního systému, jsou více citlivé na tlak vytvářený vysokým zatížením zdravé končetiny během stádia zatěžování. To by mělo být zohledněno při výběru protetického chodidla (Barth, Shumacher & Thomas, 1992).

Menard, McBride, Sanderson a Murray (1992) porovnávali dva typy dynamických chodidel. Z jejich výsledků je patrné, že první maximum vertikální složky reakční síly bylo

při použití Flex Foot na nepostižené straně menší a nastávalo později ve srovnání s kontrolní skupinou. Při použití Seattle Foot bylo větší, ale nastávalo v normálním čase.

Na postižené končetině je hodnota maxima anteroposteriorní složky v brzdící fázi a velikost silového impulsu mírně vyšší na dynamickém typu chodidla. Oba parametry se opět více blíží hodnotám na nepostižené končetině, což může signalizovat efektivnější brzdící mechanismus v první polovině stojné fáze.

Ve velikostech druhého maxima vertikální složky a maxima anteroposteriorní složky reakční síly se typ chodidla neprojevil.

6.2.4 Analýza tlaků (sil) na kontaktu chodidla s podložkou při použití různých typů protetických chodidel

Velikost průměrné síly je na patě zdravé končetiny větší při použití chodidla SACH. Také doba kontaktu je na patě delší. Je třeba přihlížet k tomu, že při zatěžování patní části zdravé končetiny je postižená končetina ve fázi aktivní propulze, takže tento rozdíl může být dán tím, že dynamické chodidlo umožňuje návrat uložené energie ze skeletu protézy, čímž může způsobovat nižší zatížení zdravé končetiny (nedochází k přetěžování).

Mezi nepostiženou končetinou osoby s amputací a končetinami zdravé populace v plantárních tlacích při chůzi nejsou rozdíly a tedy chůze nepostižené končetiny není významně ovlivněna chováním postižené končetiny (Van Gheluwe & Nelen, 1999).

Na postižené končetině jsme našli více významných rozdílů, což se dalo očekávat vzhledem k odlišné konstrukci protetických chodidel.

Relativní doba kontaktu byla v naší studii na postižené končetině při použití dynamického typu chodidla delší na patě i přednoží. Při použití tohoto chodidla se hodnoty těchto parametrů více blíží hodnotám na zdravé končetině. Maximální zatížení patní části postižené končetiny nastává při využití chodidla SACH později. U končetiny s protézou jsou při použití dynamického chodidla střední část chodidla a přednoží zatěžovány dříve než s klasickým typem. Ze všech těchto výsledků je patrné, že při použití dynamického typu chodidla je jeho odval více postupný a plynulý. Dynamický typ chodidla se tímto provedením více přibližuje odvalu nepostiženého chodidla než klasický typ, který výrazně respektuje 3 fáze: nášlap na patu, plný kontakt chodidla a odval přednoží.

K významnému nárůstu síly dochází na středonoží postižené končetiny při použití chodidla SACH. Opět zde můžeme hovořit o zvýraznění fáze středního stoje, kdy je chodidlo v plném kontaktu s podložkou. Maximum tlaku při použití různých protetických chodidel může být odlišné také na patě. Významně menší maximum tlaku v oblasti paty našli u chodidla

Sure-flex než u ostatních chodidel (SACH, Seattle, víceosé chodidlo Greissingera) Hayden, Evans, McPoil, Cornwall a Pipinich (2000). V ostatních šesti oblastech na chodidle významný rozdíl v maximu tlaku a tlakovém impulsu mezi žádnou dvojicí chodidel nenalezli.

6.2.5 Doporučení pro výběr klasického chodidla SACH a dynamického chodidla Sure-flex

Hlavní výhodou chodidla SACH při chůzi je poměrně velká stabilita ve stádiu zatěžování. Pro osoby, které zvýšenou stabilitu vyžadují, se toto protetické chodidlo jeví jako vhodné. Nevýhodou chodidla SACH je zejména méně přirozený odval, který se projevuje v menší dynamice zatěžování. Návrat mechanické energie akumulované na počátku stojné fáze je v jejím závěru minimální, což se projevuje ve větším zatížení zdravé končetiny ve stádiu zatěžování. To by v dlouhodobém horizontu mohlo způsobit přetížení končetiny.

Srovnání protetických chodidel SACH a Sure-flex při chůzi u osob s transtibiální amputací ukázalo, že při použití dynamického chodidla Sure-flex se hodnoty kinematických i dynamických parametrů krokového cyklu na postižené končetině více blíží provedení na zdravé končetině, což vede k více symetrickému provedení chůze.

O vhodnosti dynamických chodidel pro osoby s vysokou aktivitou asi není pochyb, ale na základě našich výsledků můžeme říci, že s výjimkou osob vyžadujících zvýšenou stabilitu v průběhu stojné fáze na postižené končetině, se dynamické chodidlo jeví jako vhodnější také pro osoby s transtibiální amputací se střední až nízkou aktivitou.

6.3 Vliv nastavení protetického chodidla

Konstrukce protetických komponent, výběr a nastavení protézy osoby s amputací jsou všechny podřízeny cíli dosáhnout optimální chůze (Barth, Shumacher & Thomas, 1992). Kvantifikace procesu nastavování a porozumění primárním cílům by mohlo vést k vytvoření jednotnějšího postupu, zdokonalení dokumentace rehabilitačních výsledků a mohlo by být hodnotným prvním krokem k vytvoření celkových kritérií optimalizace chůze u osob s amputací (Geil & Lay, 2004).

Problémem je, že nastavení protézy je subjektivní, je ovlivněno protetikem. Subjektivitu procesu nastavování protézy zkoumali Zahedi, Spence, Solomonidis a Paul (1986). Vliv protetika na stanovený rozsah nastavení u každého pacienta se ukázal jako významný.

Změny v nastavení jsou patrné i při stožení. Osoby s amputací kompenzují změny nastavení v sagitální rovině změnami jejich držení těla tak, že trochanter major a rameno jsou symetricky nad působištěm reakční síly s konstantními horizontálními vzdálenostmi (Blumentritt, Schmalz, Jarasch & Schneider, 1999).

Úhlové změny v nastavení zapříčiňují redistribuce síly mezi chodidlem a podložkou. Oblast působení maximálního tlaku se posouvá z jedné oblasti na druhou. Posuny tlaku se při změnách nastavení v sagitální rovině vyskytují většinou mezi anteriorními a posteriorními oblastmi a při změnách nastavení ve frontální rovině mezi mediálními a laterálními oblastmi (Geil & Lay, 2004). Modifikace nastavení v transverzální rovině mají za výsledek kombinaci posunů tlaků na chodidle v anteroposteriorním a mediolaterálním směru.

6.3.1 Rozdíly v časových parametrech krokového cyklu a v tlaku na zdravé a postižené končetině při různých nastevních protézy a protetického chodidla

Při všech nastaveních byla relativní doba kontaktu ve všech sledovaných oblastech větší na zdravé končetině. V oblastech 3. a 5. metatarzu bylo maximum tlaku rovněž vždy větší na zdravé končetině. Naopak v oblasti 1. metatarzu a palce se ukázalo vyšší maximum tlaku na postižené končetině (s výjimkou nastavení do plantární flexe). Celkové zatížení (velikost tlakového impulsu) bylo v naší studii ve všech zkoumaných oblastech větší na zdravé končetině.

Optimální nastavení

V současné klinické praxi je optimalizace protetického nastavení zdoluhavý subjektivní proces vyžadující co nejvíce zkušeností protetiků a dobrou zpětnou vazbu od pacienta (Blumentritt, Schmalz, Jarasch & Schneider, 1999). V našem výzkumu jsme za optimální nastavení považovali takové, na kterém se shodli dva zkušení protetici.

V časových parametrech jsme našli jediný významný rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou při optimálním nastavení (trvání švihové fáze). Při tomto nastavení bylo relativní trvání stojné fáze na zdravé končetině největší. Tyto výsledky ukazují, že při optimálním nastavení může docházet k asymetrii mezi postiženou a nepostiženou končetinou, což koresponduje s názorem, že co největší symetrie chůze není primárním cílem péče o uživatele protézy (Winter & Sienko, 1988). Odlišná stavba a vlastnosti postižené a nepostižené končetiny by měly být předpokladem pro pohyb v určité míře asymetrický, který je v souladu s funkčními vlastnostmi obou odlišných končetin.

Zkrácení protézy

Frekvence chůze se při zkrácení protézy zvýšila. Na postižené končetině došlo k nárůstu maxima tlaku a navíc toto maximum nastalo dříve než při optimálním nastavení. Zkrácená protéza zřejmě působí tak, že v závěru stojné fáze musí uživatel protézy vynaložit větší úsilí, které se projevuje právě v nárůstu tlaku na palci.

Na mediální části paty je vzhledem k optimálnímu nastavení větší tlakový impuls, který koresponduje s mírným nárůstem maxima síly a relativní doby kontaktu v této části chodidla (rozdíly u parametrů P_{max} a % Contact však nebyly významné). Nárůst zatížení pravděpodobně úzce souvisí se ztíženým odšlapem z kratší protézy. Na mediální část paty je v počátku stojné fáze nepostižené končetiny přenášeno mírně větší zatížení po delší dobu.

Prodloužení protézy

Prodloužení protézy má za následek, že první polovina stojné fáze postižené končetiny je pro uživatele obtížnější. Musí vynaložit větší úsilí pro posun těžiště těla za stojnou postiženou končetinu. To se projevuje ve větším zatížení (P_{max} , Impulse) na 1. metatarsu nepostižené končetiny. Jakmile je ukončena švihová a zahájena stojná fáze nepostižené končetiny, dochází k rychlejšímu přesunu zatížení na nepostiženou končetinu (rychlost zatížení je v mediální i laterální části paty větší), což se projevuje v menší relativní době kontaktu na 1., 2. a 5. metatarzu a v poklesu tlakového impulsu na 1. a 3. metatarzu.

Nastavení protetického chodidla do zvýšené plantární flexe

Nastavení do plantární flexe způsobuje, že okamžik přechodu z plantární flexe do dorzální flexe ve stejné fázi nastává dříve (Solomonidis, 1991).

Na postižené končetině v naší studii bylo vzhledem k optimálnímu nastavení menší maximum tlaku v oblasti 1. metatarzu a větší na palci. Tlakový impuls je v oblasti palce také větší.

Na zdravé končetině je relativní doba kontaktu vzhledem k optimálnímu nastavení delší na mediální části paty a na palci. Maximum tlaku je vyšší v mediální části paty a v oblasti 1. metatarzu. V hodnotách tlakového impulsu jsme na zdravé končetině našli větší hodnoty vzhledem k hodnotám optimálního nastavení v mediální části paty, 1. a 2. metatarzu. Všechny tyto výsledky nám dávají jednoznačnou informaci o přesunu zatížení více na mediální části chodidla zdravé končetiny. To potvrzuje také hodnota parametru Comp, která byla v oblasti 4. metatarzu na zdravé končetině při tomto nastavení menší. Došlo tedy k redukci tlaku na laterální straně přednoží. Při tomto nastavení má zdravá končetina pravděpodobně větší úlohu v udržování mediolaterální stability při chůzi.

Nastavení do zvýšené plantární flexe ovlivňuje síly a momenty sil v kolenním kloubu. Velká plantární flexe vede ke zvýšení sil způsobujících extenzi v kolenním kloubu (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002). Nastavení do zvýšené plantární flexe v kotníku má tendenci posunout reakční sílu podložky více dopředu vzhledem ke kolennímu kloubu (Blumentritt, Schmalz, Jarasch & Schneider, 1999), zvyšují se hodnoty anteroposteriorní složky reakční síly v brzdící a akcelerační fázi (Solomonidis, 1991).

Nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe

Nastavení do dorzální flexe způsobuje, že okamžik přechodu z plantární flexe do dorzální ve stejné fázi nastává později (Solomonidis, 1991). Trvání stejné a švihové fáze je na obou končetinách nejmenší, což signalizuje že dochází ke zvýšení frekvence kroku.

Relativní trvání stejné fáze je na postižené končetině největší. Na patě je relativní doba kontaktu s podložkou delší, v oblasti metatarzů (s výjimkou 4. metatarzu) a palce je kratší. Fáze plného kontaktu chodidla s podložkou nastává později. Jestliže zvýšená plantární flexe může na postižené končetině způsobovat u uživatelů problémy v závěru stejné fáze při odšlapu, u nastavení do dorzální flexe je tomu naopak na počátku stejné fáze, kde pozdější dosažení fáze plného chodidla na podložce může vytvářet u uživatelů pocit nestability. Rozdíly ve velikosti zatížení jednotlivých oblastí postižené končetiny (MaxP, Impulse, Comp) vzhledem k optimálnímu nastavení nejsou jednoznačné.

Relativní doba kontaktu na zdravé končetině je vzhledem k optimálnímu nastavení delší v mediální části paty a v oblastech 1., 2. a 3. metatarzu a palce. Maximum tlaku a tlakový impuls je větší na mediální straně paty a v oblasti 1. metatarzu. Na 5. metatarzu dochází k poklesu tlakového impulsu. Stejně jako u nastavení do plantární flexe se zde objevuje jednoznačná tendence přesunu zatížení více na mediální část chodidla zdravé končetiny. I v tomto případě to pravděpodobně ukazuje na větší úlohu zdravé končetiny při udržování mediolaterální stability při chůzi.

Rychlost zatížení je na obou oblastech paty zdravé končetiny větší. Tento výsledek signalizuje rychlejší přesun zatížení na patu zdravé končetiny, který je urychlen relativně snadným odšlapem z protetického chodidla nastaveného do dorzální flexe.

Také v tomto případě již samotná změna nastavení protetického chodidla mění působiště reakční síly podložky a tím ovlivňuje kinematiku a dynamiku v kolenním kloubu. Dorzální flexe chodidla zkracuje působící rameno páky v kolenním kloubu tím, že se působiště reakční síly posouvá během krokového cyklu méně dopředu vzhledem ke kolennímu kloubu (Blumentritt, Schmalz, Jarasch & Schneider, 1999). Tato změna v nastavení redukuje velikost anteroposteriorní složky reakční síly v brzdící fázi zejména při mezistoji (Solomonidis, 1991). Tento autor došel také k zajímavému zjištění, že křivka této síly při nastavení do 6° plantární flexe se přibližuje křivce normální populace.

Jiné změny nastavení

Někteří autoři se zabývali také dalšími změnami nastavení protézy nebo protetického chodidla.

Nastavení protézy do nadměrné zevní rotace (36°) má za výsledek významné změny v časech stojné a švihové fáze (zkrácení stojné fáze postižené končetiny) a délky kroku (Fridman, Ona & Isakov, 2003).

Zvýšení addukce lůžka (natočení chodidla laterálně vzhledem k lůžku ve frontální rovině) má téměř vždy za následek posun tlaku z laterální polohy chodidla do polohy mediální, zatímco abdukce lůžka (natočení chodidla mediálně vzhledem k lůžku) má za následek posuny z mediální do laterální oblasti (Geil & Lay, 2004).

Sagitální posun chodidla mění délku efektivní páky na přednoží a patě, což ovlivňuje stabilitu kolenního kloubu. Posun chodidla posteriorně zvyšuje tendenci ke kolenní flexi, zatímco posun chodidla anteriorně zvyšuje tendenci ke kolenní extenzi (Schmalz, Blumentritt & Jarasch, 2002).

Kompenzace změn v nastavení

Lidské tělo se umí přizpůsobit okamžitým podmínkám. Stejně jako zdravý člověk přizpůsobuje svou chůzi např. podle terénu, ve kterém se pohybuje, tak osoba s amputací může některé změny nastavení kompenzovat změnou pohybu ostatních segmentů těla.

Fridman, Ona a Isakov (2003) při nastavení chodidla do zevní rotace zjistili, že byla při samotném měření menší než při nastavení a uvádí, že to může být způsobeno kompenzačním mechanismem amputované končetiny. Hlavním kloubem, který kontroluje rozsah rotace dolní končetiny, je kyčelní kloub a ten je u osob s transtibiální amputací neporušen, tedy extrémní zevní rotace chodidla může být kompenzována vnitřní rotací kyčelního kloubu.

Tyto kompenzace mohou být jednou z příčin, že se malé změny v nastavení neprojeví ve změnách krokového cyklu. Před tím než budou závěry výzkumů v oblasti kvantifikace nastavování chodidla využity v klinické praxi, musí být nejdříve ustanoveny změny v nastavení, které mají za následek měřitelné rozdíly (Geil & Lay, 2004).

Je pravděpodobně nereálné definovat optimální rozložení plantárních tlaků napříč všemi subjekty, neboť u konečného nastavení jsou změny kumulovány a je těžké zhodnotit efekt určité změny (Geil & Lay, 2004). Přesto stanovení určitých zákonitostí, co které nastavení způsobuje, je správnou cestou, jak kvantifikovat proces nastavování protézy.

6.3.2 Doporučení pro optimalizaci nastavení protézy a protetického chodidla

Nesprávné nastavení protézy nebo protetického chodidla způsobuje u osob s transtibiální amputací změny v provedení krokového cyklu. Naopak důkladné porozumění krokovému cyklu nám může pomoci odhalit chyby v protetickém nastavení.

Provedení chůze se nejvíce lišilo při nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe. Při tomto nastavení dochází ke zvýšení frekvence kroku. V závěru stojné fáze na postižené končetině se objevuje zrychlený průběh odvalu chodidla, zatížení se přenáší dříve na zdravou končetinu. Hlavním nebezpečím při nastavení protetického chodidla do zvýšené dorzální flexe je zvýšená nestabilita ve stádiu zatěžování na postižené končetině, protože dosažení fáze plného chodidla na podložce trvá déle. Objevuje se zde tendence přesunu zatížení více na mediální část chodidla zdravé končetiny.

Nastavení protetického chodidla do zvýšené plantární flexe můžeme rozpoznat tak, že osoby s tímto nastavením musí vynaložit větší úsilí při ukončování stojné fáze na postižené

končetině. Mediolaterální stabilita při chůzi je udržována více zdravou končetinou, neboť dochází ke zvýšení zatížení na mediální a k redukcii zatížení na laterální straně chodidla zdravé končetiny.

Příliš dlouhá protéza nutí uživatele protézy k většímu úsilí na začátku stojné fáze postižené končetiny, kdy přesouvá těžiště těla za končetinu. V druhé polovině stojné fáze dochází naopak ke zrychlení pohybu.

Zkrácení protézy se projevuje zejména v závěru stojné fáze postižené končetiny, kde způsobuje obtíže při dokončení odšlapu. Toto nastavení protézy se lišilo pouze v několika parametrech. Je otázkou, zda se osoba s amputací na zkrácení protézy dokáže tak dobře adaptovat nebo zda je zkrácení protézy o 1 cm příliš malé na to, aby mohlo dojít k významným změnám v krokovém cyklu.

6.4 Tlaky v lůžku protézy

6.4.1 Tlaky v lůžku protézy při chůzi

Při chůzi působí na člověka reakční síla podložky, která má za následek vznik momentu síly, který se projevuje v rotaci tibiální části protézy. Rotace tibiální části protézy se u osob s amputací prostřednictvím protetického lůžka přenáší na pahýl postižené končetiny. Jedna z možností jak toto zatížení na rozhraní pahýlu a lůžka kvantifikovat, je měření tlaků.

Při chůzi by mělo být největší zatížení v anteriorní a posteriorní oblasti na začátku stojné fáze (Kapp & Ferguson, 2004). V naší studii se ukázala anteriorní část lůžka transtibiální protézy jako dominantní. Na laterální straně lůžka byly hodnoty tlaku menší než na přední straně pahýlu. Goh, Lee a Chong (2003) zjistili vysokou hodnotu tlaku v anteroproximální oblasti.

Mediolaterální složka reakční síly směřuje po téměř celou stojnou fázi postižené končetiny směrem ke zdravé končetině. V důsledku tohoto působení vzniká v oblasti pahýlu moment síly, který by měl mít za následek větší tlak v medioproximální a laterodistální oblasti. S tím se ztotožňují také Goh, Lee a Chong (2003), avšak u některých subjektů v jejich studii se vysoký tlak v laterodistální oblasti neobjevil. Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998) zjistili, že maximum tlaku při chůzi často nastává v popliteální oblasti.

Kromě tlaků (sil) kolmých na kontaktní plochu mezi pahýlem a lůžkem, je důležité sledovat smykové síly (tlaky). Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998) uvádí hodnoty maximálních tlaků (i smykových) dosažených při chůzi (obvykle během stojné fáze). Maximální naměřené hodnoty dosahovaly až 320 kPa pro přímý tlak (kolmý na povrch pahýlu) a 61 kPa pro výslednici smykových tlaků. Průměrné maximum tlaku (ze tří kroků) pokrývalo široké rozpětí. Přímý tlak se pohyboval od 25 kPa do 320 kPa a výslednice smykových tlaků od 1,9 kPa do 61 kPa.

Křivka závislosti velikosti tlaku na čase v průběhu krokového cyklu byla v naší studii pro proximální i distální části měřené oblasti (anteriorní) dvouvrcholová, s většími hodnotami v proximální části a na začátku stojné fáze. Zřejmě to souvisí s dvouvrcholovou křivkou reakční síly podložky (vertikální složka). Tato charakteristika je zřetelným znakem rychlé a robustní chůze, ale je méně výrazná při pomalé chůzi (Zhang, Turner-Smith, Tanner & Roberts, 1998).

Jedním z důležitých parametrů, který ovlivňuje zatížení na povrchu pahýlu je zvolený typ lůžka. Beil, Street a Covey (2002) zjistili, že hodnoty tlakového impulsu a maxima tlaku

v průběhu stojné fáze jsou významně nižší při použití podtlakového lůžka. V průběhu švihové fáze byly hodnoty impulsu, průměru a maxima tlaku naopak u tohoto lůžka vyšší.

Ze studií, které se v posledních letech touto problematikou zabývaly, vyplývá, že většina autorů se potýká s relativně velkou variabilitou výsledků. Sanders, Zachariah, Baker, Greve a Clinton (2000) uvádí, že každá z osob měla vlastní průběh rozložení povrchových tlaků odrážející protetikovu metodu využitou při tvarování lůžka k tolerování tlaku, styl chůze pacienta a vlastnosti tkání. Maxima tlaků jsou variabilní mezi subjekty i mezi různými měřicími místy (Zhang, Turner-Smith, Tanner & Roberts, 1998). Podle studie Sanders, Zachariah, Baker, Greve a Clinton (2000) se velikost tlaku na rozhraní pahýlu a lůžka mění z týdnu na týden. Důvodem mohou být změny tvaru pahýlu, vlastnosti materiálů a styl chůze. Za nejpravděpodobnější příčinu těchto změn považují změny tvaru pahýlu, avšak značné změny tlaku mezi jednotlivými měřeními zjistili i při minimálních změnách objemu pahýlu.

Dalším problémem je, že tlaky na rozhraní pahýlu a lůžka během stoje pravděpodobně nejsou předpokladem pro velikost a rozložení tlaků při chůzi (Seelen, Anemaat, Janssen & Deckers, 2003) nebo jsou pouze mírným predikátorem maximálních tlaků při chůzi (Zachariah & Sanders, 2001). Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998) zjistili, že maxima tlaků při stoji byla na všech místech menší než maxima při chůzi a že maximum tlaku je při chůzi přibližně dvakrát větší než při stoji.

6.4.2 Tlaky v lůžku protézy při chůzi do schodů a ze schodů

V literatuře jsme nenašli studii, která by se zabývala velikostí a rozložením tlaků v lůžku protézy při chůzi do schodů nebo ze schodů. Naše výsledky budeme diskutovat s ohledem na působení reakční síly podložky a moment síly v kolenním kloubu.

Zatížení distální části na anteriorní straně pahýlu je větší na začátku stojné fáze, v dalším průběhu pohybu se velikost tlaku v distální a proximální části snižuje a vyrovnává. To signalizuje, že osoba s amputací našlapuje více na špičku protézy než při chůzi. Podobnou informaci nám dává pohyb působišťe reakční síly. Na počátku zatížení je tlak pouze v distální části segmentu. To je důsledkem toho, že působišťe reakční síly je před hlezenním kloubem. Moment síly způsobuje, že proximální část bérce rotuje dozadu směrem dozadu. Posun tlaku k jeho proximální části je ukončen přibližně v polovině stojné fáze a dochází k mírnému posunu zpět k distální části. To souvisí s tím, že se zatížení opět přesouvá na špičku a ukončuje se stojná fáze.

U chůze ze schodů můžeme očekávat opačnou tendenci. Osoby s amputací našlapují na patu, působiště reakční síly je za hlezenním kloubem, bércec rotuje vpřed. Důsledkem je větší tlak v celém průběhu stojné fáze v proximální části pahýlu.

Posun působiště reakční síly se výrazně zpomalí v centrální oblasti měřicí plochy, dochází k zastavení pohybu a k minimálním výchylkám až do tří čtvrtin stojné fáze. V tomto období probíhá švihová fáze nepostížené končetiny. Pohyb působiště reakční síly je ukončen rychlým posunem k proximální části segmentu, což je důsledkem rychlého odšlapu v závěru stojné fáze přes špičku protézy.

7 Závěry

Provedení chůze u osob s transtibiální amputací je asymetrické. Mezi postiženou a nepostiženou končetinou existují tyto základní rozdíly v kinematických i dynamických parametrech chůze:

- stojná fáze je na postižené končetině kratší a švihová delší,
- zatížení je na postižené končetině menší než na nepostižené,
- zatížení se dříve přenáší na nepostiženou končetinu,
- dynamika zatěžování s výraznějším střídáním minima a maxima je větší na nepostižené končetině.

Krokový cyklus je u osob s amputací ovlivněn typem protetického chodidla. Základní rozdíly jsme formulovali do těchto závěrů:

- parametry krokového cyklu při použití dynamického typu protetického chodidla se více blíží parametrům na nepostižené končetině,
- rozsah pohybu v protetickém kotníku je při použití dynamického chodidla větší,
- u dynamického chodidla je odval plynulejší a více se blíží odvalu nepostiženého chodidla,
- při použití klasického typu chodidla se objevuje větší zatížení na nepostižené končetině ve stádiu zatěžování, což může znamenat, že zde dochází k přetěžování zdravé končetiny.

Nastavení protetického chodidla významně ovlivňuje provedení chůze u osob s transtibiální amputací. V této oblasti jsou nejvýznamnější tyto závěry:

- změna úhlového nastavení chodidla do zvýšené plantární nebo dorzální flexe se projevuje více než prodloužení nebo zkrácení protézy,
- při nastavení do plantární a dorzální flexe hraje zdravá končetina větší roli při udržování mediolaterální stability při chůzi,
- nastavení protetického chodidla do plantární flexe se projevuje jako nevýhodné zejména při odšlapu, kdy musí být vynaloženo větší úsilí na provedení plantární flexe v protetickém kotníku,
- nastavení do dorzální flexe zvyšuje nároky na udržení stability na počátku stojné fáze postižené končetiny.

8 Souhrn

Chůze je základní pohybovou aktivitou člověka. U osob s transtibiální amputací dochází ke změnám v provedení chůze, které jsou zapříčiněny odlišnými vlastnostmi zdravé končetiny a protetiké náhrady. Provedení chůze může být ovlivněno zvoleným typem protetikého chodidla, případně nastavením protézy a protetikého chodidla. Cílem této práce bylo posoudit to, zda se při těchto změnách mění průběh kinematických a dynamických parametrů chůze.

Analyzovaný soubor pro hodnocení chůze osob s transtibiální amputací s různými typy protetikých chodidel tvořilo 11 osob s jednostrannou transtibiální amputací (věk $46,1 \pm 12,0$ let, výška 174 ± 5 cm, hmotnost $82,5 \pm 13,9$ kg, délka používání protézy $13,8 \pm 12,5$ let). Pro potřeby analýzy chůze jsme využili videografickou vyšetřovací metodu, dynamografii a analýzu tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Zkoumané osoby prováděli chůzi s dvěma typy protetikých chodidel. Jednalo se o klasické chodidlo typu SACH a dynamické chodidlo Sure-flex.

Vliv nastavení protetikého chodidla a protézy jsme analyzovali pomocí zařízení na měření časových parametrů krokového cyklu a flexibilních stélek pro měření rozložení tlaku na kontaktu chodidla a obuvi. Sledovaný soubor tvořilo 10 osob pro měření rozložení tlaku v obuvi (věk $57,2 \pm 12,4$ let, výška 178 ± 7 cm, hmotnost $89,6 \pm 14,9$ kg, délka používání protézy $12,8 \pm 14,9$ let) a 11 osob pro měření časových parametrů chůze (věk $59,8 \pm 9,3$ let, výška 177 ± 5 cm, hmotnost $90,1 \pm 15,0$ kg, délka používání protézy $14,6 \pm 14,1$ let). Byla hodnocena tato nastavení: 1 – optimální nastavení určené protetikem, 2 – protéza o 1 cm kratší, 3 – protéza o 1 cm delší, 4 – protetiké chodidlo nastavené do plantární flexe ($+5^\circ$), 5 – protetiké chodidlo nastavené do dorzální flexe (-5°).

Analýza tlaků v lůžku protézy byla provedena pomocí zařízení na měření tlaku o rozměrech 16×3 cm, které bylo zabudováno do lůžka protézy. Jednalo se o pilotní studii, které se zúčastnila jedna osoba (věk 35 let, výška 176 cm, hmotnost 98 kg, doba používání protézy 3 roky). Tato osoba absolvovala opakované pokusy chůze, chůze do schodů a chůze ze schodů.

Zatížení při chůzi bylo na zdravé končetině vyšší než na postižené. Osoby s transtibiální amputací přenášejí zatížení z postižené končetiny dříve na zdravou, čímž „šetří“ končetinu s protézou. Provedení krokového cyklu na postižené končetině se s dynamickým typem protetikého chodidla více blížilo provedení na zdravé končetině. Možnost akumulace

a tvorby energie u dynamického typu chodidla se projevila v plynulejším a dynamičtějším odvalu protetického chodidla.

Provedení chůze bylo více ovlivněno nastavením chodidla do plantární nebo dorzální flexe než změnou délky protézy. Nesprávné nastavení protetického chodidla se projevilo zejména na počátku (nastavení do zvýšené dorzální flexe) a konci (nastavení do zvýšené plantární flexe) stejné fáze postižené končetiny.

Výběr protetického chodidla a jeho nastavení ovlivňuje při chůzi také pohyb zdravé končetiny. Při použití klasického chodidla dochází ve stádiu zatěžování k jejímu většímu zatížení. Při změnách úhlového nastavení chodidla do zvýšené plantární nebo dorzální flexe má zdravá končetina větší roli při udržování mediolaterální stability při chůzi.

9 Summary

Gait is a basic human movement activity and for a transtibial amputee it pertains to changes in gait performance pursuant to the differences between the healthy and the prosthetic limbs. Additionally, gait performance can be influenced by the type of prosthetic foot or the opted prosthetic alignment. The aim of our work is to assess whether these variations alter the kinematic and dynamic variables of the gait.

The observed group for evaluating the gait in a transtibial amputee with various prosthetic foot types comprised of eleven subjects with unilateral transtibial amputation (age 46.1 ± 12.0 years, height 174 ± 5 cm, body weight 82.5 ± 13.9 kg, period of prosthesis use 13.8 ± 12.5 years). We used the methods of videography, dynamography and pressure analysis between the foot and the pad. The observed subjects executed gait with two varying prosthetic feet: the conventional prosthetic foot SACH and the dynamic prosthetic foot Sure-flex.

For the purpose of determining the influence of prosthetic alignment we incorporated the equipment for measuring time variables of the gait cycle and opted for flexible soles for measuring pressure distribution at the contact of foot with the boot. The analyzed group consisted of ten subjects for pressure distribution measurement in the footwear (age 57.2 ± 12.4 years, height 178 ± 7 cm, body weight 89.6 ± 14.9 kg, period of prosthesis use 12.8 ± 14.9 years) and eleven subjects for time variables measurement of the gait (age: 59.8 ± 9.3 years, height 177 ± 5 cm, body weight 90.1 ± 15.0 kg, period of prosthesis use 14.6 ± 14.1 years). The prosthetic alignments evaluated were: 1 – optimal alignment determined by prosthetist, 2 – prosthesis about 1 cm shorter, 3 – prosthesis about 1 cm longer, 4 – increased plantar flexion of the prosthetic foot ($+5^\circ$), and 5 – increased dorsal flexion of the prosthetic foot (-5°).

Pressure analysis in prosthesis socket was realized with help of flexible equipment for pressure measurement, which has a measuring surface of 16 x 3 cm. This equipment was placed in the prosthesis socket. As a pilot study, only one person participated in this evaluation (age 35 years, body height 176 cm, body weight 98 kg, period of prosthesis use 3 years). This person performed several trials comprising general gait, gait up the stairs and gait down the stairs.

Loading during gait was greater on the sound limb than on the prosthetic limb. Transtibial amputees transmit load from the prosthetic to the sound limb sooner, thereby saving the limb with prosthesis. The performance of gait cycle on the prosthetic limb with dynamic prosthesis

was close to the performance exhibited by the sound limb. Accumulation and generation of energy with the dynamic foot type was observed as being more fluent and dynamic in contrast to the prosthetic foot.

Gait performance was significantly influenced by foot alignment for increased plantar or dorsal flexion than changes in the prosthesis length. A non-optimal prosthetic foot alignment was ascertained mainly at the beginning (increased dorsal flexion of the prosthetic foot) and at the end (increased plantar flexion of the prosthetic foot) of the stance phase of the prosthetic limb.

During gait, the choice of prosthetic foot influences also movement at the sound limb. With the use of conventional foot, the sound limb tended to be more loaded during the loading response phase. At angular change of prosthetic foot to increased plantar and dorsal flexion, the sound limb is seen as having a greater role in maintaining the medio-lateral balance during gait.

10 Referenční seznam

- Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, part 1: basic concepts and terminology. *J Prosthet Orthot*, 9(1), 10-17.
- Barth, D. G., Shumacher, L., & Thomas, S. S. (1992). Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. *J Prosthet Orthot*, 4(2), 63-74.
- Bateni, H., & Olney, S. J. (2002). Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. *J Prosthet Orthot*, 14(1), 2-12.
- Beil, T. L., Street, G. M., & Covey, S. J. (2002). Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev*, 39(6), 693-700.
- Blumentritt, S., Schmalz, T., Jarasch, R., & Schneider, M. (1999). Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads. *Prosthet Orthot Int*, 23, 231-238.
- Bowker, J. H., & Pritham, C. H. (2004). The history of amputation and prosthetics. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (pp. 3-20). Rosemont: AAOS.
- Coleman, K. L., Boone, D. A., Smith, D. G., & Czerniecki, J. M. (2001). Effect of trans-tibial prosthesis pylon flexibility on ground reaction forces during gait. *Prosthet Orthot Int*, 25(3), 195-201.
- Convery, P., & Buis, A. W. (1999). Socket/stump interface dynamic pressure distribution recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket. *Prosthet Orthot Int*, 23(2), 107-112.
- Cortes, A., Viosca, E., Hoyos, J. V., Prat, J., & Sanchez-Lacuesta, J. (1997). Optimisation of the prescription for trans tibial (TT) amputees. *Prosthet Orthot Int*, 21(3), 168-174.
- Cugini, U., Bertetti, M., Bonacini, D., & Zanetti, M. (2006). Kinematics of sprinting: comparison between normal and amputees athletes. In H. Schwameder, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S. Lindinger & E. Müller (Eds.), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 375-379). Salzburg: University of Salzburg.
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., & Frazier, D. M. (1996). Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthet Orthot Int*, 20(2), 101-110.

- Edelstein, J. E. (1990). Prosthetic and orthotic gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 281-300). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Patterson, L. J., & Harder, J. A. (1991). External loading comparison between able-bodied and below-knee amputee children during walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 657-661.
- Engstrom, B., & Van de Ven, C. (Eds.). (1999). *Therapy for amputees* (3th ed.). London: Churchill Livingstone.
- Fridman, A., Ona, I., & Isakov, E. (2003). The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthet Orthot Int*, 27, 17-22.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Geil, M. D. (2002). Variability among practitioners in dynamic observational alignment of a transfemoral prosthesis. *J Prosthet Orthot*, 14, 159-164.
- Geil, M. D., & Lay, A. (2004). Plantar foot pressure responses to changes during dynamic trans-tibial prosthetic alignment in a clinical setting. *Prosthet Orthot Int*, 28, 105-114.
- Gitter, A., Czerniecki, J. M., & DeGroot, D. M. (1991). Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Am J Phys Med Rehabil*, 70, 142-148.
- Goh, J. C. H., Lee, P. S. V., & Chong, S. Y. (2003). Stump/socket pressure profiles of the pressure cast prosthetic socket. *Clin Biomech*, 18, 237-243.
- Hagman, F., Ulicevic, T., van de Ven, A. A. F., & van Eijndhoven, S. J. L. (2001). Calculating the inversion/eversion motion of the foot from pressure plate measurements. In E. Hennig, A. Stacoff (Eds.), *Proceedings of the 5th Symposium on Footwear Biomechanics* (pp. 42-43). Zuerich, Switzerland.
- Han T. R., Chung, S. G., & Shin, H. I. (2003). Gait patterns of transtibial amputee patients walking indoors barefoot. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(2), 96-100.
- Hayden, S., Evans, R., McPoil, T. G., Cornwall, M. W., & Pipinich, L. (2000). The effect of four prosthetic feet on reducing plantar pressures in diabetic amputees. *J Prosthet Orthot*, 12(3), 92-96.
- Heim., S. & Kaphingst, W. (2002). *Základy protetiky horních a dolních končetin* (V. Voděna, trans.). Praha: FOPTO. (Original work published 1991)
- Hill, S. W., Patla, A. E., Ishac, M. G., Adkin, A. L., Supan, T. J., & Barth, D. G. (1997). Kinematic patterns of participants with a below-knee prosthesis stepping over obstacles of various heights during locomotion. *Gait Posture*, 6, 186-192.

- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Crofts: Appleton-Century.
- Hsu, M.-J., Nielsen D. H., Yack, J., Shurr, D. G., & Lin, S.-J. (2000). Physiological comparisons of physically active persons with transtibial amputation using static and dynamic prostheses versus persons with nonpathological gait during multiple-speed walking. *J Prosthet Orthot*, 12, 60-67.
- Hurley, G. R. B., McKenney, R., Robinson, M., Zadavec, M., & Pierrynowski, M. R. (1990). The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait. *Prosthet Orthot Int*, 14, 33-42.
- Chao, E. Y. S., & Calahan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 45-63). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Isakov, E., Keren, O., & Benjuya, N. (2000). Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity. *Prosthet Orthot Int*, 24, 216-220.
- Janura, M., Svoboda, Z., & Elfmark, M. (2005). The influence of various types of trans-tibial prosthesis on the dynamic parameters of human gait. In *Proceedings of Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation* (p. 28). Manchester: University of Salford.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kapp, S. L., & Ferguson, J. R. (2004). Transtibial amputation: Prosthetic Management. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (pp. 503-515). Rosemont: AAOS.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Lemaire, E. D., Fisher, F. R., & Robertson, D. G. E. (1993). Gait patterns of elderly men with trans-tibial amputations. *Prosthet Orthot Int*, 17, 27-37.
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2001). *Joint structure and function, A comprehensive analysis* (3rd. ed.). Philadelphia: F. A. Davis.
- Macfarlane, P. A., Nielsen, D. H., Shurr, D. G., & Meier, K. (1991). Gait comparisons for below-knee amputees using a Flex-foot(TM) versus a conventional prosthetic foot. *J Prosthet Orthot*, 3(4), 150-161.

- Mak, A. F., Zhang, M., & Boone, D. A. (2001). State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: A review. *J Rehabil Res Dev*, 38(2), 161-174.
- Marinakos, G. N. S. (2004). Interlimb symmetry of traumatic unilateral transtibial amputees wearing two different prosthetic feet in the early rehabilitation stage. *J Rehabil Res Dev*, 41(4), 581-590.
- May, B. J. (2002). *Amputation and Prosthetics. A case study approach* (2nd ed.). Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Menard, M. R., McBride, M. E., Sanderson, D. J., & Murray, D. D. (1992). Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil*, 73, 451-458.
- Menard, M. R., & Murray, D. D. (1989). Subjective and Objective Analysis of an Energy-Storing Prosthetic Foot. *J Prosthet Orthot*, 1(4), 220-230.
- Michael, J. W. (2004). Prosthetic Suspensions and Components. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (pp. 409-427). Rosemont: AAOS.
- Michaud, S. B., Gard, S. A., & Childress, D. S. (2000). A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev*, 37(1), 1-10.
- Miff, S. C., Childress, D. S., Gard, S. A., Meier, M. R., & Hansen, A. H. (2005). Temporal symmetries during gait initiation and termination in nondisabled ambulators and in people with unilateral transtibial limb loss. *J Rehabil Res Dev*, 42(2), 175-182.
- Mizuno, N., Aoyama, T., Nakajima, A., Kasahara, T., & Takami, K. (1992). Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int*, 16, 174-182.
- Nielsen, D. H., Shurr, D. G., Golden, J. C., & Meier, K. (1989). Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below-knee amputees using different prosthetic feet: a preliminary report. *J Prosthet Orthot*, 1, 24-31.
- Nolan, L., & Lees, A. (2000). The functional demands on the intact limb during walking for active transfemoral and transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, 24, 117-125.
- Nolan, L., Wit, A., Dudziński, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowański, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*, 17, 142-151.
- Olsson, E. C. (1990). Methods of studying gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 21-43). New York: Churchill Livingstone Inc.

- Peeraer, L., & De Roy K. K. (2002). Influence of alignment variations of a prosthetic foot on lower limb kinematics and centre of pressure during below knee amputee gait [Abstrakt]. *Gait Posture*, 16, supplement 1, S171.
- Perry, J. (2004a). Amputee Gait. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (pp. 367-384). Rosemont: AAOS.
- Perry, J. (2004b). Normal Gait. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (pp. 353-366). Rosemont: AAOS.
- Perry, J., Boyd, L. A., Rao, S. S., & Mulroy, S. J. (1997). Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the Single Axis, Seattle Lite, and Flex Foot. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4), 283-289.
- Pinzur, M. S., Cox, W., Kaiser, J., Morris, T., Patwardhan, A., & Vrboš, L. (1995). The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev*, 32, 373-378.
- Polliack, A. A., Craig, D. D., Sieh, R. C., Landsberger, S., & Mcneal, D. R. (2002). Laboratory and clinical tests of a prototype pressure sensor for clinical assessment of prosthetic socket fit. *Prosthet Orthot Int*, 26(1), 23-34.
- Polliack, A. A., Sieh, R. C., Craig, D. D., Landsberger, S., Mcneal, D. R., & Ayyappa, E. (2002). Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthet Orthot Int*, 26(1), 23-34.
- Postema, K., Hermens, H. J., de Vries, J., Koopman, H. F., & Eisma, W. H. (1997). Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor. *Prosthet Orthot Int*, 21(1), 28-34.
- Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1998). Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait Posture*, 8, 1-7.
- Radcliffe, C. W. (1962). The biomechanics of below-knee prostheses in normal, level, bipedal walking. *Artif limbs*, 9(6), 16-24.
- Rao, S. S., Bontrager, E. L., Boyd, L. A., Powers, C. M., Gronley, J., & Perry, J. (1996). Prosthetic ankle joint stiffness during weight acceptance in trans-tibial amputees. *Gait Posture*, 4(2), 187.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.

- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Sanders, J. E., Bell, D. M., Okumura, R. M., & Dralle, A. J. (1998). Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: measurement from 13 transducer sites. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 6(1), 21-31.
- Sanders, J. E., & Daly, C. H. (1999). Interface pressures and shear stresses: sagittal plane angular alignment effects in three trans-tibial amputee case studies. *Prosthet Orthot Int*, 23(1), 21-29.
- Sanders, J. E., Zachariah, S. G., Baker, A. B., Greve, J. M., & Clinton, C. (2000). Effects of changes in cadence, prosthetic componentry, and time on interface pressures and shear stresses of three trans-tibial amputees. *Clin Biomech*, 15(9), 684-694.
- Sanderson, D. J., & Martin, P. E. (1997). Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture*, 6, 126-136.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*, 35-A, 543-58.
- Seelen, H. A., Anemaat, S., Janssen, H. M., & Deckers, J. H. (2003). Effects of prosthesis alignment on pressure distribution in the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. *Clin Rehabil*, 17(7), 787-796.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Shem, K. L., Breakey, J. W., & Werner, P. C. (1998). Pressures at the residual limb-socket interface in transtibial amputees with thigh lacer-slide joints. *J Prosthet Orthot*, 10(3), 51-55.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., & Jarasch R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*, 16, 255-263.
- Schmid, M., Beltrami, G., Zambarbieri, D., & Verni, G. (2005). Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait Posture*, 21, 255-262.
- Schneider, K., Hart, T., Zernicke, R. F., Setoguchi, Y., & Oppenheim, W. (1993). Dynamics of below-knee child amputee gait: SACH foot versus Flex foot. *J Biomech*, 26, 1191-1204.
- Smidt, G. L. (1990). Rudiments of gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 1-19). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Solomonidis, S. E. (1991). Gait analysis of the lower limb amputee – the effect of alignment. In U. Boenick, M. Näder & C. Mainka (Eds.), *Gait analysis – state-of-the-art of measuring*

- system and their importance in prosthetic and orthotic technology: proceedings* (pp. 290-297). Berlin: Technische universität Berlin und Otto Bock stiftung.
- Thomas, S. S., Buckon, C. E., Helper, D., Turner, N., Moor, M., & Krajbich, J. I. (2000). Comparison of the Seattle Lite Foot and Genesis II Prosthetic Foot during walking and running. *J Prosthet Orthot*, 12, 9-14.
- Thompson, N. (1999). Normal locomotion and prosthetic replacement. In B. Engstrom, & C. Van de Ven (Eds.), *Therapy for Amputees* (3rd ed.) (pp. 115-128). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Trew, M. (1997). Function of the lower limb. In M. Trew & T. Everett (Eds.), *Human Movement. An Introductory Text* (3rd ed.) (pp. 155-169). New York: Churchill Livingstone.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). Evaluating and measuring human movement. In M. Trew & T. Everett (Eds.), *Human Movement. An Introductory Text* (3rd ed.) (pp. 225-241). New York: Churchill Livingstone.
- Twiste, M., & Rithalia, S. (2003). Transverse rotation and longitudinal translation during prosthetic gait - A literature review. *J Rehabil Res Dev*, 40(1), 9-18.
- Van Gheluwe, B., & Nelen, B. (1999). Plantar foot pressure of lower leg amputees during gait and running. In *Proceedings of the 4th symposium on footwear biomechanics* (p. 46).
- Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health – Proceedings* (pp. 535-545). Opole: Opole University of Technology.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis, an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Williams, R. B., Porter, D., & Roberts, V. C. (1992). Triaxial force transducer for investigating stresses at the stump/socket interface. *Med and Biol Eng and Comput*, 1, 89-96.
- Winter, D. A. (2004). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, 70, 340-347.
- Winter, D. A., & Sienko, S. E. (1988). Biomechanics of below-knee amputee gait. *J Biomech*, 21, 361-367.
- Zahedi, M. S., & Spence, W. D., Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1986). Alignment of lower-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev*, 23, 2-19.

- Zachariah, S. G., & Sanders, J. E. (2001). Standing interface stresses as a predictor of walking interface stresses in the trans-tibial prosthesis. *Prosthet Orthot Int*, 25(1), 34-40.
- Zhang, M., Turner-Smith, A. R., Roberts, V. C., & Tanner, A. (1996). Frictional action at lower limb/prosthetic socket interface. *Med Eng Phys*, 18(3), 207-214.
- Zhang, M., Turner-Smith, A. R., Tanner, A., & Roberts, V. C. (1998). Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with prosthesis. *Med Eng Phys*, 20, 188-198.

11 Přílohy

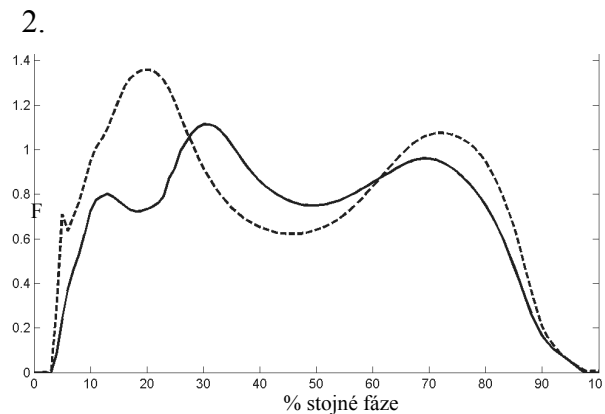
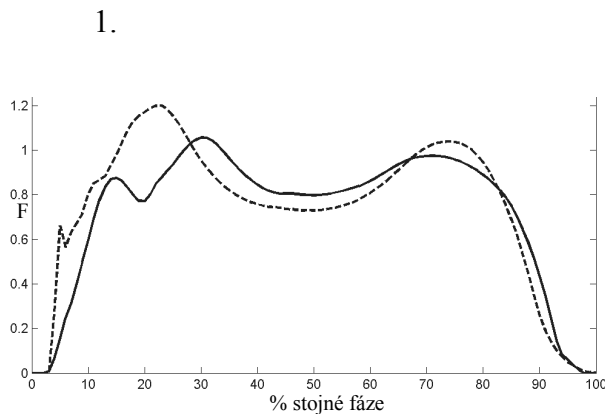
Příloha 1 Průběh úhlových a silových parametrů chůze u jednotlivých subjektů

V následujících grafech je vždy křivka ze tří pokusů chůze přirozenou rychlostí u daného subjektu.

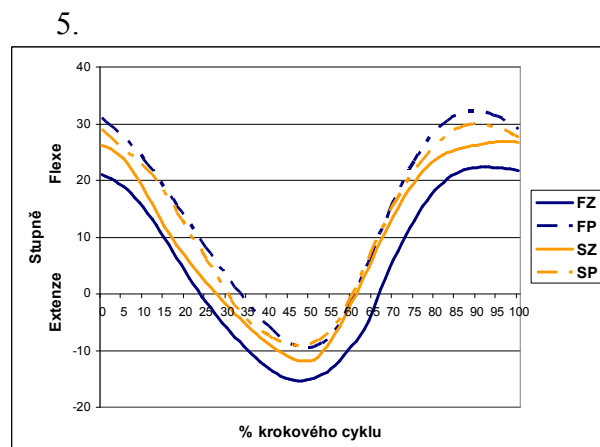
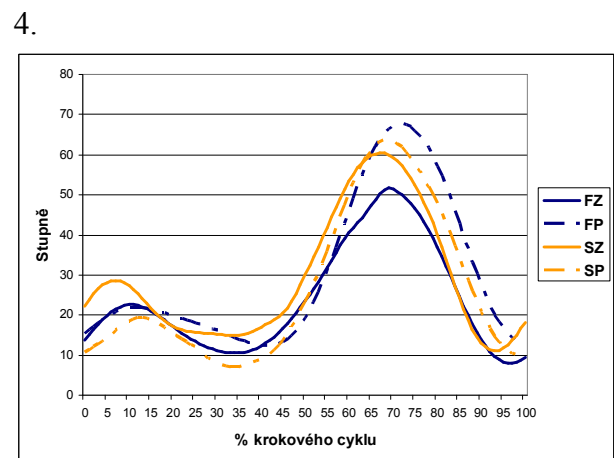
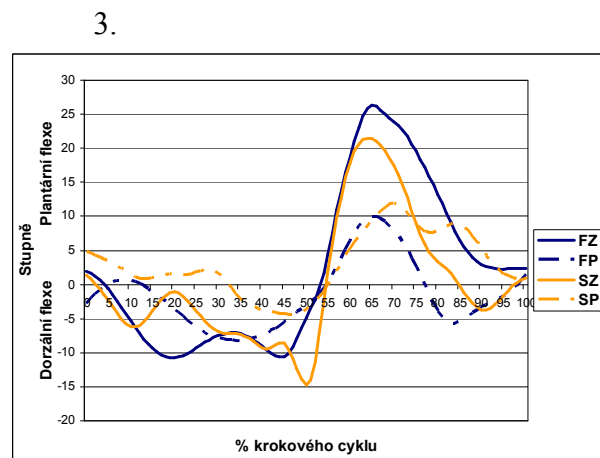
Proband 1

Věk: 33 let, výška: 176 cm, hmotnost: 100 kg, délka používání protězy: 0,8 let, postižená končetina: levá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.



Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.



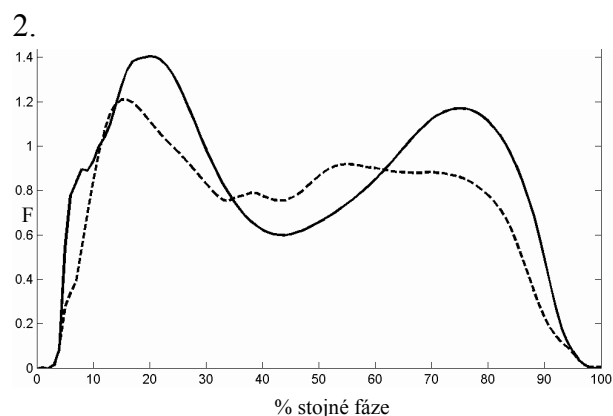
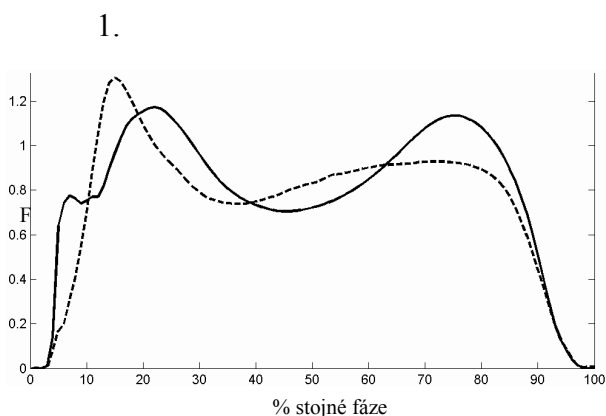
Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,
 FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,
 SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,
 SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

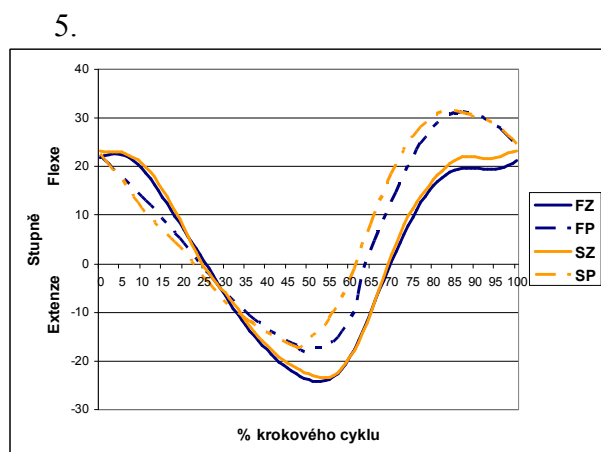
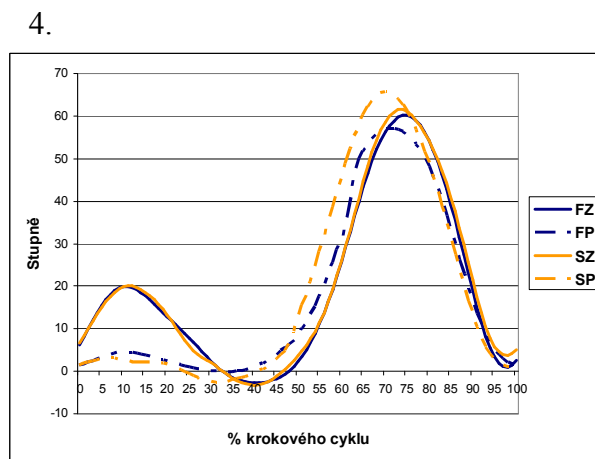
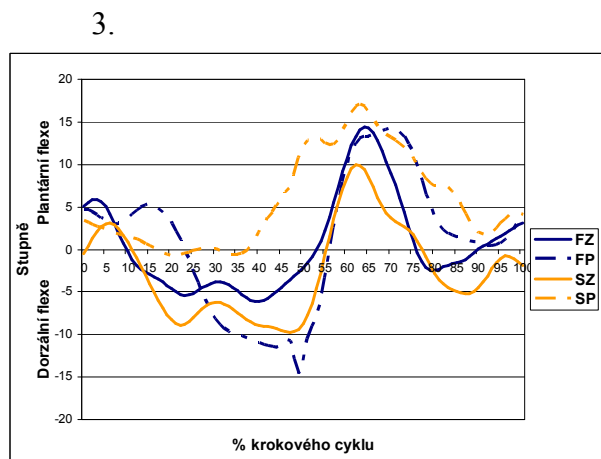
Proband 2

Věk: 40 let, výška: 167 cm, hmotnost: 73 kg, délka používání protézy: 6 let, postižená končetina: pravá, aktivita: vysoká.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.



Legenda k 1, 2: --- postižená končetina, — zdravá končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.



Legenda k 3, 4, 5:

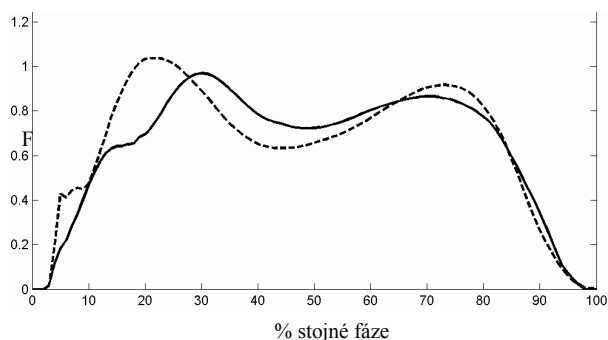
FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,
 FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,
 SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,
 SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Proband 3

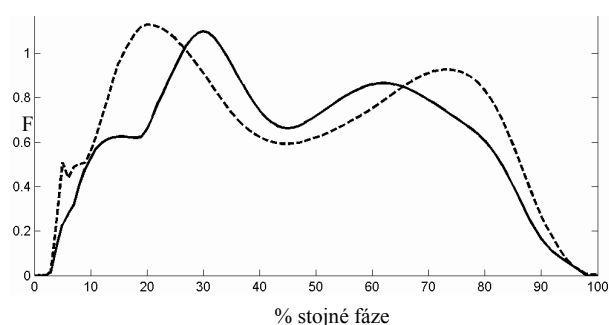
Věk: 66 let, výška: 170 cm, hmotnost: 106 kg, délka používání protězy: 4 roky, postižená končetina: levá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

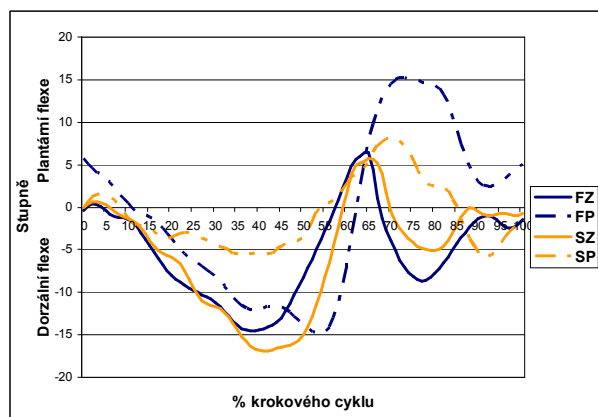


2.

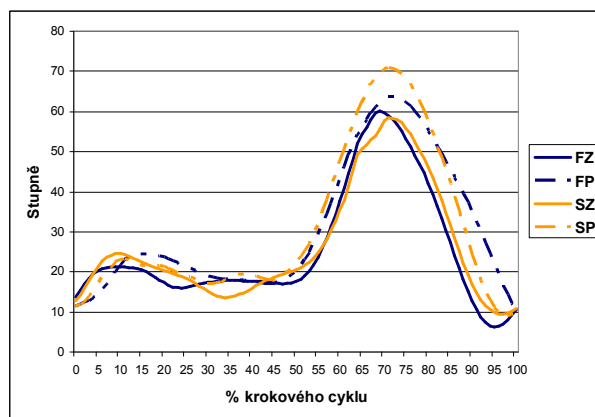


Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

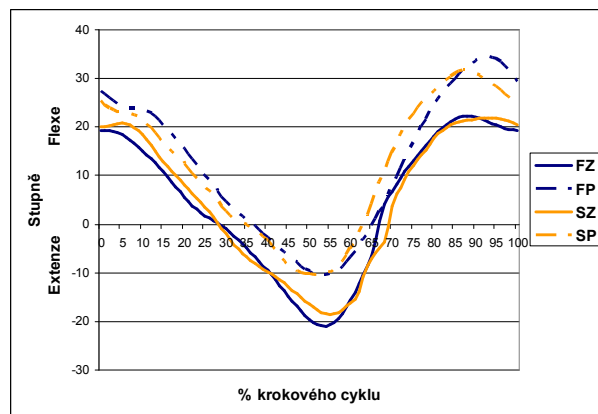
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

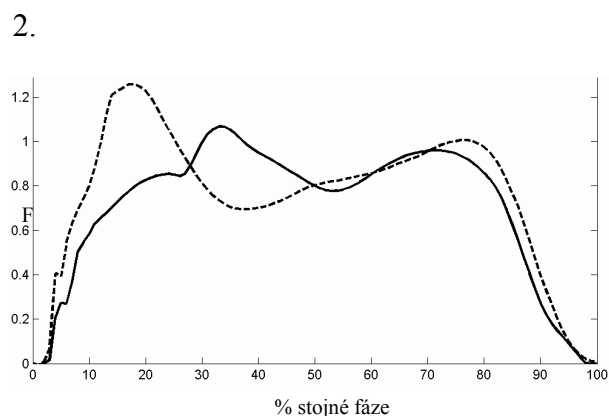
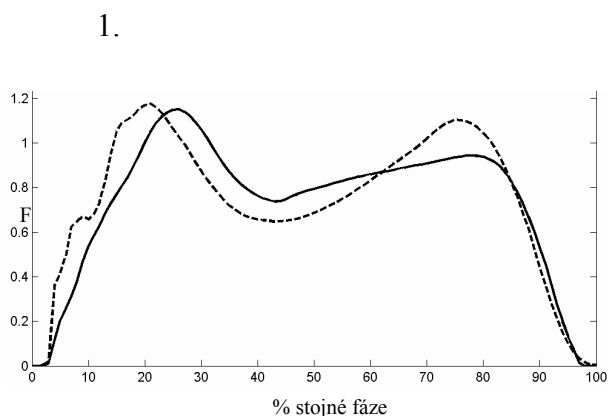
SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

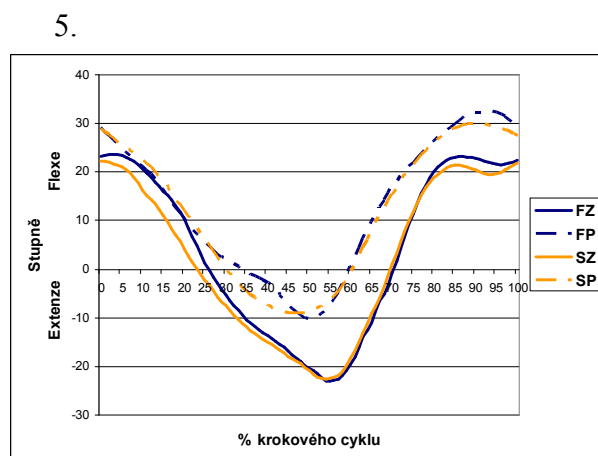
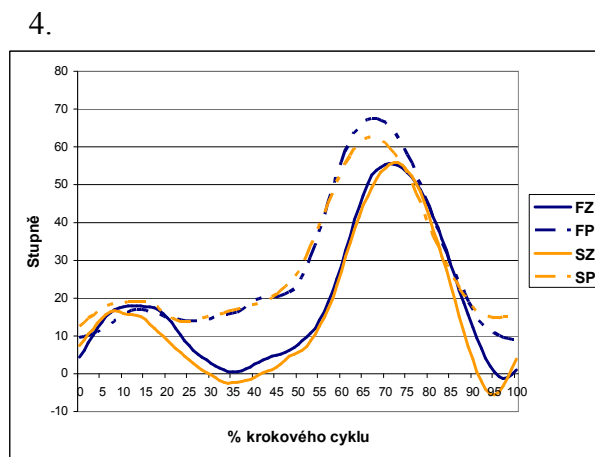
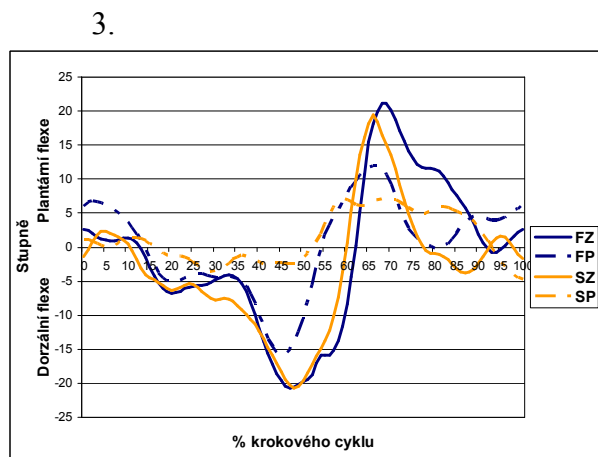
Proband 4

Věk: 33 let, výška: 170 cm, hmotnost: 65 kg, délka používání protézy: 7 let, postižená končetina: levá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.



Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

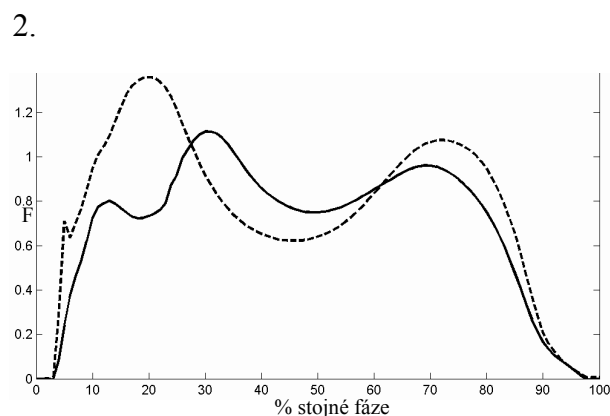
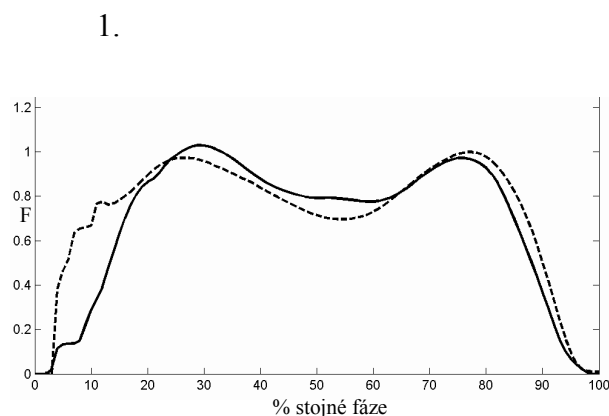
SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

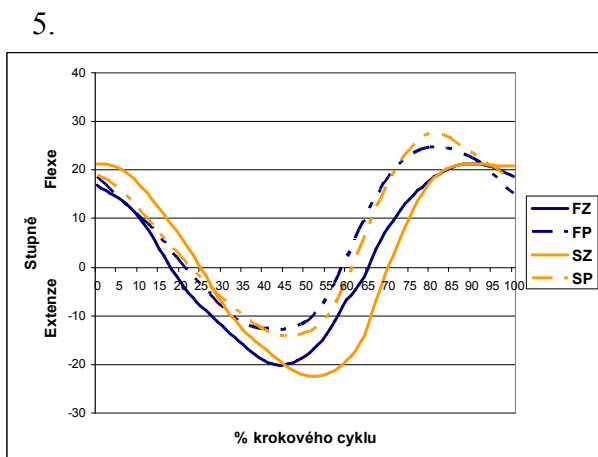
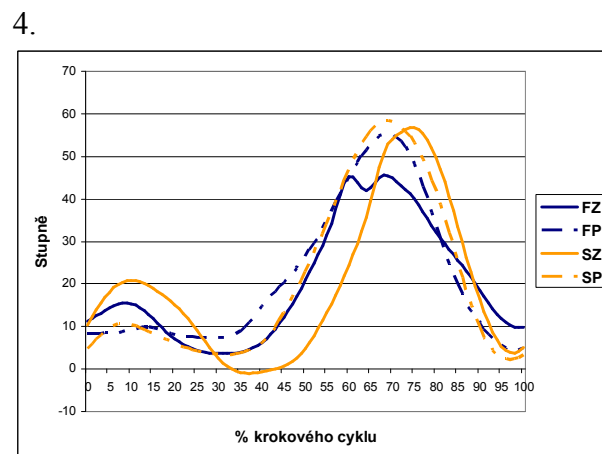
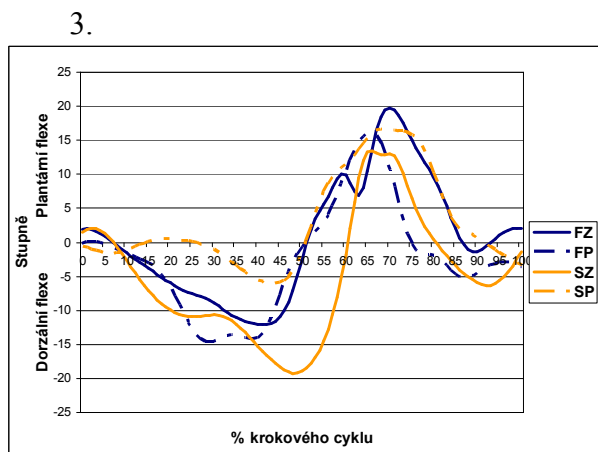
Proband 5

Věk: 32 let, výška: 180 cm, hmotnost: 100 kg, délka používání protězy: 28 let, postižená končetina: levá, aktivita: vysoká.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.



Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.



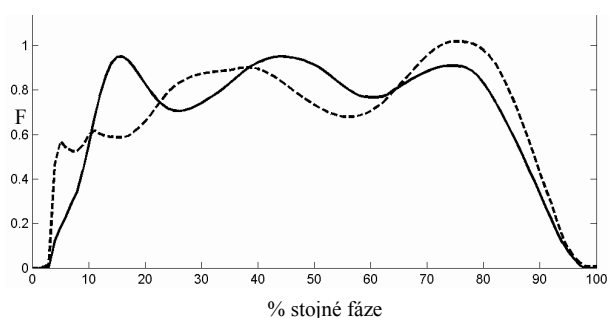
Legenda k 3, 4, 5:
 FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,
 FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,
 SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,
 SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Proband 6

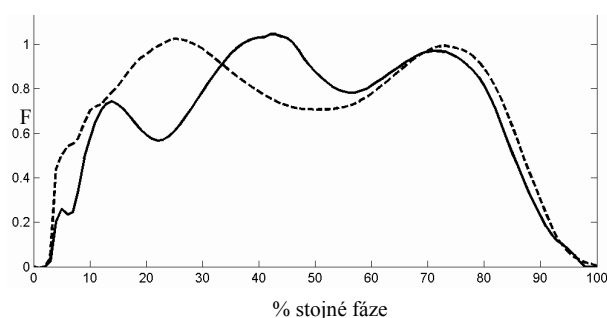
Věk: 58 let, výška: 172 cm, hmotnost: 84 kg, délka používání protézy: 28 let, postižená končetina: levá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

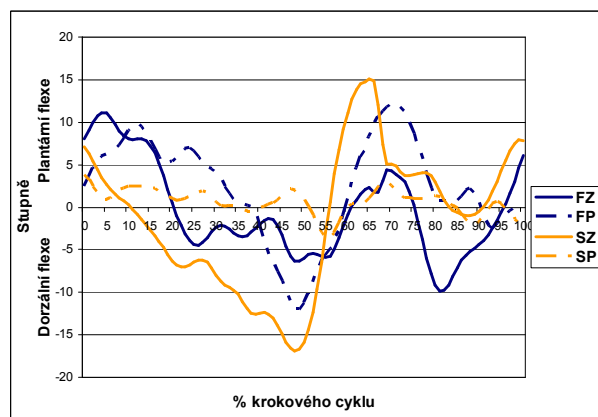


2.

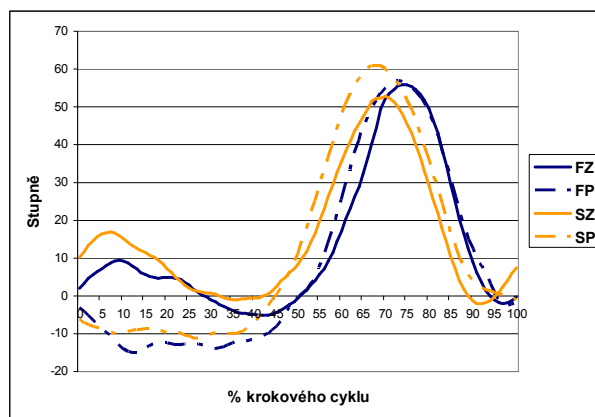


Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

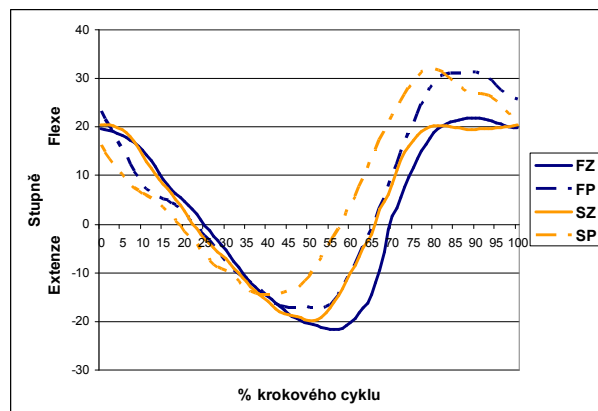
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

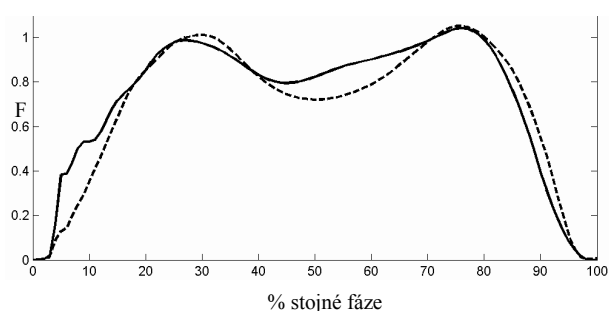
SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Proband 7

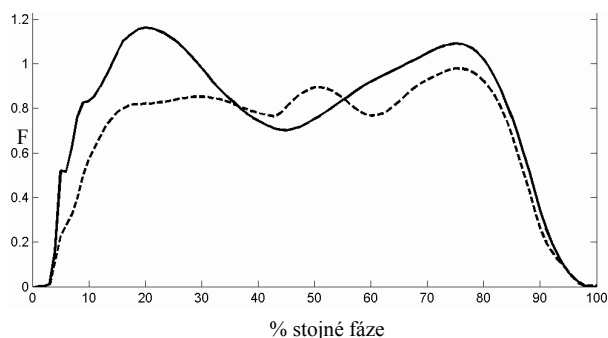
Věk: 44 let, výška: 186 cm, hmotnost: 90 kg, délka používání protězy: 1,5 let, postižená končetina: pravá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

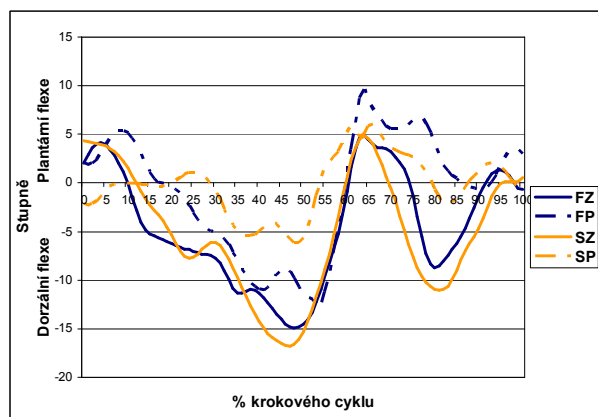


2.

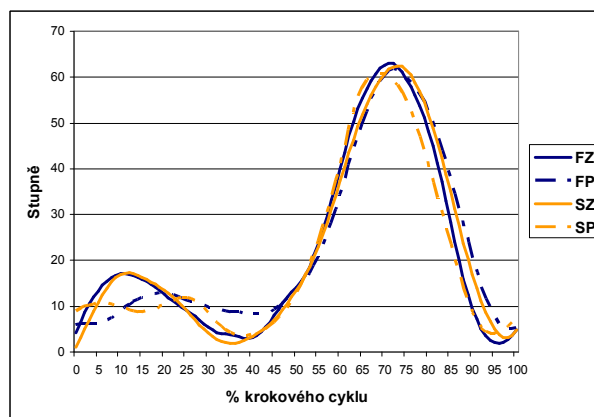


Legenda k 1, 2: --- postižená končetina, — zdravá končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

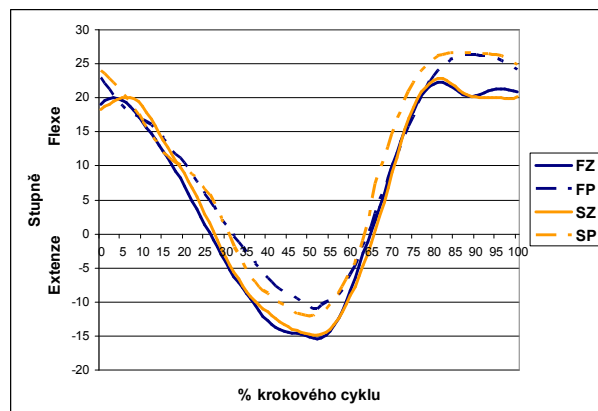
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

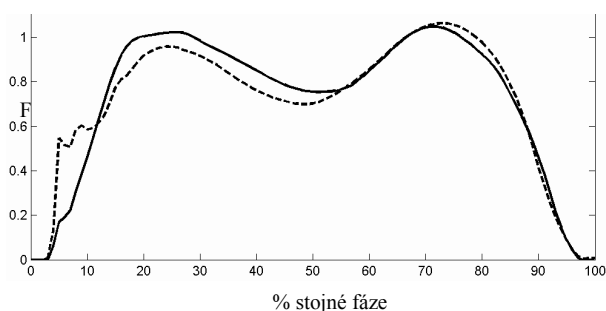
SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Proband 8

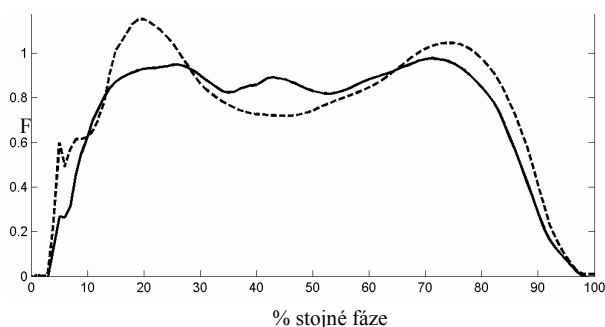
Věk: 44 let, výška: 177 cm, hmotnost: 70 kg, délka používání protézy: 26 let, postižená končetina: levá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

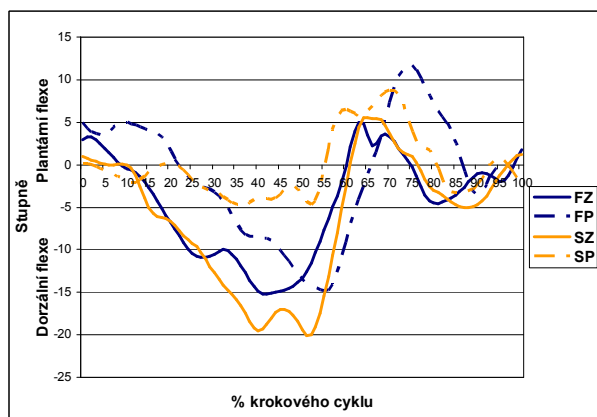


2.

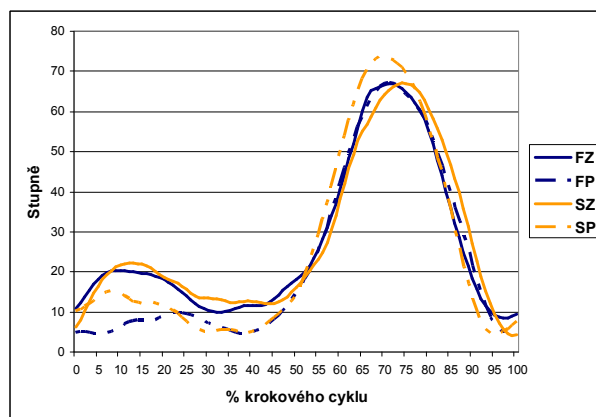


Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

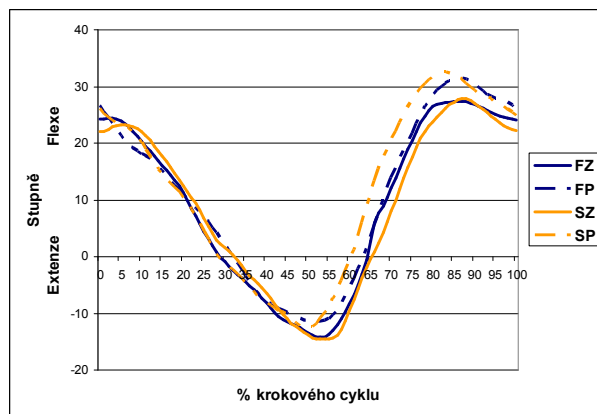
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

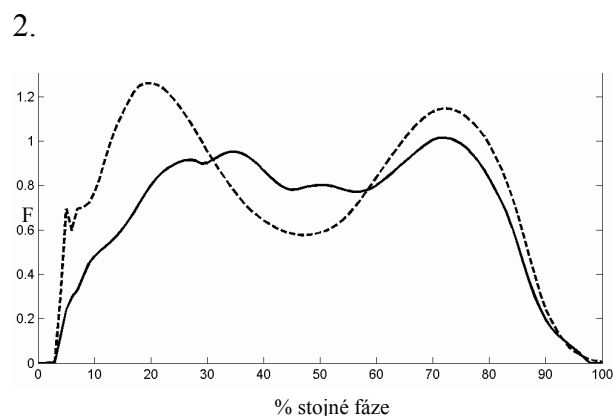
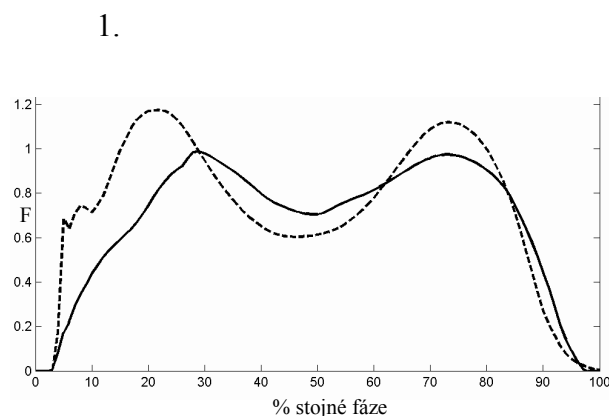
SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

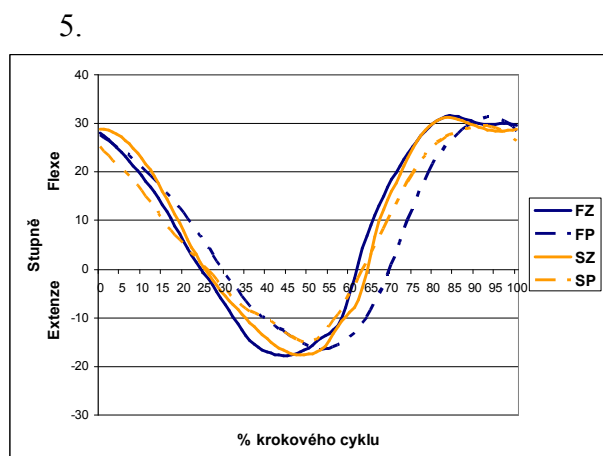
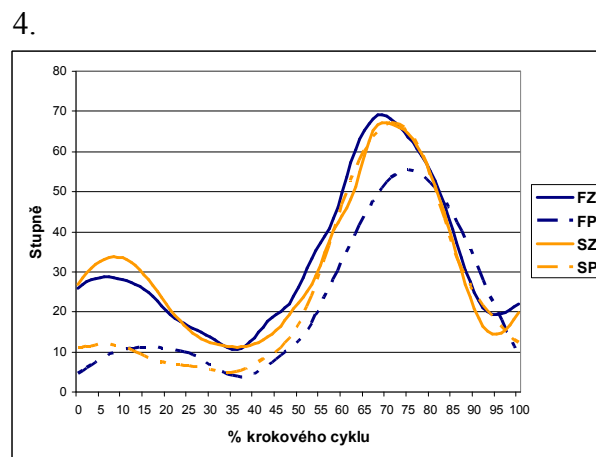
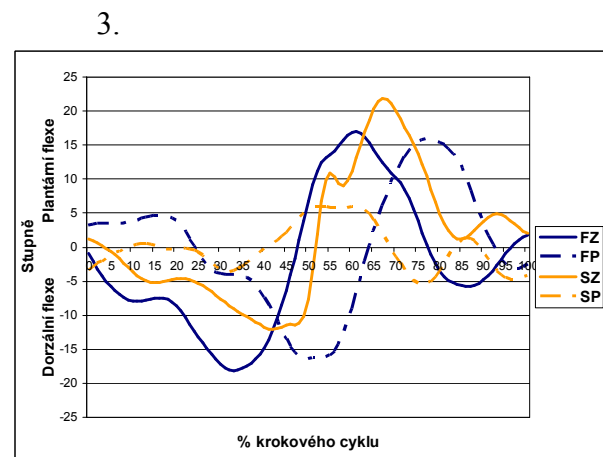
Proband 9

Věk: 42 let, výška: 176 cm, hmotnost: 79 kg, délka používání protézy: 13 let, postižená končetina: levá, aktivita: vysoká.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.



Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.



Legenda k 3, 4, 5:

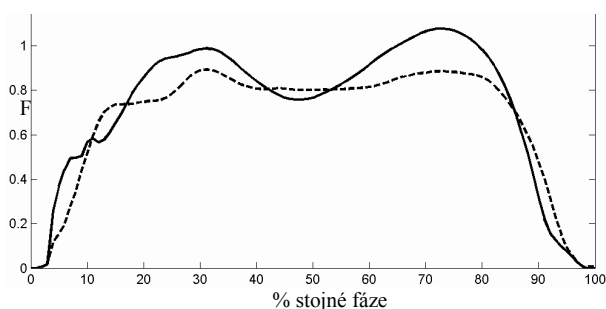
- FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,
- FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,
- SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,
- SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Proband 10

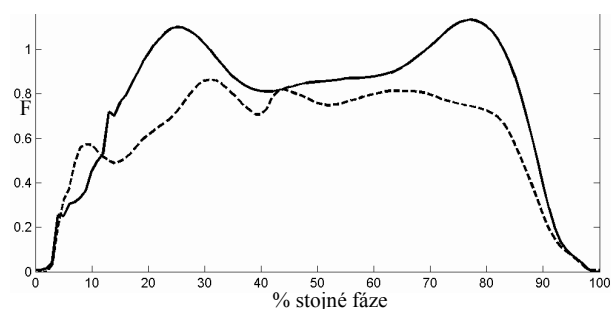
Věk: 67 let, výška: 172 cm, hmotnost: 75 kg, délka používání protézy: 2 let, postižená končetina: pravá, aktivita: střední.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

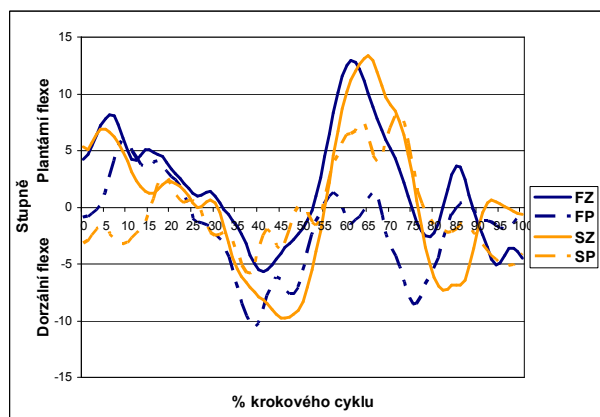


2.

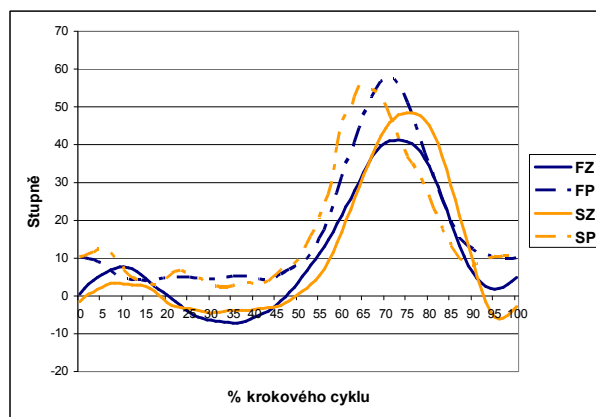


Legenda k 1, 2: --- postižená končetina, — zdravá končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

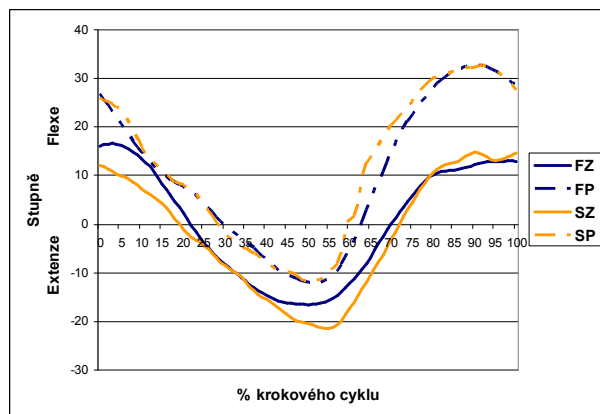
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

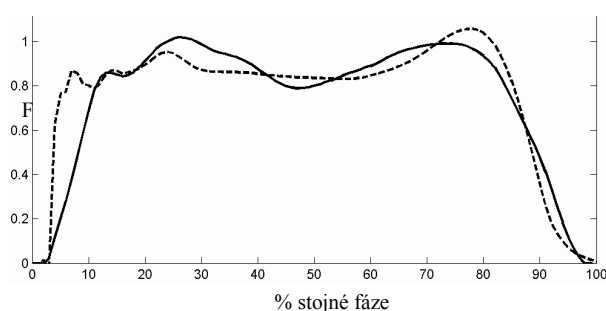
SP – postižená končetina při použití chodidla SACH

Proband 11

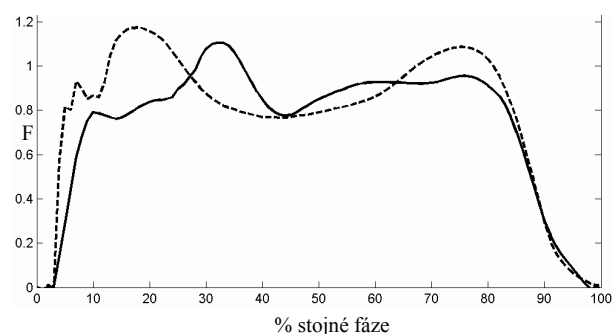
Věk: 48 let, výška: 175 cm, hmotnost: 66 kg, délka používání protézy: 36 let, postižená končetina: levá, aktivita: vysoká.

1. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla Sure-flex,
2. vertikální složka reakční síly při použití protetického chodidla SACH,
3. plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu,
4. flexe v kolenním kloubu,
5. flexe a extenze v kyčelním kloubu.

1.

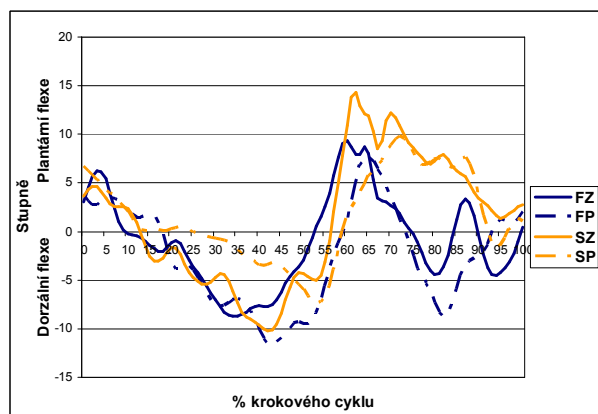


2.

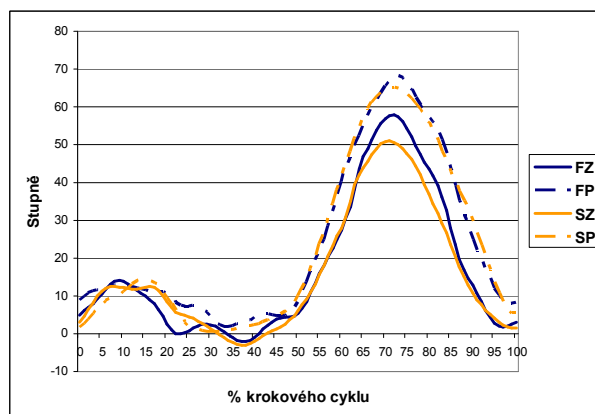


Legenda k 1, 2: --- zdravá končetina, — postižená končetina, F/G – reakční síla vydělená působící tíhovou silou.

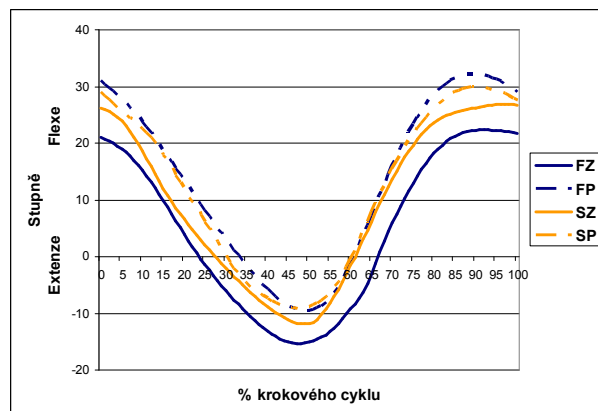
3.



4.



5.



Legenda k 3, 4, 5:

FZ – zdravá končetina při použití chodidla Sure-flex,

FP – postižená končetina při použití chodidla Sure-flex,

SZ – zdravá končetina při použití chodidla SACH,

SP – postižená končetina při použití chodidla SACH.

Příloha 2 Hodnoty časových a tlakových parametrů měřených na zařízení pro analýzu tlaků na kontaktu chodidla s podložkou při chůzi při použití protetických chodidel SACH a Sure-flex

Protéza		Sure-flex				SACH			
Končetina		Zdravá		Postižená		Zdravá		Postižená	
Oblast	Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Pata	Start time	2,7	4,42	1,5	3,18	1,7	3,14	1,0	2,55
	End Time	416,3	89,96	373,6	71,66	460,0	102,88	332,0	89,25
	% Contact	56,2	11,48	51,5	8,14	61,1	10,79	45,8	11,07
	% Peak	17,5	7,13	20,2	7,50	17,3	4,95	25,6	8,58
	Fmax	599,1	247,90	663,4	244,68	640,5	246,63	685,6	237,39
	F average	351,9	137,55	346,2	123,67	383,7	153,16	392,8	134,77
	% Load Time	30,5	12,02	38,2	10,42	27,8	7,84	54,8	9,10
	Load rate	7,0	6,34	5,4	3,06	5,5	2,68	4,2	2,11
Středonoží	Start time	99,8	68,91	151,0	60,81	96,0	60,61	208,9	67,94
	End Time	521,3	111,34	444,1	132,55	546,8	86,39	531,1	102,37
	% Contact	57,5	21,25	40,2	19,93	60,4	15,54	44,4	11,29
	% Peak	41,9	14,32	36,0	8,90	45,6	18,75	42,8	12,13
	Fmax	167,8	151,83	190,1	150,59	153,9	124,92	397,8	190,29
	F average	100,2	97,11	109,3	83,22	93,5	80,55	218,8	97,96
	% Load Time	47,6	18,41	38,4	9,64	51,5	23,73	32,4	13,84
	Load rate	0,9	0,75	1,7	1,16	0,8	0,77	4,5	2,63
Přednoží	Start time	77,7	29,42	172,9	68,91	68,5	19,60	214,7	70,24
	End Time	715,8	47,71	709,7	51,74	722,7	52,31	709,5	55,74
	% Contact	87,0	4,35	74,5	8,79	87,8	3,92	68,6	8,99
	% Peak	78,3	2,39	74,9	5,46	78,6	2,00	77,3	4,09
	Fmax	724,3	257,53	782,5	299,02	681,4	253,72	748,1	240,85
	F average	351,7	141,44	469,5	196,91	301,9	116,81	419,6	147,76
	% Load Time	75,7	2,83	66,9	6,25	76,3	2,00	67,6	3,64
	Load rate	1,5	0,54	2,2	0,90	1,4	0,50	2,3	0,77

Legenda: Start time – čas začátku zatěžování oblasti, End time – čas konce zatěžování oblasti (ms), % Contact – doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze, % Peak – doba od začátku stejné fáze po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k trvání stejné fáze, Fmax – maximální síla ve specifické oblasti, F average – průměrná síla ve specifické oblasti, % Load time – doba od začátku zatěžování oblasti po okamžik maximálního zatížení oblasti vzhledem k době zatěžování oblasti, Load rate – rychlost zatížení (velikost maximální síly ve specifické oblasti vzhledem k době, kdy došlo k jejímu nárůstu).