

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Katedra přírodních věd v kinantropologii

**ANALÝZA CHŮZE S BIONICKÝM KOLENNÍM KLOUBEM
U PACIENTŮ S TRANSFEMORÁLNÍ AMPUTACÍ**

Disertační práce

Autor: Mgr. Jaroslav Uchytíl

Pracoviště:

Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého
v Olomouci

Školitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Mgr. Jaroslav Uchýtil
Název disertační práce: Analýza chůze s bionickým kolenním kloubem u pacientů s transfemorální amputací
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, Tř. Míru 115, 771 11 Olomouc
Školitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Rok obhajoby disertační práce: 2013

Abstrakt:

Cílem této práce bylo posoudit rozdíl v biomechanických charakteristikách chůze u pacientů po transfemorální amputaci při použití bionického kolenního kloubu a mechanicky pasivního kolenního kloubu. Výzkumný soubor tvořilo 11 osob s transfemorální amputací (věk $39,2 \pm 10,1$ let; výška $171,3 \pm 9,5$ cm; hmotnost $68,5 \pm 14,0$ kg), šest osob používalo mechanicky pasivní kolenní kloub, pět kloub bionický. Kinematická analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronické stereofotogrammetrie a dynamická analýza pomocí silových plošin. Chůze s bionickým kolenním kloubem se více podobá chůzi bez postižení. Bionický kolenní kloub z biomechanického hlediska umožňuje pacientům po amputaci lepší provedení chůze a může znamenat i menší riziko bolestivosti nebo degenerace kloubů dolní končetiny.

Klíčová slova:

chůze, transfemorální amputace, bionický kolenní kloub, kinematika, kinetika

Disertační práce byla zpracována v rámci řešení výzkumného záměru MŠMT „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“ RP: 6198959221. Výzkum byl podporován projekty Ostravské univerzity SGS 6108/2010, SGS 6113/2011, a grantem Moravskoslezského kraje MSK/RRC/04/2009.

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Mgr. Jaroslav Uchýtil
Title of the doctoral thesis: Analysis of gait with bionics knee joint in patients with transfemoral amputation
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc
Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
The year of presentation: 2013

Abstract:

The aim of this thesis was to evaluate the differences in gait biomechanics between transfemoral amputees using a bionic knee joint and those wearing a mechanically passive knee joint. Eleven subjects (aged 39.2 ± 10.1 years, height 171.3 ± 9.5 cm and weight 68.5 ± 14.0 kg) with a transfemoral amputation participated in the study. Five of them were fitted with the bionic knee joint, while the others used the mechanically passive joint. Kinematic analysis of gait was carried out using optoelectronic stereophotogrammetry, whereas the dynamics analysis was performed by means of force plates. Walking with the bionic knee joint approximates to that without pathology. From a biomechanical perspective, the bionic knee joint enables the amputees better gait performance and it may mean lesser risk of pain or degeneration of the lower limb joints.

Key words:

gait, transfemoral amputation, bionic knee joint, kinematics, kinetics

This doctoral thesis research was conducted as a part of the following research plan: Physical activity and inactivity of inhabitants of the Czech Republic in the context of behavioral changes, RP: 6198959221. The research was supported by grants of University of Ostrava SGS 6108/2010, SGS 6113/2011, and Research grant of Moravian-Silesian region RRC/04/2009.

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

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

V Olomouci dne 25. 2. 2013

.....

Děkuji svému školiteli Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za odborné vedení a cenné rady poskytnuté při zpracování disertační práce. Děkuji i mým spolupracovníkům z Oddělení biomechaniky Centra diagnostiky lidského pohybu Mgr. Danielu Jandačkovi, Ph.D., Mgr. Romanu Faranovi, Ph.D. a Mgr. Davidu Zahradníkovi, Ph.D., za jejich rady a pomoc při realizaci této práce. Také děkuji ing. Jiřímu Rosickému, CSc. a společnosti ING Corporation, s.r.o. za možnost testovat osoby s amputací a samozřejmě všem pacientům ochotným testování se zúčastnit.

OBSAH

1	ÚVOD	8
2	CHŮZE.....	10
2.1	ONTOGENEZE CHŮZE	10
2.2	KROKOVÝ CYKLUS	12
2.3	ŘÍZENÍ POHYBU	15
2.4	FUNKCE DOLNÍ KONČETINY	18
2.4.1	<i>Hlezenní kloub.....</i>	<i>18</i>
2.4.2	<i>Kolenní kloub</i>	<i>19</i>
2.4.3	<i>Kyčelní kloub.....</i>	<i>20</i>
3	AMPUTACE.....	21
3.1	ZÁKLADNÍ INDIKACE K AMPUTACI	22
3.2	CHIRURGICKÉ ZÁSADY AMPUTACÍ.....	24
3.3	TYPY AMPUTACÍ.....	25
3.4	KOMPLIKACE PO AMPUTACI	27
3.5	CHŮZE U OSOB S TRANSFEMORÁLNÍ AMPUTACÍ.....	28
4	PROTETIKA.....	30
4.1	TRASFEMORÁLNÍ PROTÉZY	34
4.1.1	<i>Komponenty TF protéz</i>	<i>35</i>
	<i>Pahýlové lůžko.....</i>	<i>35</i>
	<i>Protetický kolenní kloub.....</i>	<i>37</i>
	<i>Mechanicky pasivní kolenní klouby.....</i>	<i>39</i>
	<i>Mikroprocesorem řízené kolenní klouby</i>	<i>40</i>
	<i>Protetická chodidla</i>	<i>42</i>
	<i>Protetické adaptéry</i>	<i>43</i>
4.2	BIONICKÉ TF PROTÉZY	44
5	ANALÝZA CHŮZE	45
5.1	ELEKTROMYOGRAFIE (EMG).....	45
5.2	KINEMATICKÁ ANALÝZA	45
5.3	KINETICKÁ ANALÝZA	48
5.4	BIOMECHANICKÉ PARAMETRY CHŮZE	48
	<i>Časoprostorové parametry.....</i>	<i>48</i>
	<i>Úhlové parametry.....</i>	<i>50</i>
	<i>Silové parametry</i>	<i>51</i>
	<i>Kinetické parametry</i>	<i>53</i>
	<i>Symetrie, vzájemná koordinace a variabilita chůze</i>	<i>53</i>
6	CÍLE PRÁCE A VĚDECKÉ OTÁZKY	56
7	METODA.....	57
7.1	VÝZKUMNÝ SOUBOR	57
7.2	MĚŘÍCÍ ZAŘÍZENÍ.....	57
7.3	PROTOKOL.....	58
7.4	ANALÝZA DAT.....	59
7.5	STATISTICKÁ ANALÝZA	62

8	VÝSLEDKY	63
8.1	ČASOPROSTOROVÉ PARAMETRY CHŮZE	63
8.2	ÚHLOVÉ PARAMETRY CHŮZE.....	65
8.3	SILOVÉ PARAMETRY CHŮZE.....	74
8.4	KINETICKÉ PARAMETRY	77
	<i>Výstupní moment síly v kyčelním kloubu</i>	<i>77</i>
	<i>Výstupní moment síly v kolenním kloubu</i>	<i>80</i>
	<i>Výstupní výkon.....</i>	<i>82</i>
	<i>Výstupní výkon v kyčelním kloubu.....</i>	<i>82</i>
	<i>Výstupní výkon v kolenním kloubu</i>	<i>83</i>
8.5	VZÁJEMNÁ KOORDINACE A VARIABILITA BĚHEM CHŮZE	85
9	DISKUSE	89
9.1	ČASOPROSTOROVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE	89
9.2	ÚHLOVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE	90
9.3	SILOVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE	92
9.4	KINETICKÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE.....	93
9.5	VZÁJEMNÁ KOORDINACE A VARIABILITA PŘI CHŮZI	95
9.6	LIMITACE STUDIE	96
10	ZÁVĚRY	97
11	SOUHRN.....	99
12	SUMMARY.....	100
13	REFERENČNÍ SEZNAM	101

1 ÚVOD

Chůze je přirozeným pohybovým projevem lidí. Poskytuje možnost dostat se z jednoho místa na druhé. Je to nejjednodušší způsob, jak se přemísťovat na krátké vzdálenosti (Perry, 1992).

Je však mnoho lidí, kterým je chůze umožněna jen při použití různých pomůcek a náhrad. Ve světě dochází ročně k 200–500 mil. amputací, z toho je až 85 % amputací dolních končetin (Ellis, 2007). Příčinou dvou třetin z nich jsou cévní a infekční komplikace. V České republice je ročně provedeno zhruba 8000 amputací dolních končetin, nejčastěji v souvislosti s diabetem – tzv. syndrom diabetické nohy. Transfemorální amputace bývají, z důvodu menší pravděpodobnosti dalších komplikací, častější. Abychom porozuměli patologické chůzi, je nutné nejprve porozumět chůzi normální, neboť poskytuje standard, vůči kterému může být chůze pacienta posouzena (Whittle, 2007).

Ztráta části dolní končetiny, amputace, způsobí neschopnost chůze bez protetické pomůcky. Amputace je jednou z nejvíce emocionálních a traumatických událostí, kterou může pacient prodělat. Vybavení pacienta protézou tak není pouhým vylepšením pacientova funkčního stavu, ale i jeho psychiky (Kishner, 2010). Pochopení biomechaniky chůze pacienta s amputací a její pozorování může být cestou k rozpoznání většiny. Biomechanik má tedy důležité místo v multidisciplinárním týmu, který je nezbytný při komplexní péči o pacienta s amputací (Janura, Svoboda, Kozakova, & Birgusová, 2006).

Protetické kolenní klouby musí nahradit funkci lidského kolenního kloubu a to hlavně pro stabilní přenesení hmotnosti během stojné fáze a kontrolovaný pohyb během fáze švihové. Rozvoj nových technologií vede i k dalším vylepšením protetických kolenních kloubů. U moderních typů kloubů je pro kontrolu stojné i švihové fáze využíván mikroprocesor. Mezi inteligentní protetické kolenní klouby patří i Össur Rheo, využívající bionické technologie. Nové možnosti v konstrukci protetických kolenních kloubů by měly vést k většímu komfortu při chůzi u osob s amputací.

Existuje několik studií zabývajících se porovnáním chůze u osob s transfemorální amputací s různými typy protetického kolenního kloubu. Ve většině těchto studií je porovnáván energetický výdej během chůze vlastní přirozenou rychlostí. V některých studiích pak můžeme nalézt i porovnání biomechanických parametrů chůze s různými protetickými kolenními klouby. Tyto studie se však velmi často omezují na popis základních časoprostorových charakteristik chůze, jako je rychlost, délka kroku, kadence a další.

V této práci se zaměřujeme na popis a porovnání biomechanických parametrů chůze u osob s transfemorální amputací s různým typem protetického kolenního kloubu. Každá osoba měla minimálně půlroční zkušenost s vybraným protetickým kolenním kloubem (bionickým nebo mechanicky pasivním). Protetické kolenní klouby jsou srovnány z hlediska kinematiky chůze, kinetiky chůze a vzájemné koordinace kyčelního a kolenního kloubu při stejné rychlosti chůze, aby nedošlo k ovlivnění výsledků z důvodu rozdílných rychlostí chůze (Stoquar, Detrembleur, & Lejeune, 2008). Dále je posouzena symetrie vybraných časoprostorových, kinematických a kinetických charakteristik chůze a variabilita provedení chůze.

2 CHŮZE

Chůze je jedním ze základních přirozených pohybových projevů člověka. Lze ji považovat za nejjednodušší způsob, jak se přemísťovat na krátké vzdálenosti (Perry, 1992). Chůze je hlavním determinantem kvality života, samostatnosti a zapojení se do běžných životních aktivit (Schmid et al., 2007), je však často narušena různými onemocněními nebo postiženími pohybového aparátu jako jsou např. osteoartróza, amputace dolních končetin, roztroušená skleróza, cévní mozková příhoda a další (Bohannon, Waters, & Cooper, 1989).

Normální lidská chůze může být definovaná jako metoda lokomoce charakterizovaná střídavým pohybem dolních končetin (Whittle, 2007) a jejich střídavým zatěžováním a odlehčováním (Kirtley, 2006). Narážíme zde však na problém, jak u chůze definovat pojem normální. Perry (1992) označuje za normální takovou chůzi, kdy dochází k optimálnímu výdeji energie. Draper (2000) označuje za nejefektivnější způsob takovou chůzi, která je symetrická. Dalšími kritérii pro posouzení "normálnosti" chůze pak může být její rychlost, kadence, délka kroku, apod. Whittle (2007) považuje za nutné brát v úvahu dvě úskalí, která s tímto pojmem souvisí. Za prvé, pojem normální zahrnuje obě pohlaví, různý věk a různé tělesné rozměry, proto je potřeba stanovit vždy normu pro sledovaného jedince. Za druhé, ne každý rozdíl od stanovené normy musí nutně znamenat nepříznivý účinek na chůzi daného jedince. Nicméně, je velmi důležité porozumět normální chůzi a terminologii, která ji popisuje, než se začneme zabývat chůzí patologickou.

2.1 Ontogeneze chůze

Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje a úzce souvisí s vývojem postury, která je základem všech cílených pohybů (Vařeka, 2006). Existují v podstatě dvě koncepce ontogeneze chůze. Jedna je klasická neurofyzilogická koncepce a druhá je koncepce založená na základních biomechanických principech a na učení na různých úrovních.

Izolované pohyby nohou lze pozorovat již v devátém týdnu prenatalního vývoje. Jednoduché alternativní pohyby nohou, které mají podobu chůze, pak v šestnáctém týdnu (DeVries, Visser, & Prechtl, 1982; Prechtl, 1984).

Jako časná kroková schopnost bývá uváděna novorozenecká chůze (stepping reflex), kdy při doteku nohy s podložkou dítě vykonává pohyby jako při chůzi (Prechtl, 1984; Forssberg, 1985). Tento reflex mizí zhruba koncem prvního měsíce. Názory na důvod vymizení tohoto reflexu se různí, např. Lesný (1980) uvádí jako důvod nedostatek podnětů z vnějšího

prostředí. Naopak Thelenová a Bates (2003) vidí důvod vymizení tohoto reflexu v přírůstku subkutánního tuku, který způsobí nárůst hmotnosti končetin, které dítě nedokáže zvednout. V dalším stadiu, nazývaném monokinetické (2. – 5. měsíc), začíná dítě pohybovat jednotlivými končetinami. U čtyř až pětíměsíčních dětí dochází k uvolnění tuhé synergie novorozeneckého období a pohybům v jednotlivých kloubech (Thelen, 1992). Ve stádiu dromokinetickém (5. – 12. měsíc) mají pohyby dítěte jasný účel a směr. Významným pokrokem v tomto období je lezení (Lesný, 1980), které je považováno za první cílenou lokomoci dítěte (Forssberg, 1999). Další významnou aktivitou tohoto období je lokomoce, respektive kroky s vedením v podpaží, během kterých je dítě posunováno vpřed (Lesný, 1980). V dalším stadiu, nazývaném kratikinetické (12. – 15. měsíc), již dítě velmi dobře ovládá své pohyby a začíná chodit samostatně. Období počátku samostatné chůze je velmi individuální a má široký rozptyl. Samostatná chůze je umožněna vývojem posturálního řídicího systému. O samostatné chůzi lze však hovořit až tehdy, je-li dítě schopno chůzi zahájit z volného stoje, ve volném stoji zastavit a provést obrat (Vařeka, 2002).

Zrání samostatné chůze dle Breniera a Brila (1998) má dva stupně:

- První fáze iniciační (3. – 6. měsíc po dosažení chůze), učení se kontroly rovnováhy, integrace postury do lokomočních pohybů.
- Druhá fáze vyzrání lokomočního vzoru (během pěti let chůze).

Rozdíly mezi dětskou a dospělou chůzí jsou hlavně v relativní délce dvojí opory, v délce a šířce kroku a ve vertikálním zrychlení těžiště. V dětském věku je velmi nízká rychlost chůze, dlouhá fáze dvojí opory potřebná pro získání rovnováhy a krátká fáze kroku (Brenier & Bril, 1998). Zhruba od sedmého roku života se dětská chůze začíná podobat chůzi dospělého.

Pět charakteristik determinujících vyzrálou chůzi uvádí Sutherland, Cooper a Daniel (1980):

- trvání stoje na jedné noze (32 % 1 rok, 38 % 7 let, 39 % dospělý),
- rychlost chůze,
- kadence – rytmus,
- délka kroku,
- poměr rozpětí pánve k šířce kroku.

2.2 Krokový cyklus

Dvojkrok je základní jednotkou chůze. K popisu krokového cyklu lze, dle Perry (1992), použít tři základní přístupy. První a zároveň nejjednodušší dělení je podle střídání kontaktu nohou s podložkou. Druhá metoda používá k popisu časové a délkové vlastnosti kroku. Třetí přístup identifikuje funkční význam činností během krokového cyklu a určuje tyto intervaly jako funkční fáze chůze. Whittle (1997) definuje krokový cyklus jako interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze. Je-li začátkem cyklu dotyk paty pravé nohy s podložkou, tak celý cyklus trvá, dokud se pata pravé nohy opět nedotkne podložky.

Při každém dvojkroku jsou splněny tři úkoly (Perry, 1992):

- Přenesení hmotnosti – je nejnáročnější úkol krokového cyklu. Jsou zde zahrnuty tři důležité úlohy: absorpce nárazu, přizpůsobení se zatížení a přenesení hmotnosti z jedné končetiny na druhou. Tento úkol je realizován ve fázi počátečního kontaktu a ve fázi zatěžování.
- Jednooporové postavení – začíná zvednutím jedné nohy do švihové fáze a končí, když se tato noha opět dotkne podložky. Hmotnost těla je nesena jen jednou dolní končetinou. Probíhá ve fázi mezistoj a konečného stoje.
- Posun končetiny – končetina se posunuje vpřed v průběhu předšvih a celé švihové fáze. Hmotnost těla je přenášena ze stojné končetiny na druhou dolní končetinu.

U většiny autorů můžeme najít shodu v základním dělení krokového cyklu do dvou fází. Fáze, ve které je chodidlo v kontaktu se zemí, se nazývá stojná (stance phase). Fáze, kdy je chodidlo ve vzduchu, je nazývána fází švihovou (swing phase) (Kirtley 2006; Whittle, 1997; Perry 1992; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

V dalším dělení existují mezi autory rozdíly. Perry (1992) dělí stojnou a švihovou periodu do osmi fází – počáteční kontakt (initial contact), fáze zatěžování (loading response), mezistoj (mid-stance), koncový stoj (terminal stance), předšvih (preswing), počáteční švih (initial swing), mezišvih (mid-swing) a koncový švih (terminal swing).

Trew a Everett (1997) uvádějí následující dělení:

- Stojná fáze: úder paty (heel strike), celá noha na podložce (foot flat), mezistoj (mid-stance), odraz (push-off).
- Švihová fáze: zrychlení (acceleration), mezišvih (mid-swing), zpomalení (deceleration).

Pro procentuální vyjádření dob trvání jednotlivých fází se krokový cyklus velmi často dělí dle Rose a Gamblea (1994) na:

Počáteční kontakt (0-2 % krokového cyklu)

Cílem je umístit nohu do správné polohy a začít zpomalení pohybu. V hlezenním kloubu začíná první ze tří zhoupnutí, které slouží pro absorpci nárazu. Středem otáčení je pata. Excentrická kontrakce m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus a m. peroneus tertius brání vnějšímu plantiflekčnímu momentu. V kolenním kloubu dochází k flexi z téměř plné extenze. Kyčel je ve flexi okolo 35°. Koncentrická kontrakce extenzorů kyčle (m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris) kompenzuje působení reakční síly podložky.

Stádium zatěžování (0-10 % krokového cyklu)

V tomto stádiu je potřeba přizpůsobit se zatížení, stabilizovat pánev, zpomalit pohyb těla. V kotníku dochází k přibližně 15° flexi. Další flexi zpomaluje excentrická kontrakce m. vastus lateralis, medialis a intermedius. Přes iliotibiální trakt přispívá k extenzi kolena m. gluteus maximus. Díky stabilizaci kolena pracují hamstringy jako extenzory kyčle. Generují přibližně 50 % síly extenzorů kyčle. Koncentrická činnost m. gluteus maximus zrychluje pohyb trupu dopředu. M. gluteus medius excentrickou kontrakcí stabilizuje pánev s cílem minimalizovat kontralaterální pokles.

Mezistoj (10-30 % krokového cyklu)

Hlavním úkolem je stabilizovat koleno. V hlezenním kloubu dojde k druhému zhoupnutí. Excentrická kontrakce plantárních flexorů brzdí dorziflekční moment vytvářený reakční silou podložky. Aktivní je m. soleus, později m. gastrocnemius a dlouhé flexory prstů. Střed otáčení se přesouvá z paty na střed hlezenního kloubu. Tím lze kontrolovat polohu reakční síly podložky vzhledem k výše uloženým kloubům. Vektor reakční síly podložky směřuje před kolenní kloub. Pokračuje extenze v kyčelním kloubu.

Konečný stoj (30-50 % krokového cyklu)

Cílem je zrychlit pohyb těla. V této fázi dochází ke třetímu zhoupnutí v kotníku. Společná excentrická kontrakce plantárních flexorů zastavuje dopřednou progresi tibie. To způsobí přesun středu otáčení na hlavičky metatarzů a pata se zvedá nad podložku. Činnost plantárních flexorů se mění z excentrické na koncentrickou. Stabilizační funkci plní m. soleus,

m. tibialis posterior, mm. peronei a dlouhé flexory prstů. Vektor reakční síla podložky směřuje stále před kolenní kloub. M. triceps surae se kontrahuje koncentricky, produkuje více než 80 % zrychlující síly nezbytné pro udržení rovnováhy. Další extenze v kyčli je pasivní.

Předšvih (50-60 % krokového cyklu)

V této fázi probíhá příprava na švih. V kotníku je dosaženo vrcholu plantární flexe (20°), ale aktivita plantárních flexorů rychle klesá. Vektor reakční síly podložky se přesouvá za kolenní kloub a společně s kontrakcí m. triceps surae způsobuje flexi kolena. M. rectus femoris pracuje izometricky jako přenašeč energie z bérce na kyčel.

Počáteční švih (60-73 % krokového cyklu)

Úkolem je posunout nohu do bezoporové fáze. Začíná dorziflexe v hlezenním kloubu, která umožňuje zvednutí nohy. Práce kolena je v této fázi komplexní. Při přirozené chůzi je flexe a extenze kolena během švihu pasivní, končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo. Kyčel pokračuje ve flexi (m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius, m. gracilis).

Mezišvih (73-87 %) krokového cyklu

Hlavním cílem této fáze je zvednutí nohy. Hlezenní kloub je asi v 5° dorziflexi, činnost dorziflexorů ustává. Na kolenní kloub působí setrvačné síly – období mezi aktivitou m. rectus femoris a hamstringy. V této fázi dosáhne kyčelní kloub stupně flexe, která se nemění až do počátečního kontaktu.

Konečný švih (87-100 % krokového cyklu)

Cílem je zpomalit pohyb bérce a stehna a připravit polohu nohy pro následující kontakt. V kotníku je neutrální poloha dosažena koncentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Excentrická činnost hamstringů a m. gluteus maximus zpomaluje dopředný švih bérce a stehna. M. quadriceps femoris extenduje koleno pro počáteční kontakt.

2.3 Řízení pohybu

Pohyb je základním předpokladem existence vyšších organismů. Nezbytným předpokladem úmyslného, cíleného pohybu je zabezpečení reflexních mimovolních pohybů, kterými je zajištěna vzpřímená poloha, svalové napětí a rovnováha těla. Předpokladem pro veškerý pohyb je tedy svalový tonus. Na něm je vybudován systém postojových a vzpřimovacích reflexů (motorický systém polohy, opěrná motorika), při jehož řízení se účastní retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček. Motorický systém polohy je pak základem složité soustavy úmyslných pohybů, řízené činností mozkové kůry, bazálních ganglií a korového mozečku. Přitom všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují ve své konečné podobě prostřednictvím motoneuronů uložených v jádrech hlavových nervů a v páteřní míše (Trojan, S. a kol. 2003). Funkční systém kontrolující pohyb je tvořen některými oblastmi mozkové kůry, bazálními ganglii, některými oblastmi talamu a mozkového kmene, mozečkem a některými oblastmi páteřní míchy (Koukolík, 2000).

Trojan et al. (2003) rozděluje centrální mechanismy řízení pohybu do tří hlavních oblastí:

- senzomotorika,
- motorický systém poloh,
- motorický systém úmyslného pohybu.

Senzomotorika

Každý organismus je neustále vystaven vlivům prostředí. V CNS jsou tyto podněty podrobeny analýze a pokud z ní vyplývá, že je nutno reagovat, pak jsou po eferentních drahách impulzy vedeny k periferním výkonným orgánům (efektorům), kterými jsou především svaly. Příjem informací významných pro hybnost, jejich zpracování a integrace v CNS až po výstup projevující se svalovou činností bývá souhrnně nazýván senzomotorika. Informace důležité pro svalovou činnost přicházejí jednak z proprioceptorů uložených ve svalech, šlachách a kloubech, jednak z exteroceptorů uložených v kůži (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 1996). Nejvýznamnějšími proprioceptory jsou svalová vřeténka a šlachová tělíska. Svalová vřeténka jsou uložena v podélné ose svalu a reagují na protažení svalu. Při větším protažení svalu se zvyšuje počet reagujících svalových vřetének. Svalová vřeténka informují CNS o rychlých (fázických) změnách délky svalu při pohybu a o dlouhodobých (tonických) změnách při udržování polohy. Šlachová tělíska jsou se svalovými vlákny zapojena v sérii, k jejich aktivaci dochází při napnutí šlachy při svalové kontrakci, nebo při zvýšení svalového napětí. Informace ze šlachových tělísek působí útlum alfa-

motoneuronů příslušného svalu, čímž chrání sval i šlachy před přetížením. Exteroreceptory jsou uloženy v kůži a reagují při dráždění mechanoreceptorů – dotyk a tlak, termoreceptorů – teplo a chlad a nocireceptorů – bolest.

Motorický systém poloh

Motorický systém polohy má reflexní charakter (opěrná, reflexní motorika). Prvotně je řízen hybnými centry mozkového kmene, zvláště retikulární formací a vestibulárními jádry prostřednictvím koordinace polohových, postojových a vzpřimovacích reflexů. Podněty přicházejí hlavně z proprioreceptorů a statokinetického čidla. Důležitý integrační funkční systém tvoří retikulární formace. Prostřednictvím množství anatomicky definovaných spojů má řadu funkčních vztahů k míšní šedi, ke kmenovým strukturám, k mozečku a k mozkové kůře (Trojan et al., 1986). Retikulární formace tvoří dva systémy - vzestupný (aferentní) a sestupný (eferentní) systém, které mají následující funkce:

- zajištění kontaktu s dalšími strukturami CNS,
- aktivaci mozkové kůry a tím navození bdělého stavu,
- zajištění základní regulace hybnosti – reflexy proprioreceptivní, vzpřimovací, úmyslné pohyby,
- ovlivnění dýchání, srdeční činnosti a krevního tlaku,
- podílí se na řízení některých reflexů trávicího systému.

Svalový tonus je zajišťován proprioreceptivními míšními reflexy. Postojové reflexy se týkají buďto omezené části těla např. jedné končetiny (lokální statická reakce), více končetin (celková segmentální reakce), nebo svalstva více končetin, šíje a trupu (celková statická reakce). Vzpřimovací reflexy jsou úzce spjaty s postojovými. Představují vyšší koordinaci statických reakcí. Svalový tonus je řízen tak, aby byla zachována vzpřímená poloha těla ve všech pro člověka potřebných činnostech. Regulujícím podnětem vzpřimovacích reflexů je směr gravitace. Smyslem vzpřimovacích reflexů je znovunavrácení těla do vzpřímené polohy, kdy se nejdříve do správné polohy dostane hlava a potom trup.

Motorický systém úmyslného pohybu

U vyšších živočichů, tedy i u člověka, jsou nejdůležitější složkou somatických funkcí cílené úmyslné pohyby. U člověka jsou tyto pohyby předpokladem funkcí společenských, a to hlavně řeči a práce. Jsou tedy předpokladem vzájemného dorozumívání se a aktivního zasahování do vnějšího prostředí. Cílené úmyslné pohyby tvoří motorický systém pohybu, který je řízen činností mozkové kůry, bazálních ganglií a mozečku.

Úmyslné pohyby

Cílená motorika se u člověka začíná objevovat od konce pátého postnatálního měsíce, kdy dítě začíná sahat po předmětech a dává si palce do úst. Konečná podoba pohybu jako výstupní motorické informace je výsledkem spolupráce celé hybné soustavy. Provedení úmyslného pohybu je posloupností několika kroků (Trojan et al., 1996):

- Představa pohybu, vůle pohyb vykonat vzniká zjednodušeně řečeno v částech mozkové kůry.
- Plán (taktika) provedení pohybu pochází z mozkové kůry, dostává se do bazálních ganglií a mozečku. Bazální ganglia iniciují pohyb a realizují pomalé pohyby. Mozeček kontroluje provedení pohybu.
- Začátek (start) pohybu pochází z motorické kůry, který přijal programy cestou talamu a nadále pohyb řídí.

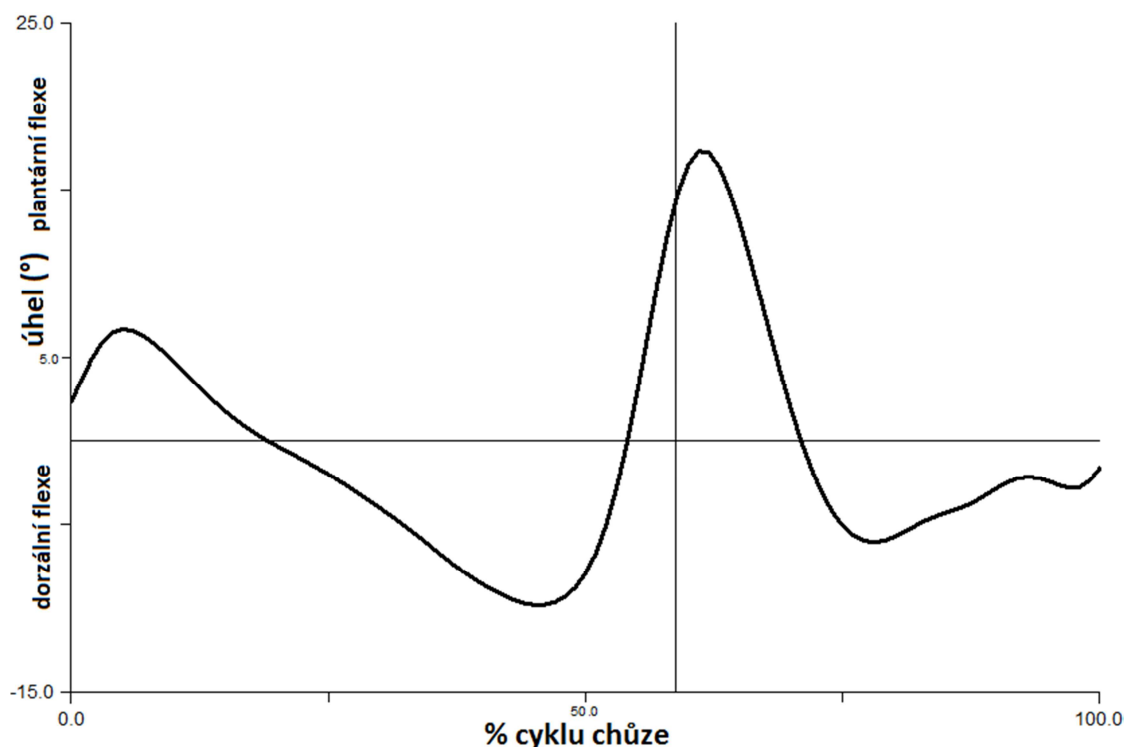
Řízení pohybu centrálním nervovým systémem není pouze plánování svalové akce, ale i předvídání jejích důsledků pro jiné části těla nebo pro celkovou rovnováhu. Abychom tedy dosáhli optimalizace pohybu, musí být každý nový, úmyslný, cílený, volní pohyb doprovázen novým přenastavením polohy prostřednictvím systému opěrné motoriky.

2.4 Funkce dolní končetiny

Dolní končetina zajišťuje kontakt se zemí při chůzi. Princip odrazu při chůzi vychází z třetího Newtonova pohybového zákona – zákona akce a reakce, kdy silové působení nohy na podložku, vyvolá stejně velkou sílu opačného směru, kterou podložka působí na nohu. Síla, kterou noha působí na podložku je vyvolána svalovou kontrakcí. Správný přenosu síly na lidské tělo je zajištěn kloubním aparátem dolní končetiny – kloub hlezenní, kolenní a kyčelní.

2.4.1 Hlezenní kloub

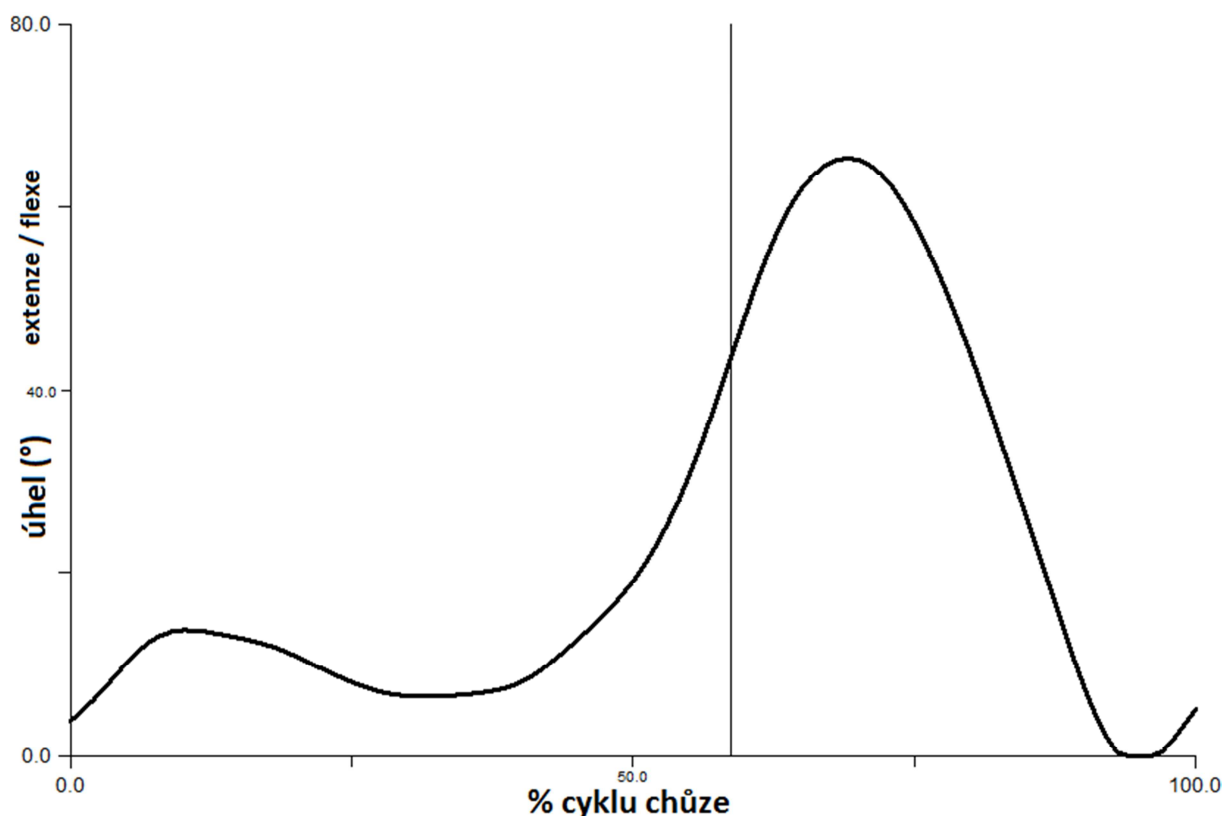
Hlezenní kloub je distálním kloubem dolní končetiny, který zprostředkovává spojení mezi dolní končetinou a zemí. Je to hlavní kloub kontrolující pohyby v sagitální rovině vzhledem k noze (Valmassy, 1996). Pohyby v hleznu v sagitální rovině jsou nezbytné pro bipední chůzi po rovině i v terénu. Nejčastěji používanými názvy pro pohyb nohy jsou plantární a dorzální flexe. Plantární flexe je pohyb chodidla směrem dolů a dorzální flexe je pohyb chodidla směrem nahoru (Perry, 1992). Rozsah pohybu v hlezenním kloubu je přibližně 45°, ale může se lišit u různých jednotlivců a měnit se s věkem (Frankel & Nordin, 1980). V průběhu krokového cyklu dochází nejprve k plantární flexi do 7°, pak k dorzální flexi do 10°, následuje opět plantární flexe do 20° a nakonec dorzální flexe do neutrálního postavení (Obrázek 1).



Obrázek 1 Průběh úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině (n = 30)

2.4.2 Kolenní kloub

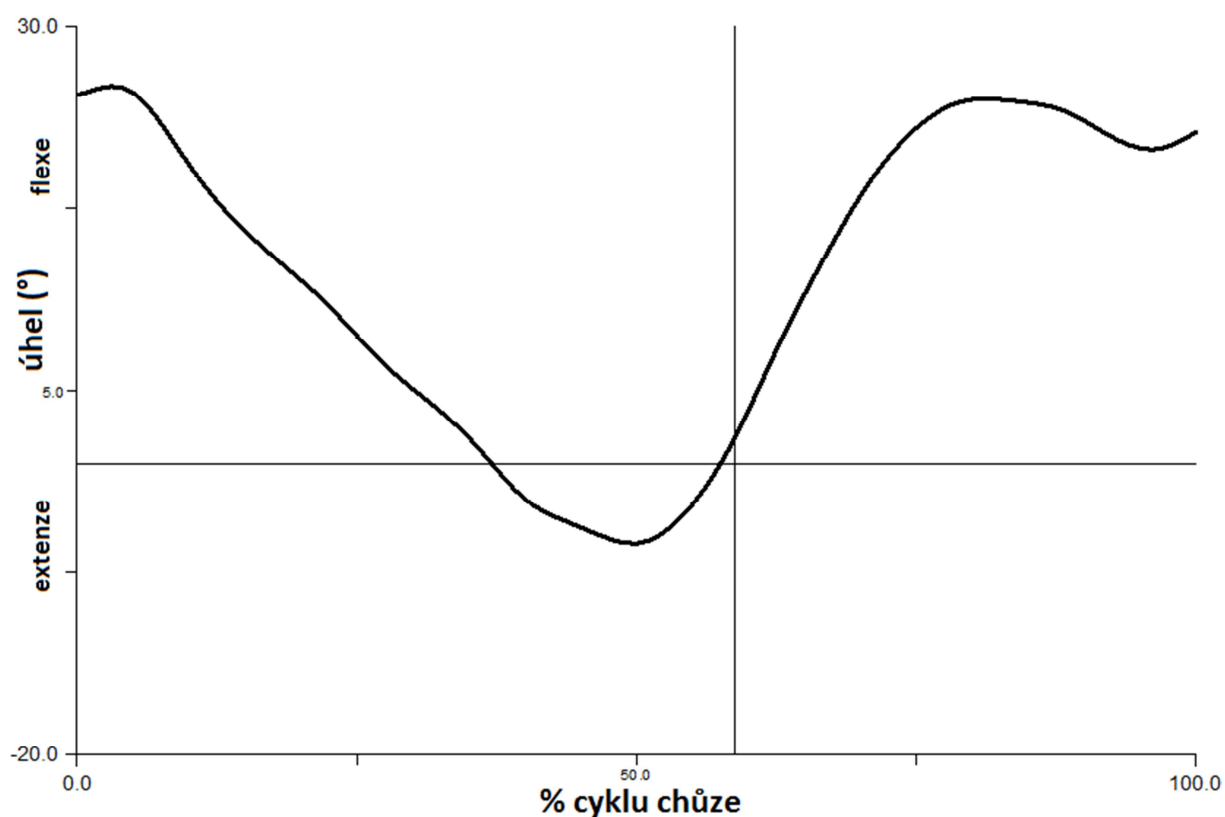
Kolenní kloub je spojením dvou dlouhých kostí, stehenní (femur) a holenní (tibia). Kloubní plochy na mediální a laterální straně jsou oddělené, což vytváří efekt dvou kloubů vedle sebe. V kolenním kloubu je možno provádět flexi a extenzi a malou vnitřní a vnější rotaci. Femorální kondyly jsou zakřivené a to jak zepředu dozadu, tak i ze strany na stranu, zatímco tibiální kondyly jsou téměř ploché. Mezera, která vzniká kolem bodu dotyku, je z obou stran vyplněna menisky, jejichž úkolem je redukovat tlak v místě kontaktu (Whittle, 2007). Pohyblivost a stabilita kolenního kloubu jsou důležité pro normální vzor chůze. Během stojné fáze je koleno základním determinantem stability dolní končetiny, ve fázi švihové je flexibilita kolene základní faktor pro posunutí dolní končetiny vpřed (Perry, 1992). Pohyb a stabilita kolene jsou zajištěny pěti vazy – mediální a laterální poboční vaz, přední a zadní zkřížený vaz a zadní kloubní pouzdro. Během krokového cyklu dochází v kolenním kloubu nejprve k flexi do 18°, pak následuje extenze až do 5-ti stupňové flexe, pak opět flexe a to do 65°, nakonec nastává extenze do dvou stupňové flexe (Obrázek 2).



Obrázek 2 Průběh úhlu v kolenním kloubu v sagitální rovině

2.4.3 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je spojením mezi hybnou částí a částí nesenou. Je to jediný opravdový kulový kloub v těle. Hlavicí je hlava femuru a pouzdrem je acetabulum pánve. Stabilní kyčelní kloub s velkými rozsahy pohybu je nezbytný pro všechny aktivity běžného života, nejen chůze (Perry, 1992). Stabilita tohoto kloubu je zajištěna pomocí velkého počtu vazů probíhajících mezi pánví a femurem. Správné vystředění kloubu je pak zajištěno pomocí malých vazů (Whittle, 2007). V kyčelním kloubu je možno vykonávat flexi, extenzi, abdukci, addukci, vnitřní a vnější rotaci. Během krokového cyklu je v kyčelním kloubu na začátku v 30-ti stupňové flexi, pak dochází k deseti stupňové extenzi a znovu k flexi do 30° (Obrázek 3).



Obrázek 3 Průběh úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině

3 AMPUTACE

Amputace je jedním z nejstarších chirurgických úkonů. První zmínky se vyskytují již 5000 let před Kristem. Hippokrates popsal v pátém století př. n. l. tři indikace k amputaci, které jsou platné dodnes: odstranění neužitečných částí končetin, snížení invalidity a záchrana života. Velkým zlomem bylo zavedení ligatury velkých cév Francouzem Ambroisem Paré, která nahradila hemostázu vařícím olejem. Tato metoda spolu s užitím antibiotik, aseptik, anestezií a odložením primární sutury umožnila tvarování dobře ošetřitelných pahýlů (May, 2002). S dalším rozvojem medicíny docházelo k omezení nutných indikací k amputaci (Sosna et al., 2001).

Amputaci lze definovat jako odstranění periferních částí těla, včetně měkkých tkání, přerušením skeletu. Je-li amputace provedena skrze kloub, nazývá se exartikulace. Jedná se o rekonstrukční výkon, jehož cílem je eliminace onemocnění nebo funkčního postižení. Zároveň je snahou dosáhnout návratu lokomoce nebo alespoň její částečné funkce (Kubeš, 2005). Amputace je pro pacienta velmi traumatická jak z hlediska fyzického, tak psychického. Lidé s amputací, se musí přizpůsobit mnohým aspektům od uvědomění si ztráty končetiny až po zacházení s protézou a chůzi s ní. Mnozí čelí velkému problému zvyknout si na „jinou chůzi“ (Engstrom & Van de Ven, 1999).

Hlavní možností zlepšení funkčního a pohybového stavu, ale i pozitivního ovlivnění psychiky pacienta, je použití protézy. Lidé, kteří podstoupili amputaci, často přizpůsobují chůzi s protézou nastalé situaci. Právě toto přizpůsobování je výzvou ke sledování a určování problémů jejich chůze. Pochopení biomechaniky chůze pacienta s amputací může být cestou k rozpoznání většiny problémů. Jako další důvod studia chůze může být vysoký podíl amputací dolních končetin na celkovém počtu všech amputací (85 %) (Ellis, 2007), spojený s následnou snahou takto postižených pacientů znovu se aktivně zapojit do života.

Jedním z problémů, hlavně u traumatických amputací, je krátká délka zbývajících částí končetiny – pahýlu. U transfemorálních amputací může znamenat krátká délka pahýlu problémy s protetickým vybavením, neboť může docházet k většímu napětí a bolesti, z důvodu působení velkých sil na malou plochu kostní oblasti. Krátká délka pahýlu rovněž znamená větší hmotnost protézy (Laferrier & Gailey, 2010).

3.1 Základní indikace k amputaci

Nejčastějším důvodem k amputaci jsou v České republice choroby cév v důsledku diabetu. Výskyt diabetu má vzestupný charakter. V současné době trpí touto nemocí 6,5 % obyvatel ČR, 25 % všech diabetiků postihují komplikace. Světová zdravotnická organizace (WHO) předpokládá, že do roku 2025 vzroste počet diabetiků cca na 250 miliónů a tomuto počtu bude odpovídat i nárůst komplikací. Podle světových statistik je 40 – 60 % netraumatických amputací následkem tohoto onemocnění. Ročně je z vitální indikace provedeno 6 – 8 amputací na 1000 diabetiků. Závažnou komplikací je diabetická angiopatie, která se odborně označuje jako diabetická noha. Syndrom diabetické nohy je ekonomicky velmi náročnou komplikací. Výdaje související s amputací jedné diabetické nohy se pohybují kolem 60 000 dolarů. V roce 2002 bylo takto postiženo 5,7 % všech diabetiků, téměř u 18 % z nich bylo nutno provést amputaci. Dillingham, Pezzin, & MacKenzie (2002) uvádí, že v USA je 1,6 milionu lidí žijících s amputací. Z těch je 86 % nebo přibližně 1,3 milionu postiženo amputací dolní končetiny. Více než 350 000 případů jsou transfemorální amputace. Z těchto případů je 95 % transfemorálních amputací zapříčiněno žilními nemocemi. Zbývajících 5 % je zapříčiněno úrazy, maligními onemocněními a vrozeným nedovyvinutím končetiny (Dillingham, Pezzin, & MacKenzie, 2002).

Počet amputací v důsledku úrazu klesá se zlepšující se technikou rekonstrukčních výkonů. Objevují se převážně u osob v produktivním věku, s převahou u mužů. Jedná se o úrazy způsobené dopravními nehodami, pracovními úrazy, ve světových statistikách se objevují i válečná zranění. Počet pacientů operovaných pro osteosarkom klesá. Tito pacienti tvoří nejmladší skupinu, zastoupení pohlaví je přibližně stejné. Dle údajů WHO je ve světě provedeno 7 – 206 amputací na 100 000 obyvatel. Nejvyšší incidence je mezi Indiány v USA, nejnižší ve Velké Británii a v Dánsku (Kálal, 2005).

Sosna et al. (2001) uvádí jako základní indikace k amputaci:

- *Choroby končetinových cév* – nejčastěji indikovány amputace u diabetické angiopatie ústící do diabetické gangrény, akutní a chronické arteriální insuficience.
- *Trauma*: u devastujících poranění, kde již není možná rekonstrukce. Dále pak u komplikací, jako je plynatá sněť, nebo cévní poranění s gangrénou končetiny.
- *Tumory*: amputace je řešením u maligních tumorů, eventuálně jako paliativní zákrok u generalizovaných tumorů.
- *Infekce*: u nezvládnutelných akutních infekcí či při chronické osteomyelitidě.

- *Kongenitální anomálie:* v případě nefunkční končetiny, kdy není možnost ortoticko-protetického vybavení.

V roce 1990 Johansen, Daines, Howey, Helfet a Hansen, stanovili Mangled Extremity Severity Score (MESS) – skóre rozsahu rozdrčení končetiny. Snahou při zavedení tohoto skóre bylo omezit subjektivní faktory při rozhodování o indikaci k amputaci. MESS hodnotí postižení podle energie úrazového mechanismu, tlakové stability pacienta, ischemického postižení a věku pacienta (Tabulka 1). Indikaci k amputaci znamená skóre větší než 7. Pokud čas k obnovení prokrvení přesáhne 6 hodin, skóre se zdvojnásobí (Robertson, 1991).

Tabulka 1 MESS – hodnocení rozsahu rozdrčení končetiny (Kubeš, 2005)

ÚRAZOVÁ ENERGIE	
1. nízká energie – jednoduché zlomeniny a průstřely	1 bod
2. střední energie – otevřené nebo více etážové zlomeniny, větší pohmoždění	2 body
3. vysoká energie – vstřel zblízka, vysokorychlostní střelné zranění	3 body
4. masivní rozdrčení – důlní, železniční zranění	4 body
II. TLAKOVÁ STABILITA	
1. normotenzní hemodynamika – tlak krve stabilní i během operace	0 bodů
2. přechodná hypotenze – tlak krve stabilizován infuzní terapií	1 bod
3. prolongovaná hypotenze – systolický tlak pod 90 mm Hg	2 body
III. ISCHEMICKÉ POSTIŽENÍ	
1. žádné – hmatná pulzace, bez známek ischemie	0 bodů
2. lehké – oslabená pulzace, bez známek ischemie	1 bod
3. střední – nedetekovatelná pulzace (Doppler), obleněný kapilární návrat, oslabená motorika	2 body
4. těžké – chladná a nehybná končetina, necitlivost, bez kapilárního návratu	3 body
IV. VĚK	
1. do 30 let	0 bodů
2. mezi 30 – 50 roky	1 bod
3. více než 50 let	2 body

3.2 Chirurgické zásady amputací

Při amputaci stejně jako u jiných operací na skeletu je důležité dodržovat zásady ortopedické chirurgie. Dodržování těchto pravidel a šetrná operační technika zmenší možnost vzniku následných komplikací a zároveň je podmínkou dobrého hojení a možnosti funkčního využití pahýlu (Sosna et al., 2001).

V současnosti jsou prováděny amputace gilotinové (cirkulární) a lalokové, u kterých může být použita otevřená nebo uzavřená technika amputace. Při otevřené technice není rána primárně uzavřena, k vytvoření kvalitního pahýlu musí být proveden další operační výkon (reamputace, plastické výkony, sekundární sutura). Této techniky se využívá u těžkých úrazů s kontaminací měkkých tkání (Kubeš, 2005).

Cirkulární amputace jsou vždy otevřené. Při amputaci se nejdříve cirkulárně přeruší kůže, po její retrakci se v její úrovni přistoupí k oddělení svalů (se současným podvazem cév a zajištěním nervů), a poté se přeruší kost. Podle stavu pahýlu se před uzávěrem rány provede závěrečná úprava pro možnost kvalitního oprotézování. Pahýl může být upraven reamputací, kdy je končetina amputována proximálněji, nebo se provádí revize pahýlu, při které se odstraní granulační tkáň, zkrátí se kost a vytvoří se tkáňové laloky k hodnotnému krytí pahýlu. Třetí možností úpravy je plastická úprava, při které se modelují měkké tkáně (Kubeš, 2005).

Laloková amputace může být provedena jako otevřená i uzavřená. Při uzavřené amputaci je kladen důraz na tenodézu oddělených svalů, která vede ke zlepšení funkce a tvaru pahýlu. Při provádění otevřené lalokové amputace se doporučuje technika invertovaných kožních laloků, ty se zakládají delší, pak následuje jejich překlopení a dočasné přešití přeloženou plochou k sobě. Na pahýl je přiložen mastný tyl a náplast'ová kožní trakce. Při vytvoření granulační plochy se po uvolnění laloků provede primární sutura. Při provádění lalokové amputace je nutné myslet na zachování motoriky pahýlu, toho dosahujeme myoplastikou. Její podstata spočívá ve spojení jedné motorické skupiny s antagonisty. Další možnost představuje myodéza, kdy se vytvoří nový svalový úpon, který zachová původní funkci a je i prevencí kontraktur. Jizvu je nutné umístit mimo náslapnou plochu pahýlu. Důležité je také šetrné ošetření nervových zakončení. Nerv se po předchozí alkoholizaci ostře přeruší, po té se nechá spontánně retrahovat mezi tkáně. Přerušená kost je překryta periostálním lalokem, aby nedošlo k porušení její výživy (Kubeš, 2005).

3.3 Typy amputací

Amputace dolní končetiny může rozdělit na tři základní typy, a to amputace podkolenní, amputace nadkolenní a amputace pod úrovní kotníku. Amputace pod kolenem bývají nazývány transtibiální, amputace nad kolenem pak transfemorální.

Dle výšky amputace můžeme amputace podrobněji rozdělit na následující typy amputací:

- Amputace chodidla
 - amputace přednoží,
 - amputace dle Lisfranca,
 - amputace dle Choparta,
 - amputace dle Symea a Porobova.
- Amputace bérce, transtibiální
 - amputace v distální třetině holenní kosti,
 - amputace ve střední třetině holenní kosti,
 - amputace v proximální třetině holenní kosti.
- Exartikulace v kolenním kloubu
- Stehenní amputace, transfemorální
 - amputace v distální třetině stehna,
 - amputace ve střední třetině stehna.
- Exartikulace v kyčelním kloubu

Marshall a Stansby (2007) dělí amputace na:

- Amputaci špičky, která je jednou z nejběžnějších amputací na dolní končetině. Tato amputace nesmí být provedena skrze kloub, neboť avaskulární chrupavka kloubu by se nehojila. Nejčastěji je tato amputace prováděna přes proximální falangy.
- Amputaci prstů – jedná se o amputaci provedenou přes metatarzální kost. Po amputaci prstu dochází většinou k návratu k normální chůzi, jen amputace palce může způsobit ulceraci plantární kůže vlivem abnormálního přenosu hmotnosti těla.
- Transmetatrzální amputace – bývá prováděna, pokud je potřeba odstranit, např. vlivem gangrény, více prstů. Dobře zhojená transmetatrzální amputace má výborné funkční vlastnosti.
- Amputace středem nohy – provádí se, pokud vlivem nemoci není možno amputovat pouze prsty. O této amputaci se uvažuje pouze u pacientů, kteří nemají, nebo mají léčitelnou ischemii. Tato amputace může být provedena mezi metatarzem a tarzem –

Lisfrancova amputace, nebo mezi talonavikulárním a kalkaneokuboidním kloubem – Chopartova amputace.

- Amputace v úrovni kotníku – při amputaci v této úrovni je velmi složité sestavení funkční protézy, často proto bývají preferovány amputace podkolenní.
- Podkolenní (transtibiální) amputace – nejčastěji jsou využívány dvě techniky těchto amputací, které mají ekvivalentní podmínky pro následnou léčbu a správnou chůzi. Jednou technikou je Burgessova dlouhá zadní záložka, popsána Burgessem a Romanem v roce 1967. Druhá technika je zkosená záložka popsaná Robinsonem v roce 1982.
- Amputace v úrovni kolenního kloubu – tyto amputace se využívají, když infekce nebo gangréna brání vytvoření záložky pro podkolenní amputaci. Nevýhodou amputací v této úrovni je nepředvídatelné hojení záložky z kůže.
- Nadkolenní (transfemorální) amputace – jedná se o amputaci v rozmezí od kolenního kloubu po kyčelní kloub a podle délky pahýlu se dále dělí na krátkou – délka femuru je méně než 35 %. Tato úroveň amputace ponechává hlavici femuru, krček a horní část femuru a zaručuje dobré padnutí protézy. Dále střední – délka femuru je v rozmezí 35 až 60 %. V ideálním případě je provedena v délce minimálně 10 cm nad spodním koncem femuru, aby byl ponechán dostatečný prostor pro protetický kolenní kloub. A na dlouhou – délka femuru je větší než 60 %.
- Disartikulace v kyčelním kloubu – amputace je provedena v úrovni kyčelního kloubu.
- Hemipelvektomie – při amputaci je odebrána část pánve a stydké kosti. Je prováděna v případě rozsáhlých zhoubných nádorů, těžkých úrazů a při pokročilých infekcích.

Obecně lze říci, že amputace na jakékoliv úrovni zvýší energetický výdej při chůzi, ale to jak hodně, závisí na výšce amputace, protetických komponentech a jejich sladění (Schmalz, Blumentritr, & Jarasch, 2002).

3.4 Komplikace po amputaci

Nejlepší prevencí všech komplikací je správná indikace amputace a vhodně zvolená operační technika (Kubeš, 2005).

Sosna et al. (2001) rozděluje komplikace na lokální a celkové.

Za celkové považují:

- Psychologické komplikace – amputace je výkon, který otřese psychikou jedince, je proto zapotřebí spolupráce s psychologem.
- Morbidita a mortalita – vysoká je u válečných poranění. Snižuje ji prevence a dostupnost kvalitního ošetření.

Jako lokální uvádí:

- Hematom – v jeho důsledku může dojít k infekci, bolestem i nekróze. Větší hematom vede k revizi rány, v rámci prevence je nutná správná drenáž.
- Nekróza – pokud je menší nechává se rána zhojit, při větším rozsahu je nutná revize.
- Gangréna – příčinou je ischemie, která může vzniknout následkem tepenného uzávěru, nutná je reamputace.
- Otok – následkem může být pahýl, který se špatně protězuje. Prevencí je správná elastická bandáž.
- Kontraktura – nutné je správné provedení myoplastik, pooperační polohování a cvičení pahýlu.
- Infekce – řeší se podáváním antibiotik, revizí rány nebo reamputací.
- Zlomeniny – léčí se dle typu a lokalizace.
- Bolest – časté jsou fantomové obtíže, které mohou být řešeny ve spolupráci s psychologem nebo centrem bolesti. Pokud bolesti přetrvávají, je nutná revize.

Častou komplikací po amputaci dolní končetiny je fantomová bolest, která vzniká ihned po amputaci nebo do jednoho roku po ní. Je to bolest vztažená k odstraněné části lidského těla. Incidence 35 – 70 %, častější bývá u starších pacientů. Bolest bývá tupá, pálivá, s občasným vystřelováním, intenzita je variabilní. V důsledku těchto bolestí pacienti často trpí poruchami spánku a depresi. Dosud nebyl přesně objasněn mechanismus fantomové bolesti a její patofyziologie, proto nelze stanovit jednoznačný léčebný postup. V prevenci je důležité ovlivňování bolesti již od počátku jejího vzniku (Lejčko, 2002).

3.5 Chůze u osob s transfemorální amputací

Jednostranná amputace vede k problémům s chůzí (Kaufman, Frittoli, & Frigo, 2012). Osoby s jednostrannou amputací mají asymetrickou chůzi. Posouzení asymetrie chůze může být vhodným měřítkem pro výzkum vlastností chůze osob s amputací a stanovení jejich sklonu k budoucím bolestem a degeneraci kloubů. Asymetrie se u osob s amputací projevuje v časoprostorových parametrech (Nolan et al., 2003), v reakčních silách (Engsberg, Lee, Tedford, & Harder, 1993) a v trajektorii centra tlaku na podložku (Schmid, Beltrami, Zambambieri, & Verni, 2005). V porovnání se zdravou populací je u osob s amputací zvýšený výskyt poruch pohybového aparátu (Norvell et al., 2005; Kulkarni, Adams, Thomas, & Silman, 1998). Během cyklu chůze je u osob s amputací delší stojná fáze na nepostižené končetině než na končetině postižené (McNealy & Gard, 2008; Van der Linde, Solomonidis, Spence, Li, & Paul, 1999), dochází tak k většímu zatížení nepostižené končetiny a menšímu zatížení končetiny s protézou oproti osobám bez amputace (Engsberg, et al., 1993). Symetrická chůze zlepšuje kosmetický vzhled chůze, zmenšuje metabolický výdej a snižuje předpoklady ke vzniku osteoartritidy (Yang, et al., 2012). Pacienti s transfemorální amputací mají více asymetrickou chůzi než transtibiálně amputovaní (Cheung, Wall, & Zelin, 1983). Highsmith, Schulz, Hart-Hughes, Latlief a Phillips (2010) však našli větší asymetrii chůze u transfemorálně amputovaných oproti transtibiálně amputovaným jen v parametrech časových, nikoliv u parametrů prostorových.

U osob s transfemorální amputací dochází ke změnám v pohybu pánve. Cappozzo, Figura, Gazzani, Leo a Marchetti (1982) zjistili, že chůze s protézou se oproti chůzi nepatologické vyznačuje většími amplitudami při rotaci, větším náklonem pánve na straně končetiny ve švihové fázi a odlišným vzorem úklonu během fáze stojné. Tazawa (1997) zjistil u transfemorálně amputovaných, kteří měli "dobrou" chůzi, menší rozsah pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině než u těch s chůzí horší. Goujon-Pillet, Sapin, Fodé a Lavaste (2008) shledali u transfemorálně amputovaných celkově menší stabilitu pánve v sagitální rovině a dvakrát větší rozsah pohybu pánve než u osob bez postižení, to může zapříčinit bolesti v křížové části zad u transfemorálně amputovaných. Průběh křivky úklonu pánve je u amputovaných odlišný oproti normálnímu vzoru chůze, charakteristickým rysem je pokles vrcholů amplitudy úklonu se zvyšující se výškou amputace (Michaud, Gard, & Childress, 2000). U transfemorálních amputací byla také zjištěna větší mechanická práce i větší výkon v kyčelním kloubu na amputované končetině oproti končetině neamputované (Nolan & Lees, 2000; Seroussi, Gitter, Czerniecki, & Weaver, 1996). Moment flexe v kolenním kloubu u

transfemorálně amputovaných je velmi malý, neboť protetické koleno nemůže nahradit svalovou aktivitu kvadricepsu, nicméně při použití mikroprocesorem řízeného kolenního kloubu je tento moment větší než u ostatních typů kolenních náhrad, v porovnání s nepostíženou populací je však tento moment stále malý (Segal et al., 2006).

4 PROTETIKA

První zmínky o použití protézy jsou již z 15. stol. př. n. l., kdy byla v Egyptě amputována část nohy faraonovi Amenhotepu II. a nahrazena protézou vyrobenou ze dřeva a kůže (Nerlich, Zink, Szemies, & Hagedorn, 2000). Během raného středověku vyvinuli zbrojaři protézy pro válečníky, kteří byli zraněni v boji. Tyto časně protézy zakrývali válečnickovy deformity při návratu do boje (Thurston, 2007). První protézy, které byly sestaveny na základě dobré znalosti základních biomechanických principů, vyvinul francouzský armádní chirurg Ambroise Pare. Dr. Pare byl designérem protéz horních i dolních končetin (Thurston, 2007). Další vývoj protéz byl pak spjat s pokroky v medicíně. Lépe provedené amputace znamenali zachování lepší funkce zbylých částí těla, což umožňovalo sestavení funkčnějších protéz. K rozvoji protéz docházelo většinou v období válek z důvodu velké počtu amputací. Protézy byly postupem času vylepšovány tak, aby co nejvíce napodobovaly pohyb částí těla před amputací. Současný vývoj ve stavbě protéz je zaměřen na kompaktní, lehké a pevné konstrukce, vysokou spolehlivost, bezpečnost a životnost dílů a na široký funkční rozsah protézy. Protéza končetiny z kompozitních materiálů představuje nejmodernější provedení protézy. Využití kompozitních materiálů zvyšuje technickou úroveň protézy (hmotnost, životnost) a dále funkční parametry protézy (dynamicky laděné prvky dílů protézy). Dalším trendem je využití mikroprocesoru pro řízení protetických náhrad.

Hlavním cílem protézy je napodobit funkci živého systému, což u dolních končetin znamená obnovení funkčního a stabilního vzoru chůze (Schaarschmidt, Lipfert, Meier-Gratz, Scholle, & Seyfarth, 2012). Funkční náhrada není nikdy dokonalá, protože technika nedokáže nahradit fyziologické funkce orgánů. Náhrada funkce závisí na technické dokonalosti protézy, na stavu zachované části končetiny a na fyzickém i duševním stavu nemocného.

Vybavení pacienta protézou není pouhým vylepšením pacientova funkčního stavu, ale i jeho psychiky (Kishner, 2010). Do kvality života se navíc promítají faktory, jako jsou věk, body mass index, komorbidita, délka pahýlu, čas mezi operací a aplikací protézy, doba užívání protézy a také volba protetických komponent a jejich nastavení (Kolářová, Krobot, Janura, & Kolář, 2011). Amputovaný by měl být nejen včas vybaven odpovídající a hlavně funkční protézou, ale za nejtěsnější spolupráce celého rehabilitačního týmu by se měl co nejrychleji a nejekonomičtěji zařadit do společnosti (Kálal, 2005). Funkční protézy jsou pro amputované nejvýznamnější možností obnovy samostatné lokomoce.

Protéza se skládá z pahýlové objímky, která nasedá na pahýl, z dílu nahrazujícího postiženou část a z dílu koncového (ruka, chodidlo). Jednotlivé díly jsou spojeny klouby,

jejichž funkce je limitovaná rozsahem pohybu nemocného (Pavelka & Rovensky, 2003). Typ protetického vybavení indikuje lékař na základě očekávaného stupně aktivity v závislosti na celkovém zdravotním stavu pacienta. Mezi rozhodující faktory patří například typ amputace, stav a tvar pahýlu, základní onemocnění, přidružená onemocnění, věk, mentální stav, schopnost pacienta spolupracovat při rehabilitaci, životní styl a motivace, zaměstnání a sociální zázemí, prostor, ve kterém pacient žije, a záliby pacienta (Kálal, 2005).

Na základě vyhodnocení těchto kritérií je sestaveno 5 stupňů aktivity (Kálal, 2005):

- Stupeň aktivity 0: Nechodící pacient. Pro svůj zdravotní stav nemůže využívat protézu k bezpečnému pohybu či přesunu. Protéza má pouze kosmetickou úlohu.
- Stupeň aktivity 1: Interiérový typ uživatele. Pacient využívá protézu k pomalému pohybu po rovném terénu.
- Stupeň aktivity 2: Limitovaný exteriérový typ uživatele. Protézu využívá i k pohybu po přírodních nerovnostech a k chůzi do schodů.
- Stupeň aktivity 3: Nelimitovaný exteriérový typ uživatele. Včetně běžných fyzických aktivit zvládá s protézou i rychlou chůzi v terénu.
- Stupeň aktivity 4: Nelimitovaný exteriérový typ uživatele se zvláštními požadavky. Takový uživatel je bez omezení a je schopen vrcholového sportu.

Protézy dolní končetiny můžeme dělit z různých hledisek.

Podle výšky amputace se dělí na (May, 2002):

- Protézy po amputaci části nohy
Po amputaci článku prstu nebo paprscité resekci stačí použít látkové nebo pěnové výplně obuvi. Po transmetatarsální amputaci se využívají tvarované vložky do bot a také tenká karbonová výztuha, která nahrazuje oporu špičky chodidla.
- Protézy po Symeho amputaci
Protéza je tvořena tvarovaným lůžkem pro dobré usazení pahýlu a umělým chodidlem.
- Protézy po transtibiální amputaci
Protézy se skládají z lůžka, závěsného systému, protetického chodidla a trubkového adaptéru propojujícího lůžko a chodidlo.
- Protézy po disartikulaci v koleni

Nevýhodou těchto protéz je přílišná délka stehenní části, která znemožňuje využití většiny kolenních kloubů běžně používaných u transfemorálních protéz. Použít lze polycentrický mechanismus. Protetické možnosti, vzhled a odolnost jsou však podstatně horší než u transfemorálních protéz, a proto se častěji přistupuje k amputaci transfemorální (Bowker & Michael, 1992).

- Protézy po transfemorální amputaci – kapitola 4.1.
- Protézy po disartikulaci v kyčli a hemipelvektomii

Jedinou odlišností u těchto dvou protéz je tvar lůžka, ten závisí na tvaru pahýlu. Lůžko je vyrobeno z nepoddajného nebo flexibilního materiálů a vypodloženo měkkým materiálem pro zvýšení pohodlí při zatížení. Kyčelní kloub je jednoosý a zajišťuje stabilitu při stoji. Jako kolenní kloub lze použít kterýkoliv běžně používaný u transfemorálních protéz a totéž platí i pro protetické chodidlo.

Podle typu konstrukce dělíme protézy na exoskeletální a endoskeletální. Hlavní rozdíl je ve způsobu přenosu zatížení, u exoskeletálních protéz je zatížení přenášeno vnějším plastovým krytem, zatímco u endoskeletálních je to přes trubkový adaptér.

Dělení podle stádia po amputaci (Bowker & Michael, 1992):

- Pooperační protézy
Vyznačují se menší hmotností, protože využívají ve své konstrukci materiály jako skelnou vatu pro pevný obal a hliník nebo plast pro trubkový adaptér protéz. Výhodami jsou dobré formování pahýlu, ochrana operovaného místa, zkrácení doby hojení a dřívější nácvik stoje a chůze. Většinou se používají u mladších pacientů, obvykle po úrazech.
- Dočasné protézy
Umožňují brzký nácvik chůze. Používají se po dobu tří až šesti měsíců po amputaci. Některé druhy dočasných protéz, především transtibiálních, umožňují úpravy polohy chodidla ve všech směrech. To umožňuje přesné nastavení podle potřeb pacienta, omezení odchylek v chůzi a snížení energetických nároků na chůzi. Kosmetickými úpravami může být dočasná protéza změněna na trvalou.
- Trvalé protézy
Jejich použití se doporučuje v době, kdy už nenastávají znatelné změny objemu pahýlu, což bývá běžně tři až devět měsíců po amputaci. Životnost trvalých protéz se pohybuje okolo tří až pěti let. Náhrada je nutná v případě atrofie

pahýlu, nárůstu či poklesu hmotnosti pacienta nebo v případě značného opotřebení protézy.

Protetické firmy dělí protézy také na základě náročnosti uživatele a jejich možností. Například Ossur (2012) rozděluje protetické součásti do čtyř úrovní zatížení:

- Mírná zátěž – označuje denní aktivity zahrnující lehkou chůzi při použití pomůcky pro chůzi. Umožňuje například chůzi po domě nebo nenáročnou chůzi ve společnosti.
- Střední zátěž – označuje denní aktivity zahrnující středně rychlou chůzi se schopností měnit rychlost chůze a její charakter. Umožňuje například chození do obchodu a samostatné venkovní vycházky.
- Vysoká zátěž – označuje denní aktivity zahrnující rychlou chůzi, lehké běhání a chůzi do schodů. Umožňuje například lehkou manuální práci nebo rekreační sportování.
- Extrémní zátěž – označuje denní aktivity zahrnující ostrou chůzi a běhání. Umožňuje například provádět těžkou, manuálně namáhavou práci nebo se věnovat sportům.

4.1 Trasfemorální protézy

Za základní komponenty protéz dolní končetiny lze považovat pahýlové lůžko, protetický kolenní kloub, protetický hlezenní kloub, protetické nohy a díly nahrazující bérceovou část dolní končetiny. Komponenty se u jednotlivých protéz mohou lišit v materiálu, ze kterého jsou vyrobeny, v nastavení, ve funkčnosti, ve vnějších „kosmetických“ úpravách apod. Správné sestavení a vzájemné spojení těchto dílů určují způsob, jak budou pacienti po amputaci protézu využívat v běžných životních situacích, jako je chůze, vstávání a sedání si, chůze do/ze schodů apod. (Van Der et al., 2004). Rozhodujícím faktorem pro úspěšnou rehabilitaci po amputaci je optimální nastavení protézy (Nissen & Newman, 1992). Špatně sestavená protéza, jejíž jednotlivé komponenty nejsou slazeny dohromady, může vést k problémům pro amputované, jako jsou potíže s chůzí, bolesti pahýlu nebo odřeniny kůže (Lewy, 1980). Vliv různého nastavení protéz na chůzi je prokázán v různých studiích, např. Hannah, Morrison a Chapman (1984) zjistili rozdíly v symetrii chůze při změně protetických komponentů. Andres a Stimmel (1990) popsali rozdíly v kinematice chůze při použití různých protetických komponent a zjistili, že maximální symetrie kinematických parametrů nekoresponduje se subjektivními pocity pacientů při používání protézy. Symetrická chůze zlepšuje vnější pohled na chůzi, snižuje metabolický výdej a redukuje riziko dalších komplikací v pohybovém aparátu, jako je například osteoartritida (Yang et al., 2012).

U nadkolenních amputací musí protetické kolenní klouby nahradit funkci lidského kolenního kloubu, a to hlavně pro stabilní přenesení hmotnosti během stojné fáze a kontrolovaný pohyb během fáze švihové. Protetické kolenní klouby v současné době obsahují kontrolní mechanismy, které pracují během stojné fáze, nebo švihové fáze, nebo v obou fázích, a umožňují amputovaným přirozenou chůzi, udržení rovnováhy a adaptaci na měnící se podmínky povrchu pro chůzi (Herr, 2002).

4.1.1 Komponenty TF protéz

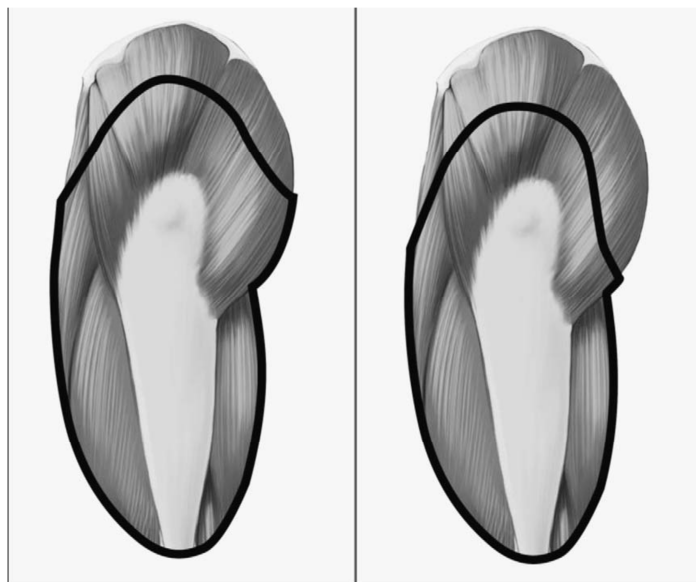
Pahýlové lůžko

Je důležitou součástí protézy, tvoří přechod mezi člověkem a protézou. Správně navržené lůžko zajišťuje dostatečný přenos zatížení, stabilitu a účinnou kontrolu pohybu. Konstrukce pahýlového lůžka ovlivňuje velikost napětí svalů a pohyb pahýlu, to vše může ovlivnit chůzi i další funkční pohyby (Mak, Zhang, & Boone, 2001). Kvalita spojení mezi pahýlem a protézou je nejkritičtější místem celé protézy. Pahýlové lůžko musí zajistit dostatečný komfort pro pacienta, je důležité, aby nedocházelo k poškozování kůže v oblasti kontaktu s protézou a tím k bolestivým stavům. Důsledkem může být neochota pacienta protézu používat. Rozhodnutí o použitém typu pahýlového lůžka je založeno na empirických zkušenostech klinického pracovníka a na individuálních potřebách pacienta (Van der Linde et al., 2004). Výroba lůžek se provádí pomocí sádrového odlitku, nebo pomocí výpočetní techniky (CAD) a počítačově podporované výroby (CAM). Výroba pomocí sádrového odlitku je založena na vytvoření negativu pahýlu, který se zalije sádrou. Ta vytvoří skutečný tvar pahýlu. Poté se na více exponovaná místa přidá materiál a naopak se ubere z míst, kde je tlak menší (Seymour, 2002). Lůžko je pak vyrobeno vrstvením plastové pláty za pomoci vakuového systému. Systémem CAD se sádrový tvar pahýlu digitalizuje do počítače, kde může být dále upraven a systémem CAM je pak vytvořeno lůžko. Využívání nových technologií zvýšilo opakovatelnost výroby protetického lůžka (Commean, Brunsden, Smith, & Vannier, 1998).

Lůžka stehenní protézy se liší v přenosu hmotnosti těla na protézu. Rozlišujeme dva nejčastěji používané typy pahýlových lůžek. Jeden typ je lůžko příčně oválného typu (kvadrangulární), kde věnec lůžka nasedá na zevní plochu hrbolu sedací kosti. Druhý typ je lůžko podélně oválného typu, kde je sedací hrbol uvnitř nasedacího věnce lůžka. Srovnání těchto typů pahýlových lůžek bylo provedeno v několika studiích. Například při hodnocení subjektivních pocitů s použitím podélně oválného lůžka a kvadrangulárního lůžka zjistili Flandry et al. (1989) pomocí dotazníku lepší vlastnosti lůžka podélně oválného a to v komfortu nošení, stabilitě a lepší kontrole protézy. K podobnému výsledku došli i Hachisuka et al. (1999), kteří zjistili u pacientů lepší subjektivní pocit komfortu u podélně oválného lůžka a to hlavně při sedu. Na rozdíl o těchto studií Boonstra, Schrama, Fidler a Eisma (1994) zjistil, že hodnocení kvadrangulárního lůžka je lepší, než lůžka podélně oválného. Z hlediska fyziologického Gailey et al. (1993) zjistili menší energetický výdej během chůze, při použití podélně oválného lůžka. Toto zjištění potvrzují i výsledky Flandryho et al. (1989), kteří uvádějí zlepšení metabolického výdeje při chůzi a také menší laterální

kompenzační pohyb u podélně oválného lůžka. Nicméně v novější studii Hachisuka et al. (1999) nenalezli žádné významné rozdíly v metabolickém výdeji při chůzi v závislosti na použitém pahýlovém lůžku.

V roce 2004 Marlo Ortiz modifikoval podélně oválné lůžko a vytvořil nový typ pahýlového lůžka nazývaný Marlo Anatomical Socket (MAS). Hlavním rysem tohoto lůžka je snížení zadního lemu a tím nezahrnutí velkého hýžděového svalu a sedací kosti dovnitř pahýlového lůžka (viz Obrázek 4). Lůžko MAS poskytuje větší medio-laterální stabilitu a umožňuje větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu, než ostatní pahýlová lůžka (Trower, 2006). Maximální rozsah flexe v kyčelním kloubu je důležitý hlavně při vstávání ze sedu do stoje (Burger, Kuželički, & Marinček, 2005), což je jednou z výhod lůžka MAS. Další výhodou je, že pahýlové lůžko MAS může vést ke snížení energetického výdeje při chůzi a přiblížení se neamputovaným jedincům, a to hlavně u jedinců fyzicky aktivních (Traballesi et al., 2011).



Obrázek 4 Vlevo tvar podélně oválného pahýlového lůžka, vpravo tvar MAS lůžka (Traballesi et al., 2011)

Další dělení pahýlových lůžek vychází ze způsobu uchycení. Lůžka můžeme v tomto případě dělit na závěsná, semikontaktní a plně kontaktní (Matějíček, 2005). Hlavním úkolem všech typů uchycení je zajistit, aby se protéza nacházela v optimální funkční poloze a nedocházelo k jejímu samovolnému sundání (Lusardi & Nielsen, 2007). U závěsného typu lůžka je nutné použití přídavného fixačního zařízení, které protézu upevňuje. Naproti tomu plně kontaktní lůžka již nepotřebují žádné další prostředky k fixaci, pahýl je v přímém kontaktu s lůžkem a k fixaci je využito vzniklého podtlaku v pahýlovém lůžku. U lůžek semikontaktních je vylepšen kontakt lůžka s pahýlem, ale je použito i přídavné fixační

zařízení. Lusardi & Nielsen (2007) popisují pět základních typů uchycení transfemorálních protéz:

- Přísavný systém zavěšení – k uchycení lůžka k pahýlu využívá tento systém podtlaku a těsného kontaktu mezi lůžkem a pahýlem. Lůžko se nasazuje vtáhnutím pahýlu dovnitř pomocí punčochy, která se po usazení pahýlu v lůžku vytáhne vzduchovým ventilem umístěným na spodní části lůžka. Ten se zašroubuje a tím utěsní lůžko.
- Silikonové lůžko (liner) – tento systém se stává stále více používaným. Liner se nasazuje obrácením naruby a následným narolováním na pahýl. Poté se vsadí do lůžka protézy. Vsunutí může být provedeno pomocí lanka, vzduchového ventilu, nebo trnu a zámku.
- Slezská bandáž – využívá se jako podpora přísavných systémů, nebo u protéz dočasných. Protéza je připevněna k pahýlu pomocí bandáže, která je provedena okolo pánve a lůžka.
- Elastický pás – má podobné využití jako slezská bandáž. Použitý pás, většinou z elastického neoprenu, je širší a tím pohodlnější.
- Pánevní pás s kyčelním kloubem – pás drží protézu a zároveň stabilizuje její mediolaterální polohu pomocí kovového kloubního spoje, kterým je pás spojen s lůžkem. Používá se většinou u pacientů s krátkou délkou pahýlu.

Další, relativně novou metodou upevnění protézy je osseointegrace. Protéza je upevněna přímo ke kosti amputačního pahýlu. Do kosti je chirurgicky voperována upínací část protézy, do této části se po úplné integraci do kosti vloží čep, který slouží jako spojovací díl. Protéza je pak pomocí objímky se zámkem připevněna k čepu. Pacient, pomocí speciálního klíče, pak může sám odjišťovat a zajišťovat protézu.

Protetický kolenní kloub

Protetické kolenní klouby musí nahradit funkci lidského kolenního kloubu, a to hlavně pro stabilní přenesení hmotnosti během stojné fáze a kontrolovaný pohyb během fáze švihové. Snahou je, aby protetické kolenní klouby v maximální možné míře napodobily funkci lidského kolene. Pacientovi by měly umožnit přirozenou chůzi, sed, klek a další běžné životní aktivity (May, 2002). Protetické kolenní klouby můžeme dělit podle počtu os, typu tření a brzdného nebo zamykacího mechanismu (Seymour, 2002).

Dle počtu os se dělí kolenní klouby na jednoosé (monocentrické) a víceosé (polycentrické). Jednoosý kolenní kloub se skládá z jednoduchého pantového mechanismu, který dovoluje volně flektovat koleno během švihové fáze chůze, ale neumožňuje přímou kontrolu nad tímto pohybem (Seymour, 2002). Stabilita ve stojné fázi je zajištěna kombinací dvou faktorů. Jednak je to pozice osy otáčení vzhledem k linii zatížení a také řízená svalová aktivita kyčelních adduktorů (Bowker & Michael, 1992). Vzhledem ke své mechanické jednoduchosti je jednoosý kolenní kloub nejlevnější a nejsnáze udržovanou variantou. Má však dva biomechanické nedostatky. Nemá vnitřní stabilitu, je tedy nutné kontrolovat každý krok, jako prevenci „zborcení“ protézy. Při nedodržení této podmínky hrozí zvýšené riziko pádů. Druhým nedostatkem je volný švih kolene. Dolní končetina je kyvadlo s rychlostí švihů limitovanou jeho délkou. Snaha o zrychlení chůze způsobuje nadměrnou flexi kolene na začátku švihu, což zpomalí kadenci. Pacient tedy musí chodit konstantní pomalou rychlostí. Z těchto dvou důvodů je tento typ kolenního kloubu indikován u dospělých velmi málo. Ovšem pro svou mechanickou jednoduchost je často využíván v pediatrické protetice (Smith, 2004). U polycentrických kolenních kloubů je nejčastěji využíván systém čtyř bodů spojených čtyřmi pákami. Z tohoto důvodu se tento typ označuje jako čtyř osově koleno. Vyráběna jsou i kolena pěti, šesti a sedmi osová (Smith, Michael, & Bowker, 2004). Výhodou polycentrických kloubů je, že funkční centrum rotace leží většinou mimo kolenní kloub. Ve čtyř osovém typu polycentrického kolene je osa otáčení posunuta dozadu ve srovnání s mechanickou osou kolene. Toto posunutí pak zajišťuje kolenu vnitřní stabilitu v průběhu stojné fáze. Během flexe se osa otáčení posouvá směrem dopředu a dolů, tím je umožněna velká stabilita také v časně fázi stoje a zároveň relativně snadný přechod do fáze švihové (Smith, Michael, & Bowker, 2004).

Protetické kolenní klouby můžeme dále dělit podle typu tření, a to na manuálně uzamykatelné, mechanické, pneumatické a hydraulické.

Manuálně uzamykatelný kolenní kloub poskytuje maximální kontrolu stojné fáze, ale neumožňuje provést švih. Koleno zůstává uzamčeno v extenzi během celého krokového cyklu. Tyto kolenní klouby mají zamykací mechanismus, který pacient aktivuje postavením se nebo uvolňuje při posazení (May, 2002). Chůze s tímto typem kolenního kloubu má větší energetickou náročnost, a také abnormální princip chůze. Z těchto důvodů se k indikaci tohoto typu kloubu přistupuje většinou jako k poslední variantě. Pokud bývá využíván dočasně, je nutné jej co nejdříve nahradit jiným funkčním mechanismem, než se chyby v krokovém stereotypu zautomatizují (Smith, Michael, & Bowker, 2004).

Mechanicky pasivní kolenní klouby

Mechanicky řízené kolenní klouby jsou buď s řízením stojné fáze, nebo s řízením švihové fáze. Mezi mechanizmy řídící stojnou fázi bývají řazeny manuální blokování kolenního kloubu a mechanismus řízení stojné fáze závislý na zatížení (May, 2002). V případě manuálního blokování stojné fáze jde o ruční aretaci (uzávěr), kterou se kolenní kloub zajistí při plné extenzi, ale tím se také zamezí jakékoliv flexi v průběhu chůze. Ruční odjištění použije pacient v případě sedu, kdy potřebuje flexi v kolenním kloubu. Manuální blokování se používá u protetiky geriatrických pacientů, u provizorní protetiky a u protetiky v méně vyspělých zemích (Bowker & Michael, 1992). U kolenních mechanismů řízení stojné fáze závislých na zatížení existuje několik technicky osvědčených variant brzdění kolenního kloubu. Jsou to například centrální osová brzda, třecí brzda, lamelová brzda nebo bubnová brzda. Všechny typy brzd umožňují nastavení brzdného účinku dle potřeb pacienta, vždy však brzdí pouze pod zatížením, tedy ve stojné fázi. Brzda většinou pracuje v rozmezí 0-20° flexe v koleni. Nevýhodou tohoto typu řízení stojné fáze je proměnlivost brzdného účinku vlivem opotřebení, teploty a vlhkosti (Bowker & Michael, 1992). Mezi mechanické řízení švihové fáze chůze se řadí především mechanismus třecí brzdy a extenční unášec. Třecí brzda může být realizována pomocí dvou šroubků umístěných zepředu nebo zezadu kolenního mechanismu (May, 2002). U extenčního unášeče se většinou jedná o systém tlačné a tažné pružiny, které zajišťují, aby se protézový bérce příliš nevykývl ve směru flexe a včas se vrátil do polohy extenze. Nevýhodou jak u třecí brzdy, tak u extenčního unášeče je nemožnost měnit rytmus chůze s daným nastavením brzdného účinku (Bowker & Michael, 1992).

Pneumatický kolenní kloub využívá válce naplněného vzduchem, který je umístěný v horní části bérce. Při flexi je vzduch stlačován pístem ve válci a dále prochází skrze otvor, jehož velikost je proměnná. Tím funguje obdobně jako pružina. Čím je otvor menší, tím větší odpor ve švih mechanismus klade. Tento odpor se mění s rychlostí chůze, poskytuje kontrolu švihové fáze odpovídající rychlosti chůze (May, 2002). Nevýhodou je možný únik vzduchu a omezené možnosti adaptace. Problémem pneumatického kolenního kloubu je stlačitelnost vzduchu, při velmi energických a intenzivních aktivitách nemůže poskytnout dostatečný odpor (Smith, Michael, & Bowker, 2004).

Hydraulický kolenní kloub funguje na podobném principu jako kolenní kloub pneumatický, médiem však není vzduch, ale kapalina, nejčastěji silikonový olej. Ten je na rozdíl od vzduchu nestlačitelný. Průchodem přes proudové kanálky vytváří určitý definovatelný odpor, který se zvětšuje s rostoucí rychlostí komprese. Díky proměnnému

odporu je pak švihová fáze více podobná švihové fázi při normální chůzi. Pacient může měnit svou rychlost chůze, protože při vyšší rychlosti dochází také k rychlejší extenzi v kolenní (May, 2002). Hydraulicky ovládané kolenní klouby mohou mít řízení buď jen švihovou fázi, nebo stojnou i švihovou fázi. V případě systémů řízení pouze švihové fáze fungují tyto klouby podle výše popsaného modelu a většinou může být kladený odpor nastaven zvlášť pro flexi a extenzi. Řízení švihové fáze je u systémů řízení stojné i švihové fáze stejné, avšak ve stojné fázi se navíc mohou kanálky u pístu otevírat v závislosti na zatížení. Tím je možné kolenní kloub brzdit nebo úplně blokovat (Heim & Kaphingst, 2002). Výhodou hydraulicky ovládaných kolenních kloubů je jejich dobré konstrukční řešení a funkčnost, kterou poskytují. Nevýhodami jsou především vysoká hmotnost, cena, náročnost na údržbu a proměnlivý odpor způsobený změnou viskozity média vlivem teploty (Seymour, 2002).

Mikroprocesorem řízené kolenní klouby

Mezi současné trendy v ovládání protetických kolenních kloubů patří kolenní klouby řízené mikroprocesorem. Kolenní klouby kontrolované mikroprocesorem jsou vybaveny sensory pro opakované určení polohy, rozsahu pohybu a velikosti sil v kolenním kloubu během stojné a švihové fáze při chůzi i jiných lokomočních pohybech. Senzory umožňují vstup do mikroprocesoru, čímž může kolenní kloub odpovídajícím způsobem přizpůsobit správnou aktivitu nebo fázi a rychlost chůze. To umožňuje prakticky okamžitou adaptaci na rozdílnou rychlost chůze, terén a okolní podmínky (Highsmith et al., 2010).

Počátky počítačově ovládaných kolenních kloubů lze najít v sedmdesátých letech minulého století, kdy se použitím počítače v protetice zabývali hlavně na univerzitách. Koncem 80-tých a počátkem 90-tých let různé protetické firmy začaly pracovat na vývoji komerčně využitelných mikroprocesorem řízených kolenních kloubů. První designy byly zaměřeny na počítačové ovládání švihové fáze chůze. Tyto první kolenní náhrady byly přijímány se smíšenými pocity, jak ze strany zdravotníků, tak ze strany amputovaných. Kolena umožnila zvýšení rychlosti chůze amputovaných a vylepšila schopnost měnit rychlost chůze, ale neposkytovala žádné vylepšení oproti dosavadním technologiím týkající se stability a bezpečnosti během stojné fáze chůze (Berry, 2006). Koncem 90-tých let byly zavedeny nové modely mikroprocesorem řízených kolenních kloub s kontrolou švihové i stojné fáze (Michael, 1999). To znamenalo obrovský nárůst zájmu o používání těchto technologií u transfemorálně amputovaných, neboť tyto klouby splňovaly funkční potřeby a nároky na stabilitu v běžných denních situacích (Nissen & Newman, 1992). Hlavní výhodou

protetických kolenních kloubů s počítačově řízenou stojnou a švihovou fází je zlepšení celkové stability uživatele a také poskytnutí vyšší míry důvěry a spolehnutí se na kolenní kloub (Chin, Sawamura, Fujita, & Nakajima, 2001; Stinus, 2000). Pacienti používající mikroprocesorem řízený kolenní kloub mohou chodit různým terénem, ze schodů střídavě jednou a druhou nohou, různou kadencí. Nemusí se soustředit na každý krok končetiny s protézou, mohou vykonávat všechny aktivity běžného života (Berry, 2006).

Protetické kolenní klouby jsou schopny kontrolovat rychlost flexe a extenze a odporu kolene pomocí tekutinového řídicího systému, kdy pneumatické, nebo hydraulické ventily kladou odpor proudící tekutině a řídí rychlost pohybu v kloubu. U kolen, která nejsou řízena mikroprocesorem, se používají ventily s manuálním nastavením, které provede protetik během montážního procesu. Tyto kolenní klouby se nemohou přizpůsobit osobnímu vzoru chůze pacienta a změnám v rychlosti chůze (Berry, 2006). U mikroprocesorem řízených kolenních kloubů jsou použity stejné základní hydraulické, nebo pneumatické tekutinové řídicí systémy, jako u kolen bez mikroprocesoru. Avšak manuální nastavení je nahrazeno řadou senzorů pro pohyb a postavení kolenního kloubu. Tím je zajištěna okamžitá a nezbytná úprava odporu flexe nebo extenze, což zajišťuje udržení optimálního nastavení kolene pro uživatele. Ten je schopen vykonávat širokou škálu aktivit každodenního života (Flynn, 2000). Mikroprocesorem řízené kolenní klouby používají senzory a elektronické monitorovací systémy k analýze vzoru chůze pacienta a na základě toho nepřetržitě řídí odpor při flexi kolenního kloubu při různých rychlostech chůze (Schmalz, Blumentritt, & Jarasch, 2002). Je-li rychlost flexe nižší, senzory předají hodnoty mikroprocesoru, ten vypočte optimální nastavení a automaticky upraví řízení ventilu v kolenním kloubu na odpovídající hodnotu. Mikroprocesor získává data ze senzorů 50 – 1000 krát za sekundu (Berry, 2006). Mikroprocesorem řízené kolenní klouby mají dva druhy samostatných senzorů. První skupina senzorů monitoruje úhel v kolenním kloubu, počítač je pak schopen vyhodnotit, zda je koleno v pohybu do flexe, extenze, nebo se nepohybuje. Druhou skupinu pak tvoří senzory silové, které měří hodnotu rotačního namáhání nebo síly pod kolenem během chůze. Úhel flexe kolenního kloubu je regulován tak, aby napodoboval funkci lidského kolene během chůze v různých rychlostech. Schopnost automatické změny odporu tekutiny během chůze umožňuje uživateli napodobovat funkci zdravé končetiny, kde se zvyšuje, nebo snižuje intenzita svalové kontrakce. Chůze je pak více přirozená (Berry, 2006). Dalšími nezbytnými částmi celého systému jsou servomotory, které regulují ventily a zdroj energie pro senzory a mikroprocesor. Nejčastěji používaným zdrojem energie jsou nabíjecí Lithium ion baterie, které vydrží bez nabití až 15 dní.

Protetická chodidla

Protetické chodidlo by mělo splňovat všechny funkce chodidla normálního, mělo by tedy umožnit simulaci pohybu kloubu, simulaci svalové aktivity, stabilní oporu, absorpci rázů a flexi v kolenním kloubu na počátku stojné fáze (May, 2002). Protetická chodidla lze rozdělit podle mnoha kritérií, za základní lze považovat rozdělení na chodidla klasická a dynamická. Například Seymour (2002) dělí protetická chodidla na klasická – jednoosá, víceosá, SACH a dynamická – s pružným skeletem a biomechanický typ. May (2002) dělí chodidla na chodidla bez dynamické odezvy – jednoosé chodidlo, chodidlo SACH a chodidla s dynamickou odezvou. Jiné dělení pak používá Michael (2004), který chodidla rozděluje na jednoosá, SACH, víceosá, s flexibilním skeletem a s dynamickou odezvou.

Jednoosá chodidla jsou rozdělena v místě kotníku a mezi těmito dvěma částmi je umístěn jednoosý kovový kloub. Skládají se z pevného jádra, formovaného pryžového vnějšího obalu a tlumičů dorazu pro plantární a dorzální flexi. Jednoosý mechanismus nahrazuje funkci hlezenního kloubu, přičemž tlumiče dorazů umožňují 5-7° dorzální a 15° plantární flexi. Konstrukce jednoosého chodidla umožňuje pouze chůzi po rovině. Výhodami jsou nastavitelné tlumiče dorazu a rychlá plantární flexe, což zvyšuje stabilitu kolenního kloubu (Seymour, 2002).

U víceosých chodidel je na rozdíl od jednoosých přidána další osa zajišťující pohyb okolo předozadní osy, je tedy kromě plantární a dorzální flexe umožněna i inverze, everze a rotace. Tím se zvýší hmotnost chodidla a je nutná jeho častější údržba. Výhodou je možnost pohybu po nerovných plochách (Seymour, 2002).

U chodidla SACH (Solid Ankle/Cushion Heel) je funkce umělého hlezenního kloubu nahrazena měkkou pryžovou patní částí zajišťující plantární flexi. Chodidlo SACH se dále skládá z pevného, nejčastěji dřevěného jádra, pružné výztuhy přednoží a vnějšího obalu z polyuretanové směsi. Výhodami jsou jednoduchá konstrukce, nízká cena a relativně bezúdržbové použití. Nevýhodami pak omezená dorzální flexe způsobená použitím pevného jádra (Seymour, 2002). Úpravou chodidla SACH vzniklo chodidlo SAFE (Stationary Attachment/Flexible Endoskeletal), pevné jádro je nahrazeno pružnějším z polyuretanového elastomeru a v přední části jsou dva proužky z polyesterových vláken, napomáhající dorzální flexi. Oproti chodidlu SACH se vyznačuje nižší levopravou stabilitou, ale umožňuje chůzi na nerovném povrchu. Je proto určeno pro pacienty s větší aktivitou (Seymour, 2002).

Chodidla s pružným skeletem se řadí mezi chodidla dynamická. Jejich hlavním znakem je schopnost v průběhu chůze akumulovat energii a opět ji uvolňovat nazpět. Při počátečním

kontaktu má chodidlo tlumící funkci a v konečné fázi stoje dodává energii pro pohyb vpřed. Celková energetická náročnost chůze je tak menší a s protézou lze překonávat větší vzdálenosti nebo provádět sportovní aktivity. Skelet protézy je vyroben z uhlíkových vláken. Dynamická chodidla s pružným skeletem se vyrábějí s různou stavební výškou. Velká stavební výška znamená větší schopnost akumulace energie. Tento typ chodidla je určen pro pacienty s vysokou aktivitou (Seymour, 2002).

Biomechanický typ chodidel patří rovněž mezi chodidla dynamická. Tento typ chodidel je navržen tak, aby co nejvíce napodoboval pohyby zdravého chodidla a hlezenního kloubu. Díky své konstrukci umožňuje dorzální a plantární flexi, inverzi a everzi a torzního tlumení, a tím poskytuje dobrou adaptaci v různých terénech (Seymour, 2002).

Protetické adaptéry

Adaptéry jsou části, které vzájemně propojují jednotlivé komponenty protéz – lůžko, kolenní kloub, chodidlo. Mezi lůžko a kolenní kloub bývají zařazeny adaptéry rotační, které umožňují otočit holenní část protézy v rozsahu až 360° po jeho odjištění, k zajištění dojde po návratu protézy do původní polohy. Tyto adaptéry umožňují položení nohy přes nohu, snadnější přezouvání nebo nastupování do auta. Dalším typem adaptérů jsou adaptéry torzní, které simulují rotaci v koleni a hleznu během stojné fáze. Umožňují až dvacet stupňovou rotaci v obou směrech, je tedy umožněna současná flexe a rotace v kolenním kloubu. Trubkový adaptér je dalším typem používaných adaptérů a nahrazuje nosný díl holenní části dolní končetiny. Tyto adaptéry jsou vyráběny v různých délkách tak, aby odpovídaly nestejným délkám končetin jednotlivých pacientů.

4.2 Bionické TF protézy

Slovo bionika je složeno ze dvou slov, a to biologie (bios – život) a technika. Jedná se tedy o propojení biologie s technikou, využití poznatků z živé přírody v technice.

V oblasti protetiky bylo první využití bionických technologií provedeno firmou Össur, kdy prvním kolenním kloubem, který využívá této nové technologie, byl kolenní kloub Power Knee. Bionický kloub nahrazuje díky elektromechanickému akčnímu členu skutečnou svalovou činnost, které je potřeba k flexi a extenzi kolene. Tomu napomáhají také tzv. gyrometry, snímače tlaku a zatížení, které jsou umístěny na vložce do boty u zdravé končetiny. Ta je propojena s modulem připevněným nad kotníkem, který přes bluetooth vysílá údaje ze zdravé končetiny kolennímu kloubu a ten je na základě těchto údajů řízen. To napomáhá rovnoměrnější chůzi. Kolenní kloub Power Knee umožňuje díky motorické funkci snazší zvedání ze sedu, aktivně napomáhá zvedání končetiny při chůzi do schodů nebo do svahu, zajišťuje rychlejší extenzi v koleni ve švihové fázi a také napomáhá flexi a aktivnímu zdvihání paty při počáteční fázi švihu (Össur, 2012).

Dalším typem těchto kolenních náhrad je například Rheo Knee (Össur) využívající bionické technologie. V akčním členu tohoto protetického kolene je použita magnetorheologická kapalina pro jednodušší ovládání a větší adaptibilitu řešení chůze. Tyto kolenní náhrady by se měly, dle informací výrobce, snadno přizpůsobit typu chůze každého jedince (Össur, 2012). Osa kolene je rotační a obsahuje speciální magnetickou kapalinu a ocelové otočné čepele. Změny odporu jsou ovlivněny silovým magnetickým polem, které je řízeno mikroprocesorem. Pro změny odporu během flexe a extenze kolenního kloubu se využívá změn ve viskozitě kapaliny vzhledem k síle magnetického pole a střížným silám působícím na otočné čepele. Na základě polohy kolenního kloubu, úhlové rychlosti a měřenému zatížení během chůze určuje mikroprocesor nutnou úroveň řízení kolene. Mikroprocesor pak moduluje sílu magnetického pole, tím se mění síla magnetického pole a zvyšuje se, nebo snižuje odpor ve švihové, nebo stojné fázi (Berry, 2006). Nevýhodou tohoto designu je mimo vysoké ceny i velká hmotnost a náročnost na údržbu.

5 ANALÝZA CHŮZE

První zmínky o analýze chůze jsou staré více než 4000 let (Wilkins & Wilkins, 2000). První písemný popis chůze provedl Aristoteles již 300 let před n. l. (Baker, 2007). Obrazy a sochy ze starého Řecka a Říma dokazují, že umělci té doby chápali tvary a sladění pohybu končetin při různých činnostech. Pitvy a pokusy v období renesance napomohly dále rozšířit poznatky o lidském těle a tím lépe porozumět základům biomechaniky. Hlavními představiteli tohoto rozvoje byli lidé jako Leonardo da Vinci, Galileo, Newton nebo Borelli. Počátkem 19.stol. byly provedeny první oficiální biomechanické výzkumy bratry Webrovými v Německu. Od té doby přispěly k rozvoji analýzy chůze čtyři různé vědecké směry, a to kinematika, kinetika, elektromyografie a inženýrská matematika (Whittle, 1996).

5.1 Elektromyografie (EMG)

Počátky elektromyografie jako měřicí metody byly položeny již v sedmnáctém století. Tato metoda se pak dále rozvíjela až do počátku století dvacátého (Sutherland, 2001). EMG poskytuje informaci o elektrické aktivitě svalů. Lze zjistit načasování svalové aktivity a určit, zda je tato aktivita malá, velká, nebo střední (Whittle, 1996). Avšak touto metodou nelze zjistit, zda svaly vykonávají koncentrickou, excentrickou, nebo izometrickou kontrakci. Nelze ani určit jaká síla je svalem generována. Princip EMG spočívá v tom, že na sledované svaly na těle se připojí povrchové nebo intramuskulární elektrody. Tyto elektrody zaznamenávají změnu elektrického potenciálu ve svalu. Signál jde pak přes zesilovač do počítače, kde jej můžeme zobrazovat a vyhodnocovat. Povrchová technika má neinvazivní charakter a detekuje více navrstvených akčních potenciálů produkovaných několika motorickými jednotkami daného svalu. Jejím výhodou je možnost relativně snadno snímat více svalů současně v průběhu pohybu. Zatímco jehlová technika je invazivního charakteru a detekuje akční potenciály jednotlivých svalových vláken.

5.2 Kinematická analýza

Kinematická analýza se zabývá vzájemným pohybem jednotlivých segmentů těla bez ohledu na jeho příčinu. Měřené veličiny jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Gage, 1991). Při analýze chůze pak využíváme kinematické systémy k zaznamenání pozice a orientace segmentů těla, úhlů v kloubech a odpovídajících lineárních a úhlových rychlostí a zrychlení (Whittle, 2007). Kinematická měření mohou být pouze dvoudimenzionální (2D) – rovinná, nebo třídimenzionální (3D) – prostorová.

Kinematické metody lze dělit různými způsoby, např. Janura a Zahálka (2004) dělí tyto metody na:

- goniometrii – měření relativního úhlu rotace v daném kloubu,
- akcelerometrii – měření zrychlení segmentu,
- stroboskopii – vytvoření pohybové sekvence na jednom filmovém políčku,
- systémy založené na elektromagnetickém principu – snímání senzoru umístěného na lidském těle,
- systémy používající akustické signály – využití zvukového signálu, jehož zdroj je umístěn na lidském těle a je snímán pomocí mikrofónů,
- optoelektronické systémy – využití optických senzorů, aktivních, nebo pasivních, umístěných na lidském těle, snímáných a zpracovávaných přijímačem.

K elektromagnetickým, akustickým a optoelektronickým systémům řadí také kinematografickou (videografickou) vyšetřovací metodu, založenou na vyhodnocení filmového nebo video záznamu.

Další dělení může být na metody přímé – goniometrie, akcelerometrie a zobrazovací – kinematografie, televizní a optoelektronická metoda (Winter, 2004).

Abychom mohli určit pozici bodů a z ní vyplývající polohu segmentů a celého těla, je nezbytné definovat souřadný systém. Nejčastěji používaným je kartézský systém souřadnic, méně často se setkáváme s určením polohy bodu pomocí polárních souřadnic (Janura & Zahálka, 2004). První krok prostorové analýzy pohybu je definování globálního a často i lokálního souřadného systému (Hamill & Selbie, 2004). Globální souřadný systém popisuje prostor zkoumaného pohybu, lokální souřadný systém je vázán na lidské tělo, nebo jeho segmenty (Jandačka, 2011).

Nedílnou součástí kinematické analýzy je kalibrace. Provádí se kalibrace (linearizace) kamer a kalibrace prostoru, ve kterém bude zkoumaný pohyb probíhat, a to z důvodu získání reálných veličin. Podstatou kalibrace je určení souřadnic známých bodů v prostoru, nezbytných pro stanovení vztahu mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic a nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od jejich souřadnic reálných (Janura & Zahálka, 2004). Každý kamerový systém používá jiný způsob kalibrace prostoru a linearizace kamer. Sada pro kalibraci je většinou součástí dodávky zvoleného systému kamer.

Pro hodnocení pohybu jednotlivých segmentů je nutné na tělo testované osoby umístit reflexní značky, které jsou projekcí potřebných anatomických bodů na kůži. Značky mohou

být pasivní, nebo aktivní. Aktivní značky bývají většinou infračervené LED pracující na frekvenci 1kHz. Při určení polohy je vstupní signál porovnáván s referenčním pozadím, pokud je překročena prahová hodnota, je signál zpracován v generátoru souřadnic (Janura & Zahálka, 2004). Systémy využívající aktivní značky, jako například Selspot (Selcom comp., Sweden), eliminuje nutnost identifikace a manuální digitalizace značek. Za drobný nedostatek tohoto systému lze považovat tendenci k záznamu odrazu značky. Musíme tedy dělat kompromis mezi vzorkovací frekvencí kamery a počtem značek. Navíc musí mít testovaná osoba na svém těle umístěn nešikovný aparát, obsahující zdroj pro vysílač (Sutherland, 2002).

U prostorové analýzy bývá obvykle použito dvou a více kamer (Whittle, 2007). Pro správnost analýzy je důležité dobře kamery rozmístit. Hlavním podmínkou, kterou je nutno splnit, je požadavek, aby každý zkoumaný bod na těle pohybujícího se subjektu byl v každém okamžiku snímán 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).

Jako každá měřicí metoda je i kinematická analýza zatížena chybou. Jandačka (2011) dělí chyby měření kinematických veličin na:

- chyby způsobené systémem optoelektronické stereofotogrammetrie – tyto závisí na velikosti měřicího prostoru, správnosti předpokladu polohy značek v tomto prostoru, vlastnostech použitých značek a nepřesnostech při převodu značek na elektronické body,
- chyby způsobené pohybem měkkých tkání – reflexní značky se pohybují vlivem deformace a posunu kůže vůči kostem, tato chyba je považována za největší zdroj celkové chyby při optoelektronické stereofotogrammetrie
- chyby způsobené umístěním značek na lidské tělo – dochází k nim při špatné identifikaci význačných bodů ležících pod kůží pomocí palpace.

K redukci těchto chyb lze využít filtraci dat. Filtrací odstraníme vysokofrekvenční signály, které způsobují šum. U chůze používáme nejčastěji hraniční frekvenci pro filtrování 6 Hz (Kirtley, 2006). Avšak filtrace a vyhlazení artefaktů způsobených pohybem kůže je velmi obtížná, neboť frekvence pohybu kůže je podobná jako frekvence pohybu kostí (Jandačka, 2001). Nepřesnosti způsobené umístěním značek na kůži mohou být zmenšeny při použití klastrů se čtyřmi reflexními značkami, které jsou umístěny na segmentech končetin (Manal, McClay, Stanhope, Richards & Galian, 2000). Klaster je pevná obdélníková destička s malou hmotností, která má v rozích pevně umístěny obvykle tři nebo čtyři reflexní značky.

5.3 Kinetická analýza

Pro potřeby kinetické analýzy musíme znát mimo parametrů kinematických i parametry silové. Je nutné měřit vnitřní a vnější síly, které jsou pro daný pohyb stěžejní. Nejčastěji využívaným zařízením pro měření síly jsou silové plošiny. V současné době jsou v komerčních dostupných silových plošinách využívány dva typy senzorů: tenzometrické a piezoelektrické (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004). Elektrický výstupní signál může být zpracován k vytvoření devíti proměnných, jsou to tři složky reakční síly, tři momenty síly a tři souřadnice působíště reakční síly (COP). Nejčastěji jsou analyzovány vertikální, laterální a předozadní složky reakční síly, dvě souřadnice působíště reakční síly a moment síly vzhledem k vertikální ose (Whittle, 2007).

Kinetická analýza, společně s kinematickou, umožňují měření výstupního mechanického výkonu přenášeného lidským kloubem. K výpočtu kinetiky lidského kloubu je zapotřebí využít inverzní dynamiku, která umožňuje na základě znalosti kinematiky a setrvačných vlastností segmentů lidského těla stanovit výsledné síly, momenty sil a mechanické výkony kloubů (Jandačka, 2011).

5.4 Biomechanické parametry chůze

Časoprostorové parametry

Základní parametry chůze, často nazývané časoprostorové charakteristiky chůze, jsou délka dvojkroku, kadence a rychlost (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

Rychlost chůze je počítána jako podíl dráhy a času, za který byla tato dráha překonána:

$$\text{Rychlost} = \text{Dráha} / \text{Čas}$$

Měření může být čas mezi dvěma značkami, jejichž vzdálenost je známa, důležité však je, aby testovaná osoba měla dostatečný prostor před první značkou, aby se rozešla a rychlost chůze již byla konstantní. Musí být rovněž dostatek místa za sledovaným prostorem, aby nedocházelo ke zpomalení.

Kadence je definována jako počet kroků za jednu minutu. Měřit kadenci můžeme pomocí stopek, kdy zjišťujeme počet kroků za měřený interval. Kadence je závislá na délce dolní končetiny, podobně jako u kyvadla má delší dolní končetina menší kadenci (Kirtley, 2006).

Délka dvojkroku může být zjištěna dvěma způsoby, buď přímým měřením, nebo výpočtem z rychlosti a kadence (Whittle, 2007). Rychlost lze snadno určit z času a dráhy, lze i lehce spočítat počet kroků na dané vzdálenosti. Délku dvojkroku pak můžeme spočítat jako podíl

uražené vzdálenosti a počtu kroků, výsledek vynásobíme dvěma (dvojkrok jsou dva samostatné kroky), nebo můžeme použít následující vzorec (Kirtley, 2006):

$$\text{Délka dvojkroku} = (120 \times \text{Rychlost}) / \text{Kadence}$$

Pro dosažení přesného výsledku musí být rychlost a kadence měřena během stejného pokusu chůze (Whittle, 2007).

Pro tyto základní parametry chůze byly stanoveny normativní hodnoty, například Kirtley (2006) uvádí pro muže rychlost chůze 1,3 – 1,6 m/s, kadenci 110 – 115 kroků za minutu a délku dvojkroku 1,4 – 1,6 metru, pro ženy pak rychlost 1,2 – 1,5 m/s, kadenci 115 – 120 kroků/min a délku dvojkroku 1,3 – 1,5 metru. Whittle (2007) ještě dále dělí tyto normativy podle věku (Tabulka 2). Perry (1992) pak uvádí rychlost chůze u mužů 1,37 m/s a u žen 1,23 m/s, průměrnou délku dvojkroku 1,41 m, která je u mužů o 14 % větší než u žen a kadenci u mužů 111 kroků/min a u žen 117 kroků/min. Různost výsledku může být ovlivněna rozdílným věkem testovaných osob, jejich odlišnou výškou, ale i odlišnostmi v jednotlivých laboratořích. Z tohoto důvodu se jeví jako dobré vytvořit si pro každou laboratoř a různé věkové skupiny vlastní vzor chůze osob bez postižení pohybového aparátu, které pak mohou sloužit jako vzor při hodnocení různých patologií.

Tabulka 2 Normativní hodnoty časoprostorových parametrů chůze pro ženy a muže (Whittle, 2007)

Ženy			
Věk (roky)	Rychlost (m/s)	Kadence (kroky/minuta)	Délka dvojkroku (m)
13 – 14	0,90 – 1,62	103 – 150	0,99 – 1,55
15 – 17	0,92 – 1,64	100 – 144	1,03 – 1,57
18 – 49	0,94 – 1,66	98 – 138	1,06 – 1,58
50 – 64	0,91 – 1,63	97 – 137	1,04 – 1,56
65 – 80	0,80 – 1,52	96 – 136	0,94 – 1,46

Muži			
Věk (roky)	Rychlost (m/s)	Kadence (kroky/minuta)	Délka dvojkroku (m)
13 – 14	0,95 – 1,67	100 – 149	1,06 – 1,64
15 – 17	1,03 – 1,75	96 – 142	1,15 – 1,75
18 – 49	1,10 – 1,82	91 – 135	1,25 – 1,85
50 – 64	0,96 – 1,68	82 – 126	1,22 – 1,82
65 – 80	0,81 – 1,61	81 – 125	1,11 – 1,71

Rychlost chůze souvisí s oběma dalšími parametry, s kadencí i s délkou dvojkroku. U zdravých lidí, kteří nemají potíže s chůzí, oba parametry vzrůstají se zvyšující se rychlostí. Kadence vzrůstá lineárně, délka dvojkroku se zvyšuje logaritmicky, při nižších rychlostech je zvýšení větší, než u rychlostí velkých (Kirtley, 2006). Další často používané časoprostorové parametry, které souvisí rovněž s rychlostí, jsou doba trvání stojné fáze, doba trvání švihové fáze a čas dvojí opory. Když se zvyšuje rychlost, klesá doba dvojí opory společně s dobou trvání stojné fáze (Kirtley, 2006). Hollman, McDade a Petersen (2011) používá k základnímu popisu chůze šestnáct časoprostorových parametrů. Mimo rychlosti a rychlosti dvojkroku, kadence a délky dvojkroku zjišťují dále délku kroku, jako vzdálenost mezi prvním kontaktem jedné končetiny se zemí a prvním kontaktem opozitní končetiny se zemí. Dále pak čas kroku, čas dvojkroku, dobu trvání stojné fáze a dobu trvání švihové fáze. Z časových parametrů pak čas jednooporového postavení, což je čas, kdy je v kontaktu se zemí pouze jedna končetina. Čas dvouoporového postavení, kdy měří dobu trvání kontaktu obou končetin se zemí během cyklu chůze. Poslední čtyři parametry jsou normalizovány na % cyklu chůze, kdy časy stojné a švihové fáze a časy jednooporového a dvouoporového postavení jsou vyděleny dobou trvání dvojkroku.

Úhlové parametry

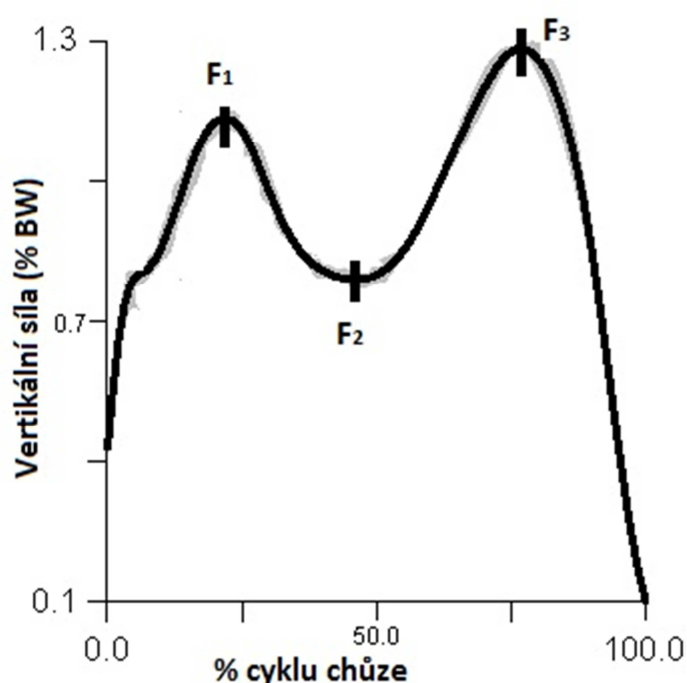
Při analýze chůze se nejčastěji zjišťují průběhy úhlů v kotníku, koleni a kyčli a také pohyby pánve. Úhlové parametry v jednotlivých kloubech dolní končetiny jsou již popsány v kapitole 2.4.

Pánev během každého dvojkroku vykonává asynchronně pohyb ve všech třech rovinách. Všechny tyto pohyby jsou malého rozsahu, v sagitální rovině je náklon pánve okolo 4°, v rovině transverzální dochází k rotaci zhruba do 10° a ve frontální rovině pak ke zhruba 4° úklonu (Perry, 1992). Za nejčastěji sledované parametry, hlavně pak v klinické praxi, jsou považovány maxima úklonu na jednu i druhou stranu, maximum náklonu pánve během cyklu chůze a maximální rotace a jím odpovídající časové údaje, ve kterých je těchto hodnot dosaženo (Benedetti, Catani, Leardini, Pignoti, & Giannini, 1998).

Silové parametry

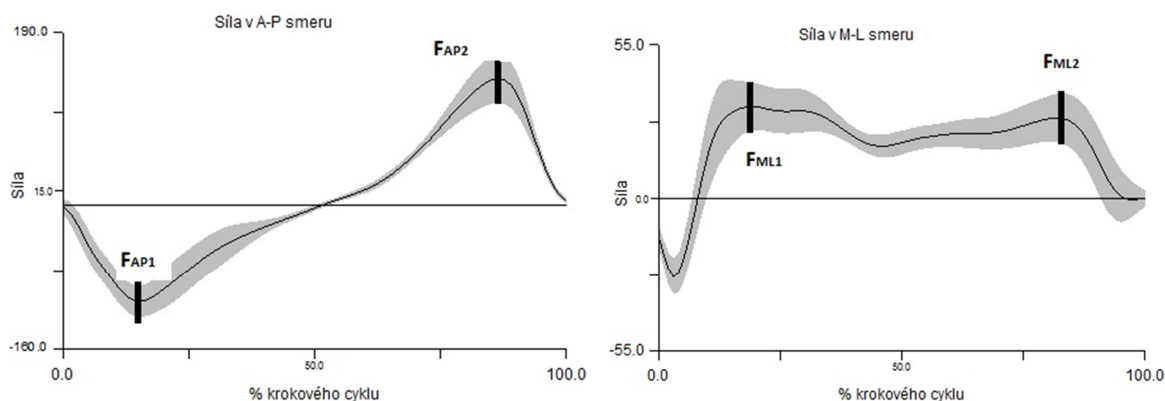
Nejčastěji měřenými silovými parametry při analýze chůze jsou na silových plošinách měřené reakční síly země (GRF). Tyto síly jsou měřeny ve třech směrech, vertikálním, pravolevém a předozadním. Pro možnost srovnání osob s různou hmotností se tyto síly velmi často normalizují a jejich jednotkou pak není Newton. Síla je po vydělení hmotností testované osoby vyjádřena v % tělesné tíhy (BW).

Vertikální síla během stojné fáze při normální rychlosti má dva vrcholy oddělené jedním minimem. Vrcholy mají hodnotu okolo 100 % BW, minimum je přibližně 80 % BW (Perry, 1992). Tyto body na silové křivce bývají často označovány jako F_1 – první maximum vertikální síly během stádia zatěžování, F_2 – minimum síly během mezistojie a F_3 – druhé maximum síly během koncového stoje (Benedetti et al., 1998) (Obrázek 5).



Obrázek 5 Vertikální síla během stojné fáze cyklu chůze s označením maxim a minima síly

Síly střížné, pravolevá (mediolaterální – ML) a předozadní (anteroposterior – AP) jsou mnohem menší než síla vertikální. Zatímco vertikální síla je vždy kladná, střížné komponenty mohou mít kladnou i zápornou orientaci (Obrázek 6). Síla ML směřuje vždy mediálně, jako reakce na laterální pohyb těla, síla AP je do 50 % stojné fáze brzdňá a pak propulzní. (Kirtley, 2006).



Obrázek 6 Grafy střížných sil při chůzi během stojné fáze (vlevo AP, vpravo ML síla)

Normativní hodnoty pro síly v jednotlivých významných bodech spolu s časem, ve kterém je dané síly dosaženo, uvádí například Kirtley (2006):

Tabulka 3 Normativní hodnoty sil ve vybraných časových úsecích (Kirtley, 2006)

Čas (% stojné fáze)	Průměr ± SD	Síla (% BW)	Průměr ± SD
T ₁	23 ± 2	F ₁	117 ± 9
T ₂	48 ± 3	F ₂	75 ± 6
T ₃	76 ± 2	F ₃	109 ± 5
T _{AP1}	17 ± 2	F _{AP1}	19 ± 3
T _{AP2}	86 ± 2	F _{AP2}	22 ± 3
T _{ML1}	5 ± 0,5	F _{ML1}	5 ± 1
T _{ML2}	44 ± 15	F _{ML2}	4 ± 1

Legenda k tabulce 3 : T₁ – čas prvního maxima vertikální reakční síly, T₂ – čas prvního minima vertikální reakční síly, T₃ – čas druhého maxima vertikální reakční síly, T_{AP1} – čas prvního maxima předozadní reakční síly, T_{AP2} – čas druhého maxima předozadní reakční síly, T_{ML1} – čas prvního maxima předozadní reakční síly, T_{ML2} – čas druhého maxima předozadní reakční síly

Kinetické parametry

Kinetické proměnné se využívají k popisu sil působících v kloubech. Tyto proměnné jsou výstupní reakční moment síly, výstupní mechanický výkon a mechanická práce.

Výstupní reakční moment síly v kloubu je vektorovým součtem všech momentů sil působících v daném kloubu (Hamill & Selbie, 2004).

Výstupní mechanický výkon je definován jako součin momentu síly a úhlové rychlosti v daném kloubu (Winter, 1983). Kloubem přenášený výstupní výkon reprezentuje rychlost práce konané svaly na základě generace, nebo absorpce energie. Pozitivní výkon představuje generování energie převážně při koncentrické kontrakci, negativní výkon pak absorpci energie při převažující excentrické kontrakci (Jandačka, 2011).

Mechanická práce se vypočítá jako časový integrál výkonu v kloubu (Seroussi et al., 1996), může být rovněž pozitivní, nebo negativní a pro absorpci, nebo generaci platí to stejné pravidlo jako pro výkon.

Symetrie, vzájemná koordinace a variabilita chůze

Herzog, Nigg, Read a Olsson (1989) definovali symetrii chůze jako perfektní shodu vnějších kinetických a kinematických parametrů na levé a pravé dolní končetině. Symetrická chůze bývá považována za nejúčinnější vzor chůze (Draper, 2000). Doba trvání stojné a švihové fáze u nepatologické chůze je na levé a pravé končetině velmi podobná, u chůze patologické mohou být rozdíly mezi těmito časy velké, což vede k arytmiickému vzoru chůze (Bartlett, Wheat, & Robins, 2007). Asymetrie chůze je často považována za ukazatel patologie (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Pro stanovení symetrie existuje několik metod. Často používanou metodou je výpočet indexu symetrie (SI), použitý Herzogem et al. (1989):

$$SI = [(X_{prava} - X_{leva}) / 0,5(X_{prava} + X_{leva})] \times 100\%$$

Kde X_{prava} je hodnota pro pravou dolní končetinu a X_{leva} hodnota pro levou dolní končetinu v určitém bodě silové, nebo kinematické křivky (Crenshaw & Richards, 2006). Pokud $SI = 0$ znamená to absolutní symetrii, hodnoty lišící se od nuly pak vyjadřují procentuální asymetrii mezi levou a pravou dolní končetinou během chůze, přičemž 100 % znamená úplnou asymetrii.

Další možností výpočtu pak je symetrický poměr $Ratio = V_{levá} / V_{pravá}$, kde V zahrnuje pět časoprostorových parametrů. Dále lze počítat hodnotu asymetrie chůze (GA) vypočtenou jako $GA = |100 \times [\ln(V_{levá} / V_{pravá})]|$. Můžeme také počítat úhel symetrie (SA), kdy $SA = [(45^\circ - \arctan(V_{levá} / V_{pravá})) \times 100\%] / 90$, (Patterson, Nadkarni, Black, & McIlroy, 2010).

Lidská chůze není perfektně symetrická, lidé bez obtíží na pohybovém aparátu vykazují určitý stupeň asymetrie při chůzi (Haddad, van Emmerik, Whittlesey, & Hamill, 2006; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000). Tato asymetrie nemusí být vždy disfunkční nebo neprospěšná pro pohyb, určitá míra asymetrie může mít funkční důsledky, které umožňují individuální přizpůsobení se měnícím se podmínkám (Haddad, van Emmerik, Wheat, Hamill, & Snapp-Childs, 2010). Asymetrie tedy může souviset s přirozenou variabilitou lidského organismu při vykonávání cyklických pohybů. U zdravého jedince je často variabilita provedení pohybu větší než u jedince s patologií (Hamill et al., 1999). Tato variabilita provedení může znamenat menší zatěžování jednotlivých struktur při cyklických pohybech, jako je chůze nebo běh. Variabilita provedení běžeckého došlapu u běžců bez zranění, posouzena pomocí vzájemné koordinace (coupling) metodou spojitě relativní fáze (CRP), je větší než u běžců po zranění (Hamill, van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999). Metody CRP lze využít i pro posouzení asymetrie chůze. Asymetrie chůze může být jasně prokázána pomocí měření míry koordinace, jako je metoda CRP (Haddad et al., 2010).

Existují různé metody pro kvantifikaci variability dynamických systémů. Základní dělení představuje například Hamill, Haddad a McDermott (2000) na metody spojitě a nespojitě. U metod nespojitých se využívá dvou časových analýz, kdy se posuzuje relativní načasování pohybu dvou oscilátorů ve vybraných bodech cyklu chůze. U metod spojitých se pro posouzení koordinace mezi dvěma oscilátory mimo časových parametrů posuzují i parametry prostorové. Výhodou metod spojitých je, že je posuzován celý cyklus a ne jen vybrané body. Mezi spojitě metody patří relativní pohyb a CRP.

U metody relativního pohybu může být použit graf úhel-úhel. Orientace vektoru mezi dvěma sousedními body na křivce úhel-úhel k vertikální ose tvoří úhel koordinace. Úhel koordinace může nabývat hodnot od 0° do 360°. Pohybují-li se dva segmenty ve stejném směru je hodnota úhlu koordinace 45°, nebo 225°, pohybují-li se v opačném směru, jsou hodnoty úhlu 135°, nebo 315°. Výhodou metody relativního pohybu je to, že není potřeba provádět normalizaci dat. Nevýhodou je pak to, že zahrnuje pouze prostorové informace o pohybu segmentů, a ne i informace časové (Hamill et al., 2000).

Metoda CRP je definována jako rozdíl mezi normalizovanými fázovými úhly pohybu dvou segmentů během stejné fáze, nebo během celého cyklu chůze. Odečítá se vždy distální segment od segmentu proximálního (Hamill et al., 1999). Fázový úhel je funkcí úhlu segmentu a jeho úhlové rychlosti. Tato metoda tedy zahrnuje údaje prostorové i časové. Po vypočtení fázového úhlu se provede normalizace časové řady na pevný počet dat, stejný pro každý oscilátor. CRP může nabývat hodnot od 0° do 360°, ale vzhledem k tomu že 0° a 360°

znamená to stejné, prezentuje se CRP v rozsahu od 0° do 180°. Pokud je hodnota CRP 0° oscilátory jsou absolutně ve fázi, hodnota 180° ukazuje na absolutní proti-fázi oscilátorů (Hamill, Haddad, & McDermott, 2000).

Mimo posouzení vzájemné koordinace dvou segmentů, nebo kloubů, lze metodou CRP určit variabilitu provedení pohybu. CRP variabilita je vypočítána jako směrodatná odchylka v jednotlivých po sobě jdoucích bodech v průběhu cyklu chůze (Hamill et al., 2000). Haddad et al. (2010) zjistili, že metoda CRP je citlivější při posouzení asymetrie pohybu dolních končetin během chůze, než jiné používané metody. Míra koordinace může poskytnout informace o jednotném zapojení systémů podílejících se na řízení pohybu (Field-Fote & Tepavac, 2002).

6 CÍLE PRÁCE A VĚDECKÉ OTÁZKY

Cíle práce:

Cílem práce je porovnat základní kinematické a kinetické parametry chůze osob s jednostrannou transfemorální amputací při použití dvou odlišných typů protetického kolenního kloubu. Jeden typ protetického kolenního kloubu využívá moderní bionické technologie, druhý kloub je standardně používaný, mechanicky pasivní typ, založený na hydraulické bázi.

Dílčí cíle:

Posoudit vliv různých typů protetického kolenního kloubu na vybrané časově prostorové a silové parametry chůze po rovině.

Posoudit vzájemné vztahy kinematických a kinetických parametrů kolenního a kyčelního kloubu během cyklu chůze při použití různých typů protetického kolenního kloubu.

Posoudit vzájemné vztahy kinematických a kinetických parametrů kolenního a kyčelního kloubu během cyklu chůze vzhledem k nepatologické chůzi.

Posoudit symetrii mezi amputovanou a neamputovanou dolní končetinou během chůze při použití různých typů protetického kolenního kloubu z hlediska kinematických a kinetických veličin.

Řešené otázky:

Existují rozdíly v kinematických parametrech chůze u osob s amputací při použití transfemorální protézy s různým typem protetického kolenního kloubu?

Existují rozdíly v kinetických parametrech chůze u osob s amputací při použití transfemorální protézy s různým typem protetického kolenního kloubu?

Vykazuje provedení chůze při použití protézy s bionickým kolenním kloubem lepší kooperaci kyčelního a kolenního kloubu než při použití protézy s mechanicky pasivním kolenním kloubem?

Vykazuje provedení chůze při použití protézy s bionickým kolenním kloubem větší variabilitu než se standardně používaným typem kolenního kloubu?

7 METODA

7.1 Výzkumný soubor

Experimentální soubor tvořilo 11 osob (5 žen, 6 mužů) s jednostrannou transfemorální amputací (věk $39,2 \pm 10,1$ let; výška $171,3 \pm 9,5$ cm; hmotnost $68,5 \pm 14,0$ kg). Osm probandů mělo amputaci na pravé dolní končetině, tři na levé, u sedmi probandů byla příčina amputace onkologická, u zbývajících tří pak traumatická. Pět probandů bylo vybaveno bionickým kolenním kloubem Rheo (Össur, Reykjavik, Island), ostatní používali mechanicky pasivní kolenní kloub založený na hydraulickém principu. Pacienti, kteří používali mechanický pasivní kloub, byli vytipováni jako potenciální uživatelé bionického kolenního kloubu. Protézy byly sestaveny v ING Corporation s.r.o Frýdek-Místek a v Proteor CZ s.r.o. Ostrava. Všichni probandi používali protézu každodenně k běžným životním aktivitám, chůzi s protézou zvládali výborně.

Kontrolní skupinu tvořilo 15 osob bez pohybových obtíží, jejichž přirozená rychlost chůze odpovídala rychlosti chůze osob s amputací, tato skupina byla vybrána na základě předchozího testování chůze u 50 osob.

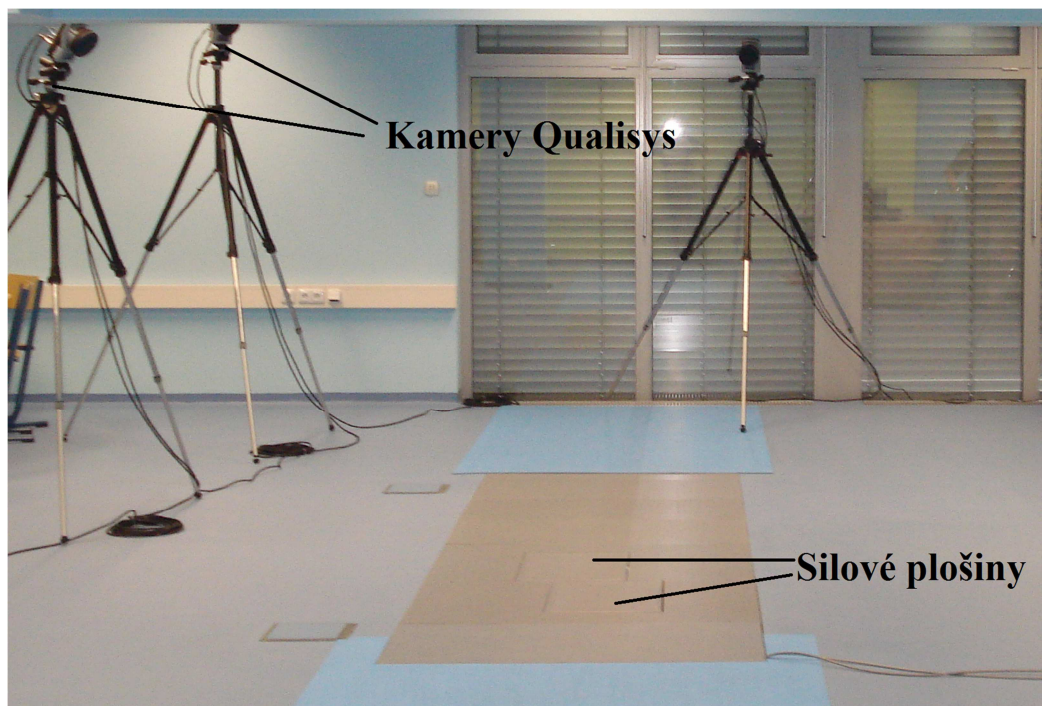
Všechny testované osoby byly informovány o průběhu testování a podepsaly souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci. Celý výzkum byl schválen etickou komisí Centra diagnostiky lidského pohybu.

7.2 Měřicí zařízení

Pro měření silových parametrů bylo využito dvou dynamometrických plošin Kistler 9286AA a 9286BA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) s integrovaným zesilovačem, které byly připojeny do A/D převodníku 5691A a zapojeny do kompatibilního počítače. Pro kinematickou analýzu bylo využito soustavy sedmi kamer Qualisys Oqus 100 (Qualisys AB, Göteborg, Sweden) připojených k AD převodníku a synchronizovaných se silovými plošinami. Snímací frekvence kamer byla 247 Hz. Pro kontrolu rychlosti chůze byly využity bezdrátové fotobuňky umístěné ve vzdálenosti 3 m od sebe, nastavené tak, aby snímaly rychlost testované osoby při průchodu přes silové plošiny.

7.3 Protokol

Vzhledem k malému počtu osob (v České republice pouze 6), které používají finančně náročný bionický kolenní kloub, probíhal výzkum po relativně dlouhou dobu (2008 – 2012). To umožnilo získat 11 pacientů s transfemorální amputací, kteří vykazovali podobné znaky při provedení pohybu. Každá testovaná osoba (TO) navštívila dvakrát Centrum diagnostiky lidského pohybu ve dvou různých dnech. Pro možnost analýzy chůze byly na dolní části těla na kůži označeny reflexními značkami o průměru 19 mm tyto body: vnější a vnitřní kotník, vnější a vnitřní kolenní epikondyl, velký trochanter femuru, spina a crista iliaca. Pro označení segmentů dolní končetiny byly na stehna a lýtka umístěny clustery (tuhé destičky se čtyřmi značkami), které sloužily pro záznam pohybu segmentů. Každá TO nejprve absolvovala cvičné pokusy chůze, aby bylo dosaženo optimálního kontaktu jednotlivých končetin se silovou plošinou. Po zácvičku bylo provedeno 15 platných pokusů chůze na 16 m dlouhém chodníku, přes dvě dynamometrické plošiny zabudované v zemi tak, že jejich povrch byl ve stejné úrovni s okolním terénem (Obrázek 7). Video záznam byl pořízen pomocí infra kamer Qualisys. Za platný pokus byl uznán ten, kdy došlo ke správnému došlapu na jednotlivé plošiny a rychlost TO se pohybovala v rozmezí 1,09 – 1,21 m/s. Tuto rychlost jsme stanovili jako typickou rychlost, kterou se pohybují osoby s transfemorální protézou (Johansson et al., 2005). Kontrolní skupina absolvovala rovněž dvě návštěvy laboratoře a podrobila se stejnému testování jako skupina experimentální.

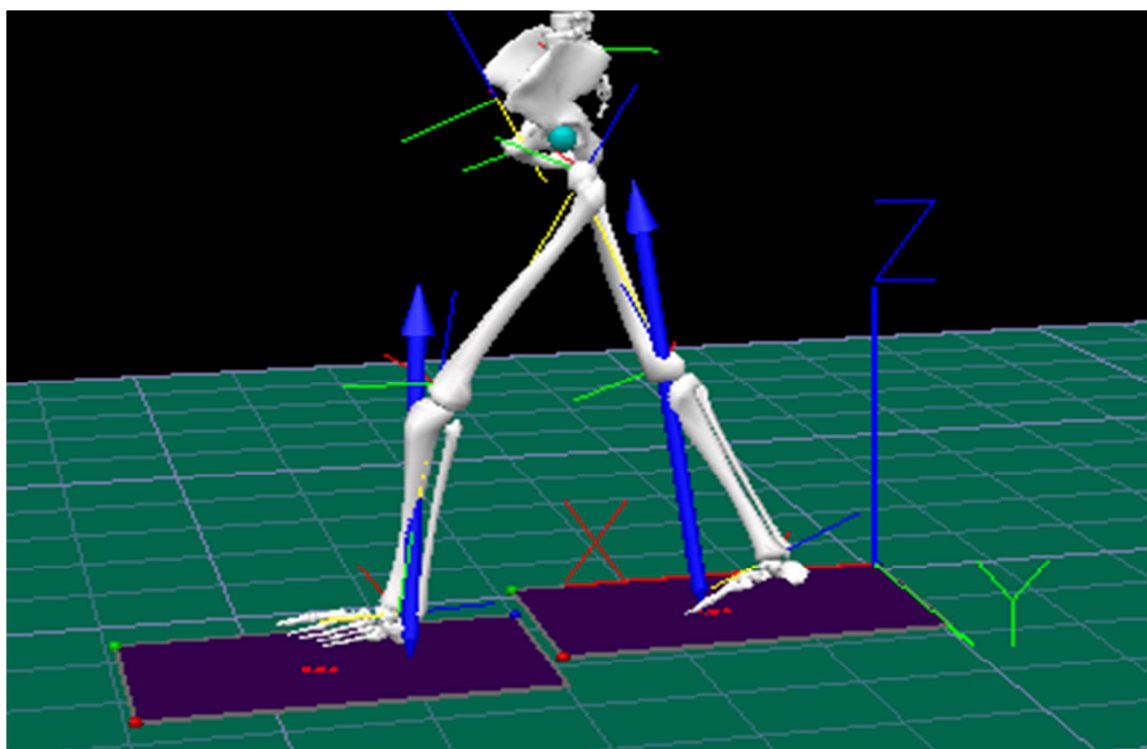


Obrázek 7 Umístění silových plošin v laboratoři

7.4 Analýza dat

Pro zpracování hrubých dat byl použit software Qulysis Track Manager, ve kterém byly identifikovány jednotlivé reflexní značky. Pro tvorbu modelu a zpracování dat byl použit software Visual3D v4 (C-motion, Rockville, MD, USA). Jednotlivé segmenty dolní končetiny byly modelovány jako komolé kužely (Obrázek 8). Analogová data byla filtrována low-pass filtrem Butterworth o frekvenci 30 Hz a polohy reflexních značek low-pass filtrem o frekvenci 6 Hz. Lokální souřadné systémy jednotlivých segmentů lidského těla byly vytvořeny pomocí kalibračního měření ve vzpřímeném stoji.

Kinematická i kinetická data byla posuzována mezi oběma typy kolenních kloubů a také vzhledem ke kontrolní skupině osob s nepatologickou chůzí. Posouzena byla dále symetrie pohybu postižené a nepostižené končetiny při chůzi z hlediska kinematiky a kinetiky.



Obrázek 8 Virtuální 3D model dolních končetin a pánve vytvořený programem Visual 3D, modré šipky představují vektor reakční síly

Časoprostorová data

Délka kroku (m) – vzdálenost mezi proximální koncovou polohou paty při dotyku paty ipsilaterální nohy po proximální koncovou polohu nohy při dalším kontralaterálním dotyku paty. Výpočet je proveden ve směru chůze.

Doba trvání kroku (s) – čas mezi dotykem kontralaterální paty po dotyk ipsilaterální paty.

Doba trvání stojné fáze (s) – čas mezi dotykem paty po opuštění podložky na jedné noze.

Doba trvání švihové fáze (s) – čas mezi opuštěním podložky po dotyk paty na jedné noze.

Kadence (krok/minuta) – počet kroků za jednu minutu.

Úhlová data

Počáteční úhel jednotlivých kloubů v lokálním souřadném systému byl stanoven na základě statického kalibračního měření. Počáteční úhly (0°) pro jednotlivé klouby byly určeny ze základní vzpřímené polohy při stoji.

Kyčelní kloub – posouzení průběhu křivky flexe a extenze v průběhu cyklu chůze.

H_1 – flexe při dotyku paty

H_2 – maximum extenze ve stojné fázi

H_3 – maximum flexe ve švihové fázi

H_4 – maximum addukce ve stojné fázi

H_5 – maximum abdukce ve švihové fázi

H_6 – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi

H_7 – maximum vnější rotace ve švihové fázi

Kolenní kloub – posouzení průběhu křivky flexe a extenze v kolenním kloubu.

K_1 – flexe při dotyku paty

K_2 – maximum flexe během stádia zatěžování

K_3 – maximum extenze ve stojné fázi

K_4 – maximum flexe ve švihové fázi

K_5 – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi

K_6 – maximum vnější rotace ve švihové fázi

Pohyb pánve

P_1 – minimum náklonu pánve v sagitální rovině

P_2 – minimum úklonu pánve ve frontální rovině

P_3 – maximum úklonu pánve ve frontální rovině

P_4 – maximum rotace v transverzální rovině

Silová data

Vektor reakční složky síly ve směru vertikálním – Z, mediolaterálním – ML a anteroposteriorním – AP. Pro možnost srovnání testovaných osob s různou hmotností byla silová data normalizována vydělením tíhovou silou daného probanda. Silové parametry jsou pak vyjádřeny relativně v % tíhové síly (% BW).

RF₁ – první maximum vertikální síly během stádia zatěžování

RF₂ – minimum vertikální síly během mezistoje

RF₃ – druhé maximum vertikální síly během koncového stoje

RF_{ML1} – maximum mediální síly v ML směru

RF_{ML2} – maximum laterální síly v ML směru

RF_{AP1} – maximum brzdící síly v AP směru

RF_{AP2} – maximum zrychlující síly v AP směru

Kinetická data

Momenty sil v kyčelním a kolenním kloubu.

Kyčelní kloub – posouzení průběhu křivky momentu sil v sagitální rovině.

M_{H1} – maximum momentu flexe

M_{H2} – maximum momentu extenze

M_{H3} – první maximum momentu addukce

M_{H4} – druhé maximum momentu addukce

M_{H5} – maximum momentu vnější rotace

M_{H6} – maximum momentu vnitřní rotace

Kolenní kloub – posouzení průběhu křivky momentu sil v sagitální rovině.

M_{K1} – první maximum momentu extenze

M_{K2} – maximum momentu flexe

M_{K3} – druhé maximum momentu extenze

Výkony v kyčelním a kolenním kloubu.

Kyčelní kloub – posouzení průběhu křivky výkonu v sagitální rovině.

P_{H1} – první maximum generace výkonu

P_{H2} – maximum absorpce výkonu

P_{H3} – druhé maximum generace výkonu

Kolenní kloub – posouzení průběhu křivky výkonu v sagitální rovině.

P_{K1} – první maximum absorpce výkonu

P_{K2} – maximum generace výkonu

P_{K3} – druhé maximum absorpce výkonu

Symetrie

Index symetrie

$$SI = ((X_{\text{postižená}} - X_{\text{nepostižená}}) / (X_{\text{postižená}} + X_{\text{nepostižená}})) \times 100 \%$$

Rozsah indexu symetrie se pohybuje v rozsahu od -100 % po + 100 %, hodnota SI = 0 znamená absolutní symetrii (Dingwell, Davis & Frazier, 1996).

Vzájemná koordinace a variabilita chůze

Posouzení souhry kyčelního a kolenního kloubu během cyklu chůze pomocí metody relativního pohybu – graf úhel – úhel a metodou spojitě relativní fáze (CRP) vypočteno dle Hamill, Haddad a McDermott (2000).

7.5 Statistická analýza

Pro každou vyšetřovanou proměnnou byl vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Ty byly získány z průměrných hodnot jednotlivých testovaných osob z vyšetřovaných skupin.

Pro vyjádření věcné významnosti je použit index velikosti vlivu (ES). Hodnota ES je vyjádřena jako < 0,2 zanedbatelný efekt; 0,2 – 0,6 malý efekt; 0,6 – 1,2 střední efekt; 1,2 – 2,0 velký efekt; 2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt a 4,0 a více téměř excelentní efekt (Hopkins, 2002). Normalitu rozdělení dat jsme ověřili Shapiro-Wilk testem. Reliabilita měření byla vyjádřena vnitrotřídním korelačním koeficientem ICC. Dále byla vypočítána průměrná relativní chyba měření dle Hopkinse (2000). Statistické zpracování bylo provedeno pomocí programu IBM SPSS Statistics 20 (IBM Corp., USA) a Matlab R2008a (MathWorks Inc., USA).

8 VÝSLEDKY

8.1 Časoprostorové parametry chůze

Z časoprostorových parametrů (Tabulka 4) vyplývá, že doba trvání kroku končetiny s protézou je oproti končetině neamputované u osob s mechanickým kolenním kloubem delší o 0,055 s ($ES = 1,57$). Významný rozdíl ($ES = 1,75$) je pak zejména ve fázi švihové, kdy doba trvání švihové fáze končetiny s protézou je o 0,063 s delší než na končetině neamputované. U osob s bionickým kolenním kloubem tyto rozdíly významné nejsou ($ES = 0,35$; resp. $ES = 0,39$).

Tabulka 4 Porovnání časových parametrů chůze mezi levou (L) a pravou (P) končetinou při použití bionického kolenního kloubu (Rheo, ES 1) a mechanicky pasivního kloubu (Pasiv, ES 2)

Proměnná	Rheo L	Rheo P	Pasiv L	Pasiv P	ES 1	ES 2
Doba kroku (s)	$0,600 \pm 0,026$	$0,591 \pm 0,047$	$0,577 \pm 0,035$	$0,632 \pm 0,031$	0,35	1,57
Doba stojné fáze (s)	$0,742 \pm 0,05$	$0,713 \pm 0,036$	$0,772 \pm 0,028$	$0,707 \pm 0,043$	0,58	0,53
Doba švihové fáze (s)	$0,457 \pm 0,023$	$0,466 \pm 0,027$	$0,433 \pm 0,036$	$0,496 \pm 0,035$	0,39	1,75

Index symetrie pro délku a dobu trvání kroku a pro dobu trvání stojné a švihové fáze, mezi končetinou s protézou a končetinou neamputovanou, ukazuje na větší symetrii chůze u osob s bionickým kolenním kloubem, hodnoty SI se více blíží nule (Tabulka 5).

Tabulka 5 Indexi symetrie časoprostorových parametrů pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
Délka kroku	$-4,83 \pm 0,85$	$-6,68 \pm 0,92$	$2,58 \pm 0,56$
Doba stojné fáze	$1,99 \pm 0,71$	$4,39 \pm 0,52$	$1,15 \pm 0,52$
Doba švihové fáze	$-0,9 \pm 0,15$	$-6,78 \pm 0,92$	$1,02 \pm 0,28$
Doba kroku	$0,75 \pm 0,26$	$-4,5 \pm 0,91$	$0,14 \pm 0,11$

V porovnání s kontrolní skupinou je u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem významně delší doba trvání švihové fáze ($ES = 2,1$). Také stojná fáze je u těchto pacientů v porovnání s kontrolní skupinou o 0,047 s delší a vykazuje věcně významný rozdíl s velkým efektem ($ES = 1,07$). U skupiny s bionickým kolenním kloubem jsme při porovnání časových parametrů s kontrolní skupinou žádný věcně významný rozdíl s velkým efektem nezaznamenali.

Délka kroku amputované končetiny je u obou skupin pacientů s amputovanou končetinou větší než u skupiny kontrolní, rozdíl s vysokým efektem je u skupiny s kloubem bionickým ($ES = 1,65$) a s velmi vysokým efektem u skupiny s kloubem mechanickým ($ES = 2,82$).

Rozdíl s velkým efektem ($ES = 1,35$) je rovněž v kadenci chůze mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Tabulka 6).

Tabulka 6 Porovnání časoprostorových parametrů chůze pacientů s bionickým kolením kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
Doba kroku (s)	nepostižená	$0,600 \pm 0,026$	$0,577 \pm 0,035$	$0,579 \pm 0,024$	0,88	0,08
	amputovaná	$0,591 \pm 0,047$	$0,632 \pm 0,031$	$0,594 \pm 0,036$	0,08	1,06
Doba stojné fáze (s)	nepostižená	$0,742 \pm 0,05$	$0,772 \pm 0,028$	$0,725 \pm 0,044$	0,38	1,07
	amputovaná	$0,713 \pm 0,036$	$0,707 \pm 0,043$	$0,705 \pm 0,031$	0,26	0,06
Doba švihové fáze (s)	nepostižená	$0,457 \pm 0,023$	$0,433 \pm 0,036$	$0,450 \pm 0,025$	0,28	0,68
	amputovaná	$0,466 \pm 0,027$	$0,496 \pm 0,035$	$0,454 \pm 0,020$	0,6	2,1
Doba krokového cyklu (s)	nepostižená	$1,095 \pm 0,330$	$0,946 \pm 0,507$	$1,049 \pm 0,371$	0,12	0,27
	amputovaná	$1,105 \pm 0,299$	$1,088 \pm 0,378$	$1,044 \pm 0,357$	0,17	0,12
Délka kroku (m)	nepostižená	$0,650 \pm 0,055$	$0,650 \pm 0,030$	$0,681 \pm 0,031$	1	1
	amputovaná	$0,716 \pm 0,122$	$0,743 \pm 0,006$	$0,678 \pm 0,023$	1,65	2,82
Kadence (kroky/minuty)		$106,615 \pm 7,015$	$98,363 \pm 3,763$	$103,794 \pm 4,003$	0,7	1,35
Doba dvojí opory (s)		$0,255 \pm 0,30$	$0,259 \pm 0,041$	$0,255 \pm 0,067$	0	0,06

Legenda k tabulce 6: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

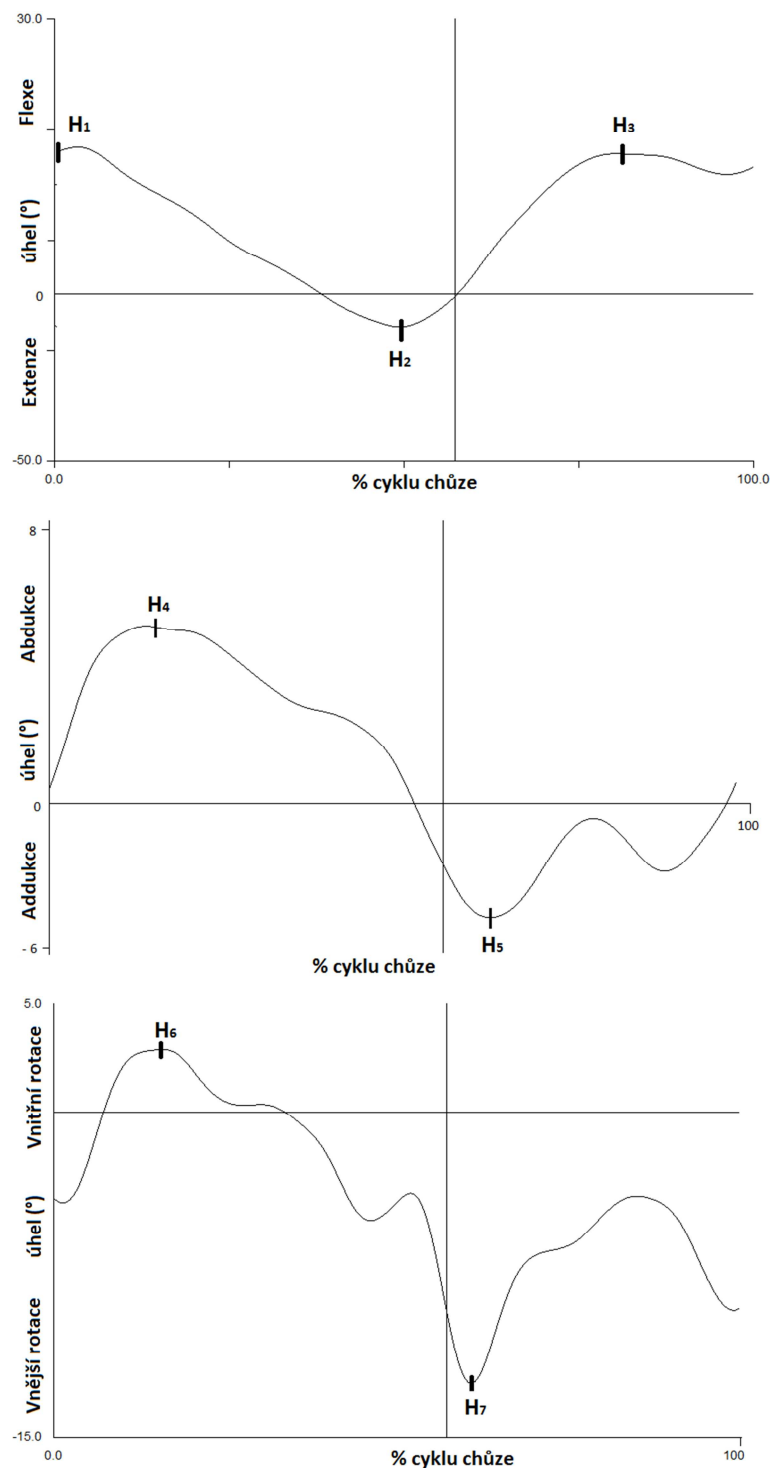
Rozdíl v časoprostorových parametrech mezi jednotlivými skupinami pacientů s amputací ve vztahu ke kontrolní skupině je v době trvání švihové fáze končetiny s protézou. U pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem je doba trvání švihové fáze na amputované končetině delší než u skupiny s kloubem bionickým i než u skupiny kontrolní. Doba trvání švihové fáze a délka kroku u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem vykazuje i nejmenší míru symetrie.

U všech sledovaných veličin byla hodnota ICC větší než 0,85 a relativní chyba měření menší než 5 %.

8.2 Úhlové parametry chůze

Kyčelní kloub

Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu v jednotlivých rovinách pohybu jsou vyznačeny na obrázku 9.



Obrázek 9 Průběh úhlu v kyčelním kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Průběhy úhlu v kyčelním kloubu v jednotlivých rovinách vykazují velké věcně významné rozdíly mezi bionickým a mechanickým kloubem ve flexi při dotyku paty (H1) při porovnání amputovaných končetin ($ES = 1,20$) a v maximu extenze ve stojné fázi (H2) ($ES = 3,27$) u amputovaných končetin. Úhel v kyčelním kloubu při počátečním kontaktu je na amputované končetině u pacientů s bionickým kolenním kloubem o $5,89^\circ$ menší než u pacientů s kloubem mechanicky pasivním. Maximu extenze ve stojné fázi je o $12,14^\circ$ menší na amputované končetině u pacientů používajících bionický kolenní kloub, než u pacientů s kloubem mechanicky pasivním. U zbývajících hodnot (H3 až H7) rozdíl s velkým efektem není (Tabulka 7).

Tabulka 7 Rozdíly úhlových parametrů kyčelního kloubu mezi amputovanými (ES A) a neamputovanými (ES N) končetinami u pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo) a mechanicky pasivním kolenním kloubem (Mauch)

	Rheo		Pasiv		ES A	ES N
	Amputovaná	Nepostížená	Amputovaná	Nepostížená		
H1	$-29,93 \pm 4,45$	$-26,49 \pm 4,62$	$-35,82 \pm 6,18$	$-22,18 \pm 6,36$	1,20	0,78
H2	$12,39 \pm 3,31$	$16,39 \pm 5,67$	$24,53 \pm 4,08$	$9,63 \pm 7,94$	3,27	0,98
H3	$-31,95 \pm 3,74$	$-31,67 \pm 5,72$	$-36,30 \pm 6,48$	$-30,25 \pm 5,53$	0,82	0,25
H4	$-7,59 \pm 5,15$	$-6,43 \pm 4,54$	$-10,72 \pm 4,75$	$-4,15 \pm 6,37$	0,63	0,41
H5	$6,86 \pm 3,35$	$5,74 \pm 2,70$	$3,78 \pm 3,62$	$2,84 \pm 5,37$	0,88	0,68
H6	$6,04 \pm 3,57$	$4,49 \pm 3,43$	$4,12 \pm 7,26$	$2,64 \pm 8,60$	0,34	0,28
H7	$-7,58 \pm 5,49$	$-3,02 \pm 1,77$	$-10,86 \pm 6,31$	$-3,11 \pm 3,51$	0,55	0,03

Symetrie pohybu dolních končetiny v kyčelním kloubu je lepší ve všech sledovaných parametrech u pacientů s bionickým kolenním kloubem. Největší asymetrie u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem je v maximu extenze ve stojné fázi, maximu addukce ve stojné fázi a v maximu vnější rotace ve fázi švihové (Tabulka 8).

Tabulka 8 Indexy symetrie vybraných hodnot úhlů v kyčelním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
H1	$6,05 \pm 4,6$	$22,38 \pm 6,26$	$2,85 \pm 1,05$
H2	$12,34 \pm 5,25$	$51,72 \pm 7,26$	$3,12 \pm 1,28$
H3	$0,44 \pm 2,25$	$6,99 \pm 4,05$	$1,03 \pm 0,55$
H4	$8,22 \pm 3,12$	$46,12 \pm 9,87$	$2,17 \pm 0,85$
H5	$8,31 \pm 2,91$	$9,82 \pm 5,22$	$1,98 \pm 0,86$
H6	$13,46 \pm 3,73$	$22,83 \pm 8,64$	$2,26 \pm 1,06$
H7	$24,81 \pm 5,18$	$37,36 \pm 9,58$	$3,18 \pm 1,15$

V porovnání s kontrolní skupinou dosahují pacienti s bionickým kolenním kloubem věcně významně většího maximálního úhlu v extenzi ve stojné fázi o 7,83° na nepostižené končetině (ES = 2,49) a o 3,83° na končetině amputované (ES = 1,21). Menší maximum vnější rotace v kyčelním kloubu nepostižené končetiny v průběhu švihové fáze o 4,87° s velkým efektem (ES = 1,84) je u skupiny s bionickým kolenním kloubem ve vztahu ke kontrolní skupině (Tabulka 9).

Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem mají v porovnání s kontrolní skupinou o 4,96° menší flexi v kyčelním kloubu při dotyku paty (ES = 1,21) na nepostižené končetině a o 8,68° větší flexi při dotyku paty (ES = 2,12) na amputované končetině. Rozdíl s excelentním efektem (ES = 5,09) je v hodnotě maxima extenze ve stojné fázi na amputované končetině, u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem je tato extenze o 15,97° větší než u skupiny kontrolní. Věcně významné rozdíly s velkým efektem mezi kontrolní skupinou a pacienty s mechanicky pasivním kolenním kloubem jsou i v maximu flexe o 7,56° na amputované končetině během švihové fáze (ES = 1,48) a v maximu vnější rotace o 4,78° ve švihové fázi na nepostižené končetině (ES = 1,81) (Tabulka 9).

Tabulka 9 Porovnání vybraných úhlových parametrů chůze pacientů s bionickým kolením kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
H1	Nepostižená	-26,49 ± 4,62	-22,18 ± 6,36	-27,14 ± 4,10	0,16	1,21
	Amputovaná	-29,93 ± 4,45	-35,82 ± 6,18		0,68	2,12
H2	Nepostižená	16,39 ± 5,67	9,63 ± 7,94	8,56 ± 3,14	2,49	0,34
	Amputovaná	12,39 ± 3,31	24,53 ± 4,08		1,21	5,09
H3	Nepostižená	-31,67 ± 5,72	-30,25 ± 5,53	-28,74 ± 5,10	0,57	0,30
	Amputovaná	-31,95 ± 3,74	-36,30 ± 6,48		0,63	1,48
H4	Nepostižená	-6,43 ± 4,54	-4,15 ± 6,37	-9,43 ± 4,66	0,64	1,13
	Amputovaná	-7,59 ± 5,15	-10,72 ± 4,75		0,39	0,28
H5	Nepostižená	5,74 ± 2,70	2,84 ± 5,37	6,62 ± 5,46	0,16	0,69
	Amputovaná	6,86 ± 3,35	3,78 ± 3,62		0,04	0,50
H6	Nepostižená	4,49 ± 3,43	2,64 ± 8,60	5,76 ± 3,28	0,39	0,95
	Amputovaná	6,04 ± 3,57	4,12 ± 7,26		0,09	0,5
H7	Nepostižená	-3,02 ± 1,77	-3,11 ± 3,51	-7,89 ± 2,64	1,84	1,81
	Amputovaná	-7,58 ± 5,49	-10,86 ± 6,31		0,12	1,13

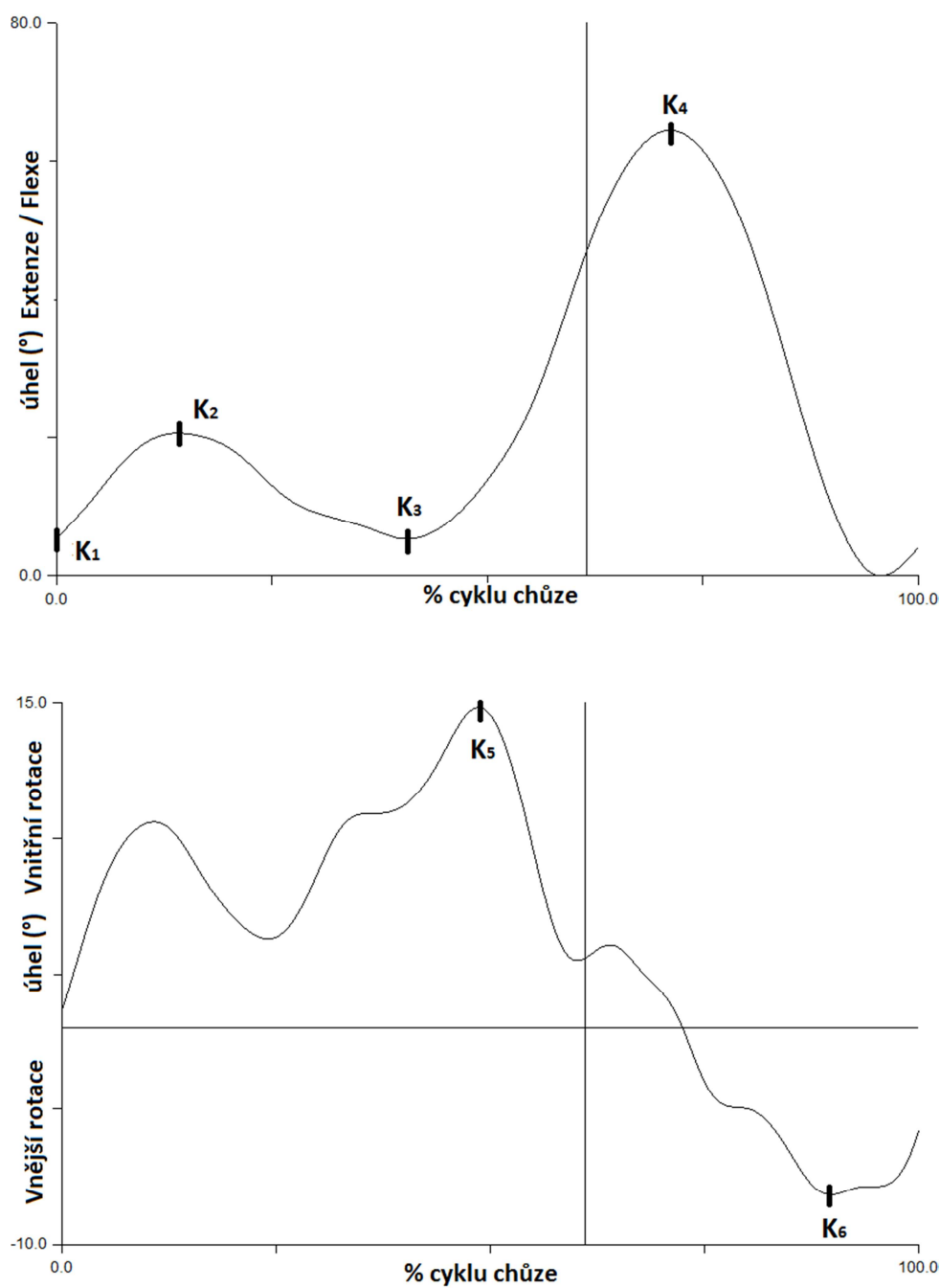
Legenda k tabulce 9: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem

Rozdíl pohybu v kyčelním kloubu mezi skupinou pacientů s bionickým kolenním kloubem a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem je v symetrii pohybu mezi amputovanou a nepostiženou dolní končetinou. Skupina s bionickým kolenním kloubem vykazuje větší symetrii pohybu kyčelních kloubů než skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem došlapují nepostiženou končetinou s méně flektovaným kyčelním kloubem a naopak s větší flexí v kyčelním kloubu na končetině amputované. Extenze kyčelního kloubu ve stojné fázi je u obou skupin větší než u osob bez postižení. Pacienti s amputací na nepostižené končetině mají malou vnější rotaci v kyčelním kloubu.

Hodnota ICC u všech sledovaných veličin byla větší než 0,8 a typická chyba měření byla do 6%.

Kolenní kloub

Na obrázku 10 jsou vyznačeny sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu v jednotlivých rovinách pohybu.



Obrázek 10 Průběh úhlu v kolenním kloubu v sagitální a transverzální rovině u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Průběh úhlu v kolenním kloubu v jednotlivých rovinách při porovnání skupiny s bionickým kolenním kloubem a mechanicky pasivním kolenním kloubem vykazuje rozdíl s velkým efektem pouze v maximu flexe ve švihové fázi (K4), a to na amputované (ES = 1,41) i nepostižené končetině (ES = 1,56). Tato flexe je na amputované končetině o 12,76° menší a na nepostižené končetině o 6° větší u pacientů s bionickým kolenním kloubem (Tabulka 10).

Tabulka 10 Rozdíly úhlových parametrů kolenního kloubu mezi amputovanými (ES A) a neamputovanými (ES N) končetinami u pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo) a mechanicky pasivním kolenním kloubem (Mauch)

Proměnná	Rheo		Pasiv		ES A	ES N
	Amputovaná	Nepostižená	Amputovaná	Nepostižená		
K1	0,15 ± 1,47	1,05 ± 2,71	3,74 ± 6,68	3,61 ± 3,46	0,74	0,82
K2	2,89 ± 1,77	20,06 ± 5,30	1,96 ± 1,31	20,03 ± 5,33	0,6	0,01
K3	3,93 ± 1,62	4,65 ± 3,16	1,67 ± 2,32	4,61 ± 5,23	1,13	0,01
K4	48,52 ± 8,17	66,14 ± 5,05	61,28 ± 9,80	60,14 ± 2,00	1,41	1,56
K5	5,97 ± 2,64	8,28 ± 3,02	7,45 ± 5,59	10,84 ± 5,98	0,34	0,54
K6	8,77 ± 3,51	9,23 ± 3,22	8,73 ± 6,55	11,65 ± 5,49	0,01	0,54

Flexe při dotyku paty a maximum flexe ve švihové fázi jsou více symetrické u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem, v ostatních parametrech dosahuje lepší symetrie skupina s bionickým kolenním kloubem. Největší asymetrie u obou skupin s amputací je při flexi během fáze zatěžování (Tabulka 11).

Tabulka 11 Indexy symetrie vybraných hodnot úhlů v kolenním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
K1	69,76 ± 16,52	2,19 ± 2,05	1,11 ± 0,86
K2	77,56 ± 11,43	79,22 ± 15,62	3,56 ± 2,12
K3	8,46 ± 4,12	48,48 ± 12,56	2,87 ± 1,52
K4	15,91 ± 9,44	0,53 ± 1,12	1,28 ± 0,56
K5	15,21 ± 4,22	20,18 ± 6,12	2,26 ± 1,06
K6	3,12 ± 3,52	16,72 ± 5,21	2,15 ± 0,95

V porovnání s kontrolní skupinou je u obou skupin s amputací menší maximum flexe během stádia zatěžování na amputované končetině. U skupiny s bionickým kolenním kloubem je tento rozdíl 14,71° (ES = 3,49) a u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem je to 15,64° (ES = 3,71).

Rozdíl s excelentním efektem ($ES = 4,52$) je v maximu flexe ve švihové fázi na amputované končetině u skupiny s bionickým kolenním kloubem a to o $16,44^\circ$ menší. Rozdíl s velkým efektem ($ES = 1,32$) je v tomto parametru i u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem, ale na končetině nepostižené, zde je velikost úhlu o $4,82^\circ$ menší než u skupiny kontrolní (Tabulka 12).

Tabulka 12 Porovnání vybraných úhlových parametrů v kolenním kloubu u chůze pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
K1	Amputovaná	$0,15 \pm 1,47$	$3,74 \pm 6,68$	$1,54 \pm 3,40$	0,41	0,65
	Nepostižená	$1,05 \pm 2,71$	$3,61 \pm 3,46$		0,14	0,61
K2	Amputovaná	$2,89 \pm 1,77$	$1,96 \pm 1,31$	$17,60 \pm 4,21$	3,49	3,71
	Nepostižená	$20,06 \pm 5,30$	$20,03 \pm 5,33$		0,58	0,58
K3	Amputovaná	$3,93 \pm 1,62$	$1,67 \pm 2,32$	$4,77 \pm 3,77$	0,22	0,82
	Nepostižená	$4,65 \pm 3,16$	$4,61 \pm 5,23$		0,03	0,04
K4	Amputovaná	$48,52 \pm 8,17$	$61,28 \pm 9,80$	$64,96 \pm 3,64$	4,52	1,01
	Nepostižená	$66,14 \pm 5,05$	$60,14 \pm 2,00$		0,32	1,32
K5	Amputovaná	$5,97 \pm 2,64$	$7,45 \pm 5,59$	$5,64 \pm 3,71$	0,09	0,49
	Nepostižená	$8,28 \pm 3,02$	$10,84 \pm 5,98$		0,71	1,40
K6	Amputovaná	$8,77 \pm 3,51$	$8,73 \pm 6,55$	$9,13 \pm 4,80$	0,08	0,08
	Nepostižená	$9,23 \pm 3,22$	$11,65 \pm 5,49$		0,02	0,53

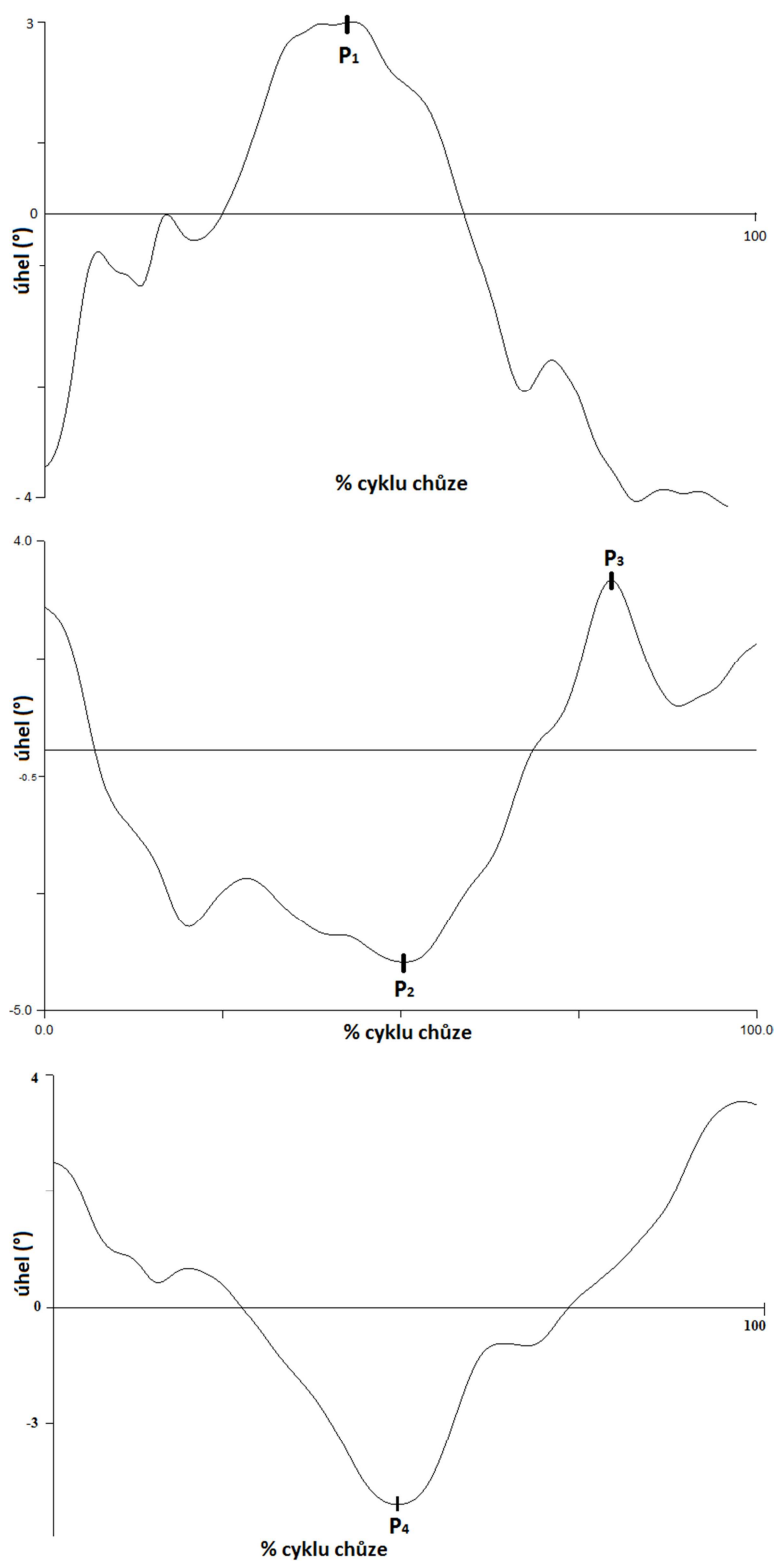
Legenda k tabulce 12: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

Ve stejné fázi během stádia zatěžování na postižené končetině u obou skupin pacientů s amputací dochází pouze k malé flexi kolenního kloubu. Tato malá flexe znamená i velkou asymetrii během této fáze u osob s amputací. Pacienti s bionickým kolenním kloubem dosahují na amputované končetině menšího maxima flexe ve švihové fázi. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem mají toto maximum menší na končetině nepostižené.

U všech sledovaných veličin byla hodnota ICC větší než 0,82 a typická chyba měření menší než 5 %.

Pánev

Na obrázku 11 jsou vyznačeny sledované hodnoty úhlu pro polohu pánve v jednotlivých rovinách pohybu.



Obrázek 11 Pohyb pánve v rovině sagitální (úklon), frontální (náklon) a transverzální (rotace) u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Kinematika pohybu pánve se u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem liší ve všech sledovaných parametrech od skupiny kontrolní. Největší rozdíl s excelentním efektem ($ES = 7,96$) je v úklonu pánve na stranu nepostižené končetiny, tento úhel je větší o $12,57^\circ$. V tomto parametru se s velmi vysokým efektem ($ES = 2,55$) od skupiny kontrolní liší i skupina s kloubem bionickým, s úklonem větším o $4,03^\circ$. V ostatních parametrech se skupina s bionickým kolenním kloubem od skupiny kontrolní významně neliší (Tabulka 13).

Tabulka 13 Porovnání vybraných parametrů pohybu pánve u skupiny s bionickým kolenním kloubem (Rheo), mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol).

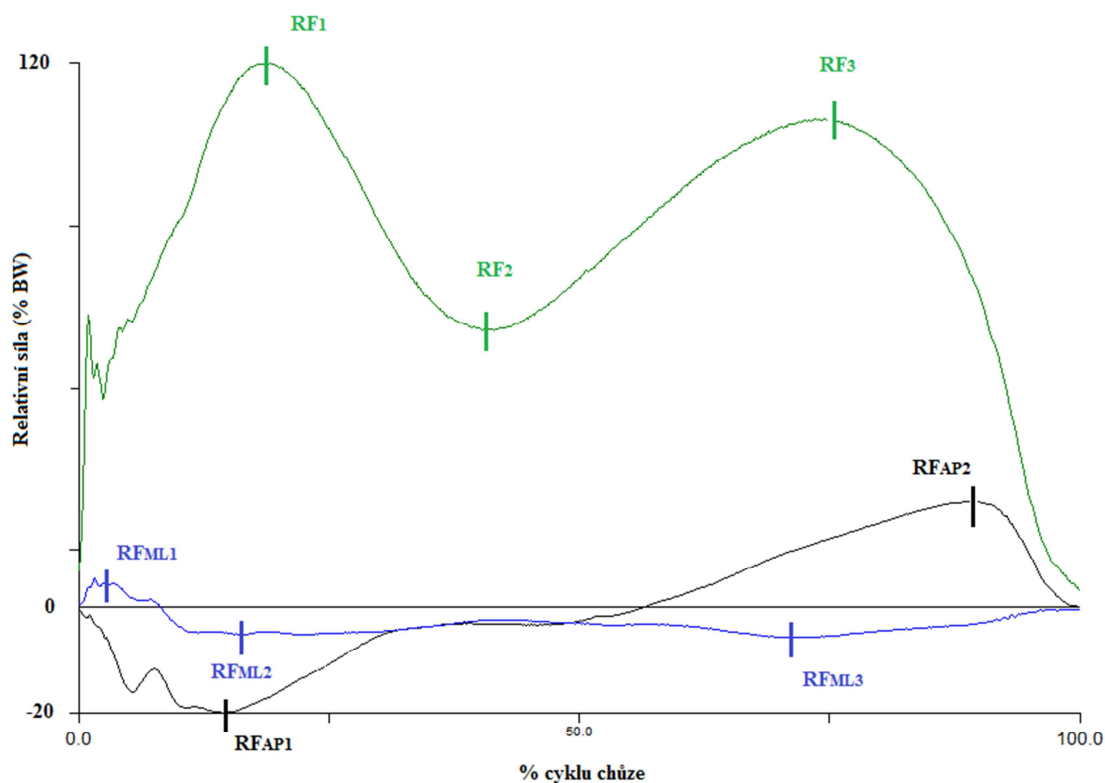
Proměnná	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES R-P	ES Rheo	ES Pasiv
P1	$-5,88 \pm 3,23$	$-10,75 \pm 2,67$	$-3,82 \pm 2,21$	1,64	0,93	3,14
P2	$-3,48 \pm 1,35$	$-5,73 \pm 5,03$	$-2,14 \pm 1,24$	0,61	1,08	2,9
P3	$6,70 \pm 1,47$	$15,24 \pm 8,97$	$2,67 \pm 1,58$	1,33	2,55	7,96
P4	$6,13 \pm 1,17$	$13,21 \pm 2,78$	$5,02 \pm 2,12$	3,32	0,52	3,86

Legenda k tabulce 13: ES R-P – rozdíl mezi skupinou s bionickým kolenním kloubem a mechanicky pasivním kolenním kloubem, ES Rheo – rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou s kloubem bionickým, ES Pasiv – rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

U všech sledovaných parametrů byla hodnota ICC větší než 0,8 a typická chyba měření menší než 5 %.

8.3 Silové parametry chůze

Na obrázku 12 jsou vyznačeny sledované hodnoty sil ve vertikálním, pravolevém a předozadním směru.



Obrázek 12 Grafické znázornění sil ve směru vertikálním (zelená křivka), předozadním (černá křivka) a pravolevém (modrá křivka) směru u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Síly ve všech třech směrech nevykazují věcně významné rozdíly mezi skupinami s amputací při vzájemném srovnání amputovaných a nepostižených končetin (Tabulka 14).

Tabulka 14 Rozdíly silových parametrů chůze mezi amputovanými (ES A) a nepostiženými (ES N) končetinami a mezi postiženou a nepostiženou končetinou u pacientů s bionickým koleením kloubem (ES Rheo) a mechanicky pasivním kolenním kloubem (ES Pasiv)

Proměnná	Rheo		Pasiv					
Síla (% BW)	Amputovaná	Nepostižená	Amputovaná	Nepostižená	ES A	ES N	ES Rheo	ES Pasiv
RF1	101,23 ± 7,58	108,99 ± 10,63	105,70 ± 6,06	115,60 ± 7,05	0,65	0,73	0,84	1,51
RF2	80,84 ± 11,11	79,14 ± 5,89	77,69 ± 4,54	73,94 ± 7,85	0,37	0,75	0,19	0,58
RF3	93,54 ± 7,84	112,56 ± 2,87	91,79 ± 7,40	111,80 ± 7,99	0,23	0,13	3,22	2,60
RF _{AP1}	13,64 ± 3,96	15,97 ± 4,00	13,85 ± 3,14	18,38 ± 3,89	0,06	0,61	0,59	1,28
RF _{AP2}	10,16 ± 2,46	23,35 ± 4,56	11,17 ± 5,45	24,81 ± 7,78	0,24	0,23	3,60	2,03
RF _{ML1}	1,87 ± 1,96	6,03 ± 3,16	0,54 ± 0,69	4,38 ± 1,57	0,91	0,66	1,58	3,17
RF _{ML2}	7,27 ± 1,16	6,66 ± 1,43	7,28 ± 2,06	7,76 ± 1,90	0,10	0,66	0,47	0,24
RF _{ML3}	6,82 ± 1,35	6,55 ± 1,79	8,39 ± 3,22	7,77 ± 1,35	0,64	0,77	0,17	0,26

Z indexů symetrie vyplývá, že největší asymetrie u obou skupin pacientů s amputací je v předozadním směru ve fázi aktivní propulze a ve směru pravolevém v maximu ve fázi zatěžování (Tabulka 15).

Tabulka 15 Indexy symetrie vybraných silových hodnot pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
RF1	3,69 ± 1,18	4,47 ± 1,29	0,22 ± 0,15
RF2	1,06 ± 0,95	2,47 ± 0,88	0,64 ± 0,51
RF3	9,22 ± 3,12	9,83 ± 3,66	0,86 ± 0,49
RF _{AP1}	7,87 ± 2,85	14,10 ± 2,98	0,63 ± 0,55
RF _{AP2}	39,36 ± 10,22	37,91 ± 8,48	1,02 ± 0,56
RF _{ML1}	52,66 ± 18,41	78,21 ± 17,94	1,17 ± 0,88
RF _{ML2}	3,37 ± 1,15	3,19 ± 2,12	0,68 ± 0,29
RF _{ML3}	2,02 ± 0,98	3,90 ± 1,11	0,91 ± 0,64

Pacienti s bionickým kolenním kloubem mají na nepostižené končetině o 19,02 % (ES = 3,22) tělesné tíhy (BW) větší reakční sílu ve vertikálním směru než na končetině amputované ve fázi aktivní propulze. Tato síla je s velmi vysokým efektem (ES = 3,6) větší i ve směru předozadním, a to o 13,19 % BW. Reakční síla ve směru pravolevém je na nepostižené končetině ve fázi zatěžování o 4,16 % BW větší, s velkým efektem (ES = 1,58) (Tabulka 14).

Pacienti s kloubem mechanicky pasivním mají o 9,9 % (ES = 1,51) tělesné tíhy větší vertikální sílu na nepostižené končetině než na končetině postižené ve fázi zatěžování. Ve fázi odrazu je vertikální síla na nepostižené končetině o 20 % (ES = 2,6) tělesné tíhy větší než na končetině amputované. Maxima síly v předozadním směru jsou na nepostižené končetině věcně významně větší o 4,35 % ve fázi zatěžování BW (ES = 1,28) a ve fázi koncového stoje o 13,1 % BW (ES = 2,03). Ve směru pravolevém je pak věcně významný rozdíl s velmi vysokým efektem (ES = 3,17) v maximu síly ve stádiu zatěžování, a to o 3,84 % BW (Tabulka 14).

Ve vztahu ke kontrolní skupině je u obou skupin pacientů s amputací věcně významně menší vertikální síla ve fázi koncového stoje na amputované končetině. U skupiny s bionickým kolenním kloubem je tato síla o 17,88 % BW (ES = 1,81) menší, u skupiny s mechanicky pasivním kloubem je tento rozdíl 19,63 % BW (ES = 1,99). Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem mají v porovnání s kontrolní skupinou věcně významně větší maximum vertikální reakční síly ve stadiu zatěžování o 8,05 % BW s velkým efektem (ES = 1,51).

Ve směru předozadním je na amputované končetině u obou skupin pacientů věcně významně menší reakční síla ve fázi koncového stoje. U skupiny s bionickým kolenním kloubem je tento rozdíl 8,71 % BW (ES = 6,31) a u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem 7,7 % BW (ES = 5,58). Na končetině nepostižené je pak tato síla u obou skupin věcně významně větší, s velmi vysokým efektem (ES = 3,24) u skupiny s bionickým kolenem a s excelentním efektem (ES = 4,3) u skupiny s kolenem mechanicky pasivním.

U obou skupin s amputací je na amputované končetině věcně významně menší reakční síla v pravolevém směru ve stádiu zatěžování, a to s velmi vysokým efektem (ES = 2,56) u skupiny s kolenem bionickým a s excelentním efektem (ES = 4,58) u skupiny s kolenem mechanicky pasivním (Tabulka 16).

Tabulka 16 Porovnání silových parametrů chůze pacientů s bionickým kolením kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Síla (% BW)	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol.	ES Rheo	ES Pasiv
RF1	Amputovaná	101,23 ± 7,58	105,70 ± 6,06	107,55 ± 5,31	1,10	0,35
	Nepostižená	109,00 ± 10,63	115,60 ± 7,05		0,27	1,51
RF2	Amputovaná	80,84 ± 11,11	77,69 ± 4,54	74,39 ± 7,64	0,84	0,43
	Nepostižená	79,15 ± 5,89	73,94 ± 7,85		0,62	0,06
RF3	Amputovaná	93,54 ± 7,84	91,79 ± 7,40	111,42 ± 9,86	1,81	1,99
	Nepostižená	112,56 ± 2,87	111,80 ± 7,99		0,12	0,04
RF _{AP1}	Amputovaná	13,64 ± 3,96	13,85 ± 3,14	16,02 ± 2,81	0,85	0,77
	Nepostižená	15,97 ± 4,00	18,38 ± 3,89		0,02	0,84
RF _{AP2}	Amputovaná	10,16 ± 2,46	11,17 ± 5,45	18,87 ± 1,38	6,31	5,58
	Nepostižená	23,35 ± 4,56	24,81 ± 7,78		3,24	4,30
RF _{ML1}	Amputovaná	1,87 ± 1,96	0,54 ± 0,69	3,56 ± 0,66	2,56	4,58
	Nepostižená	6,03 ± 3,16	4,38 ± 1,57		1,74	1,24
RF _{ML2}	Amputovaná	7,27 ± 1,16	7,28 ± 2,06	5,73 ± 1,06	1,45	1,46
	Nepostižená	6,66 ± 1,43	7,76 ± 1,90		0,88	1,91
RF _{ML3}	Amputovaná	6,82 ± 1,35	8,40 ± 3,22	6,03 ± 1,68	0,46	1,41
	Nepostižená	6,55 ± 1,79	7,77 ± 1,35		0,30	1,04

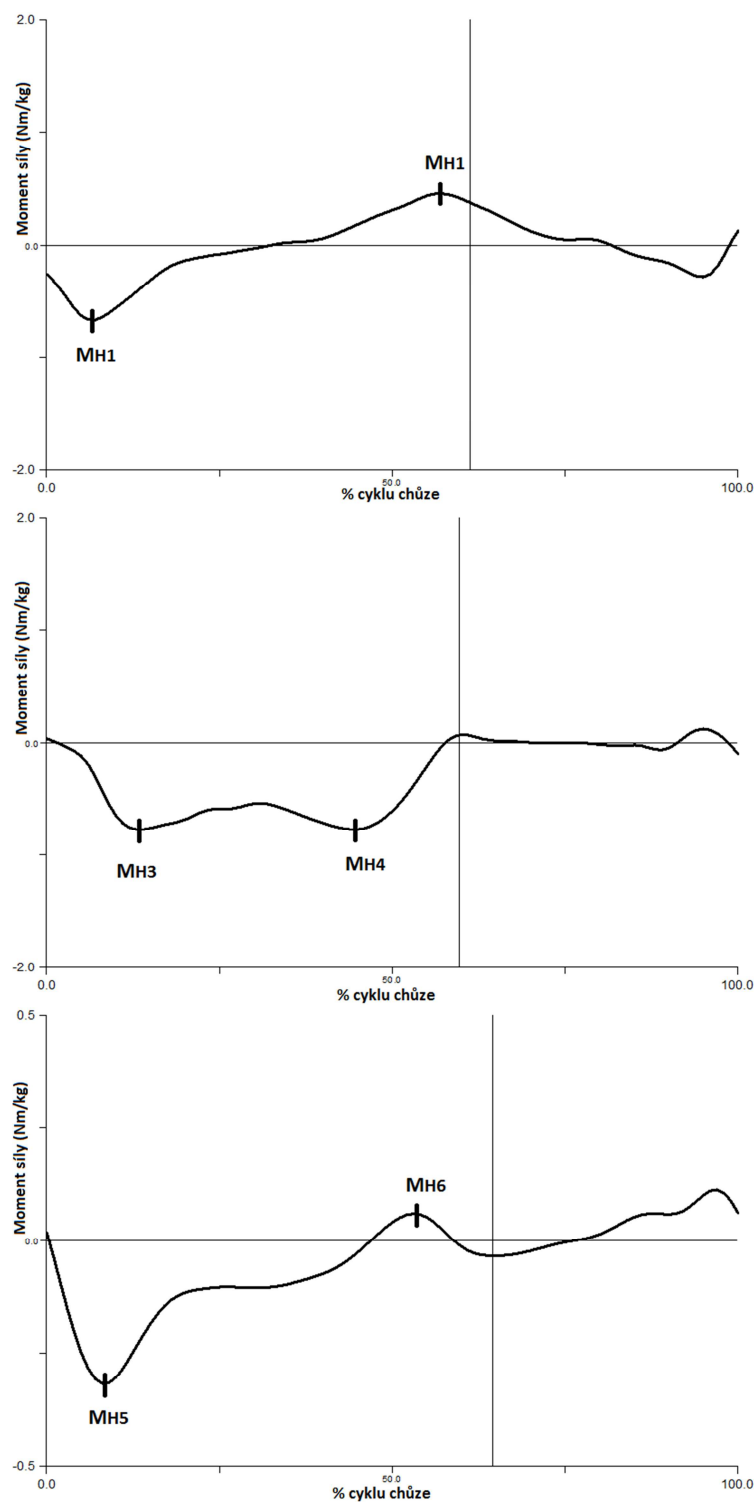
Legenda k tabulce 16: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

U všech sledovaných parametrů byla hodnota ICC větší než 0,85 a typická chyba měření menší než 3 %.

8.4 Kinetické parametry

Výstupní moment síly v kyčelním kloubu

Na obrázku 13 jsou vyznačeny sledované hodnoty momentu síly v kyčelním kloubu v jednotlivých rovinách pohybu.



Obrázek 13 Grafické znázornění výstupních momentů sil v kyčelním kloubu v rovině sagitální, frontální a transverzální u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Výstupní moment síly v kyčelním kloubu se u osob s amputací oproti skupině kontrolní věcně významně liší v maximálním momentu flexe na amputované končetině. Toto maximum je u skupiny s bionickým kolenním kloubem o 0,159 Nm/Kg větší (ES = 1,41) než u skupiny kontrolní. Skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem má toto maximum větší o 0,228 Nm/kg (ES = 2,18) než kontrolní skupina.

Rozdíl s velmi vysokým efektem (ES = 2,56) je v maximu výstupního momentu extenze na amputované končetině u skupiny s bionickým kolenním kloubem, a to o 0,233 Nm/kg oproti kontrolní skupině. Skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem se v tomto parametru liší od skupiny kontrolní o 0,155 Nm/kg s velkým efektem (ES = 1,92).

Rozdíl s velkým efektem je u obou skupin v porovnání se skupinou kontrolní i v druhém maximu momentu addukce na amputované končetině. Skupina s bionickým kolenním kloubem má tento moment o 0,176 Nm/kg menší (ES = 1,23), skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem pak o 0,215 Nm/kg (ES = 1,5) menší než skupina kontrolní.

Věcně významný rozdíl u obou skupin na amputované i nepostižené končetině je v maximu momentu vnější rotace. Toto maximum je větší o 0,082 Nm/kg s velmi vysokým efektem (ES = 2,22) na amputované končetině a s excelentním efektem o 0,197 Nm/kg na končetině nepostižené u skupiny s bionickým kolenním kloubem v porovnání s kontrolní skupinou. U skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem je toto maximum větší na amputované končetině s excelentním efektem (ES = 4,05) o 0,150 Nm/kg a na nepostižené končetině rovněž s excelentním efektem (ES = 9,73) o 0,360 Nm/kg.

Skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem má věcně významně menší s velmi vysokým efektem (ES = 2,02) i první maximum momentu addukce o 0,256 Nm/kg vůči skupině kontrolní (Tabulka 17).

Tabulka 17 Porovnání momentů sil v kyčelním kloubu při chůzi pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
MH1	Amputovaná	0,814 ± 0,136	0,883 ± 0,167	0,655 ± 0,105	1,41	2,18
	Nepostížená	0,732 ± 0,146	0,765 ± 0,128		0,73	1,04
MH2	Amputovaná	0,594 ± 0,135	0,516 ± 0,082	0,361 ± 0,091	2,56	1,92
	Nepostížená	0,328 ± 0,096	0,464 ± 0,057		0,36	1,13
MH3	Amputovaná	0,726 ± 0,086	0,501 ± 0,176	0,766 ± 0,131	0,31	2,02
	Nepostížená	0,755 ± 0,189	0,782 ± 0,185		0,08	0,12
MH4	Amputovaná	0,650 ± 0,072	0,611 ± 0,216	0,826 ± 0,143	1,23	1,50
	Nepostížená	0,741 ± 0,162	0,713 ± 0,249		0,59	0,79
MH5	Amputovaná	0,226 ± 0,037	0,294 ± 0,100	0,144 ± 0,037	2,22	4,05
	Nepostížená	0,341 ± 0,110	0,504 ± 0,141		5,32	9,73
MH6	Amputovaná	0,068 ± 0,019	0,101 ± 0,062	0,082 ± 0,024	0,58	0,79
	Nepostížená	0,103 ± 0,089	0,101 ± 0,021		0,88	0,79

Legenda k tabulce 17: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

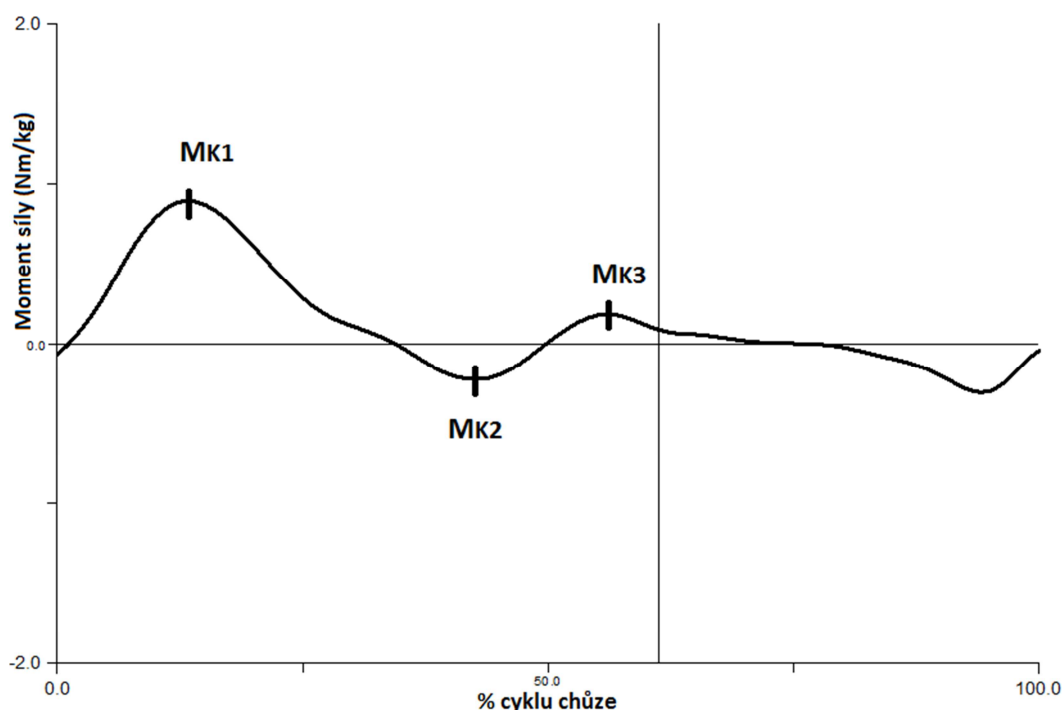
Symetrie momentu sil v kyčelním kloubu je u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem lepší v maximu momentu extenze a v maximu momentu vnitřní rotace. Ostatní sledované hodnoty momentu sil kyčelního kloubu jsou více symetrické u skupiny s bionickým kolenním kloubem (Tabulka 18).

Tabulka 18 Indexy symetrie vybraných hodnot momentu síly v kyčelním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
MH1	5,33 ± 2,18	7,14 ± 2,05	2,24 ± 0,87
MH2	28,77 ± 7,35	5,26 ± 4,15	1,98 ± 0,56
MH3	2,00 ± 1,56	21,89 ± 8,36	2,05 ± 0,69
MH4	6,56 ± 2,12	7,64 ± 4,12	1,97 ± 1,06
MH5	20,16 ± 8,77	26,30 ± 6,33	2,28 ± 1,11
MH6	28,46 ± 10,55	0,13 ± 0,18	1,17 ± 0,54

Výstupní moment síly v kolenním kloubu

Na obrázku 14 jsou vyznačeny sledované hodnoty výstupního momentu síly v kolenním kloubu v sagitální rovině pohybu.



Obrázek 14 Grafické znázornění výstupního momentu síly kolenního kloubu v rovině sagitální u vybraného jedince z kontrolní skupiny

Skupiny osob s amputací mají oproti skupině kontrolní věcně významně menší s velmi vysokým efektem první maximum momentu extenze na amputované končetině. Skupina s bionickým kolenním kloubem má toto maximum menší o 0,521 Nm/kg (ES = 3,45) a skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem o 0,572 Nm/kg (ES = 3,79). Na končetině nepostižené je toto maximum věcně významně větší o 0,423 Nm/kg s velmi vysokým efektem (ES = 2,8) u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem oproti skupině kontrolní.

Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem mají věcně významně menší druhé maximum výstupního momentu extenze na amputované i nepostižené končetině v porovnání s kontrolní skupinou. Na amputované končetině je tento rozdíl s velkým efektem (ES = 1,5) o 0,03 Nm/kg a na končetině nepostižené s excelentním efektem (ES = 5,1) o 0,69 Nm/kg (Tabulka 19).

Tabulka 19 Porovnání momentů sil v kolenním kloubu při chůzi pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
M _{K1}	Amputovaná	0,226 ± 0,060	0,175 ± 0,144	0,747 ± 0,151	3,45	3,79
	Nepostižená	0,910 ± 0,271	1,170 ± 0,315		1,08	2,8
M _{K2}	Amputovaná	0,277 ± 0,118	0,335 ± 0,104	0,271 ± 0,134	0,04	0,48
	Nepostižená	0,232 ± 0,110	0,413 ± 0,180		0,29	1,06
M _{K3}	Amputovaná	0,193 ± 0,036	0,160 ± 0,036	0,190 ± 0,020	0,15	1,50
	Nepostižená	0,181 ± 0,046	0,088 ± 0,054		0,45	5,10

Legenda k tabulce 19: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

Pacienti s bionickým kolenním kloubem mají větší symetrii momentu síly v sagitální rovině oproti pacientům s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Tabulka 20).

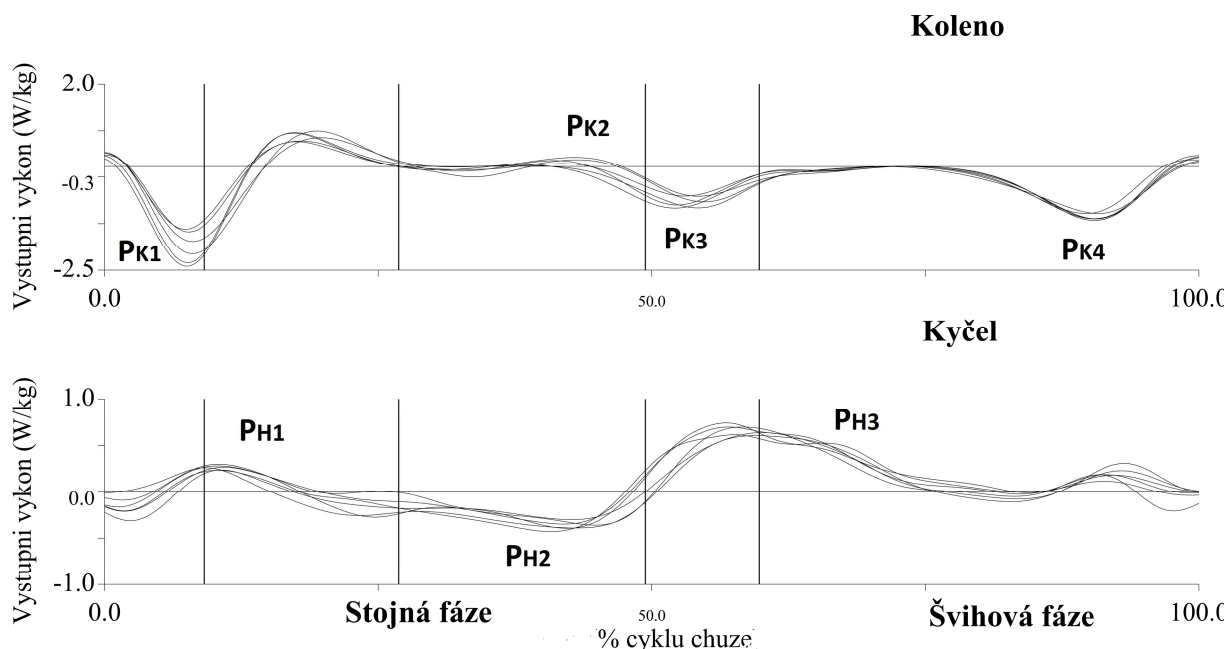
Tabulka 20 Indexy symetrie vybraných hodnot momentu síly v kolenním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
M _{K1}	60,16 ± 18,54	73,93 ± 16,59	3,18 ± 0,99
M _{K2}	8,92 ± 5,17	10,47 ± 8,22	2,52 ± 1,11
M _{K3}	3,32 ± 2,22	29,10 ± 7,54	2,02 ± 0,95

U všech sledovaných hodnot výstupního momentu síly v kyčelním i kolenním kloubu byla hodnota ICC větší než 0,75 a typická chyba měření menší než 6 %.

Výstupní výkon

Na obrázku 15 jsou vyznačeny sledované hodnoty výstupního výkonu v kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině pohybu.



Obrázek 15 Grafické znázornění výstupního výkonu kolenního a kyčelního kloubu v sagitální rovině ($n = 6$)

Výstupní výkon v kyčelním kloubu

U obou skupin s amputací je věcně významně větší s velmi vysokým efektem maximum absorpce výstupního výkonu kyčelním kloubem na amputované končetině. Pacienti s bionickým kolenním kloubem mají toto maximum větší o 0,32 W/kg (ES = 2,67), pro pacienty s mechanicky pasivním kolenním kloubem je větší o 0,47 W/kg (ES = 3,92). U pacientů s bionickým kolenním kloubem je maximum absorpce výkonu věcně významně větší s velmi vysokým efektem (ES = 3,67) i na končetině nepostižené, a to o 0,44 W/kg.

Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem vykazují věcně významně větší druhé maximum generace výstupního výkonu na amputované končetině o 0,35 W/kg s velkým efektem (ES = 1,94), oproti skupině kontrolní (Tabulka 21).

Tabulka 21 Porovnání výstupních výkonů v kyčelním kloubu při chůzi pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	Končetina	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv
PH1	Amputovaná	$0,83 \pm 0,49$	$0,78 \pm 0,71$	$0,84 \pm 0,34$	0,03	0,18
	Nepostižená	$1,18 \pm 1,04$	$1,61 \pm 0,39$		1,00	0,92
PH2	Amputovaná	$-0,54 \pm 0,49$	$-0,69 \pm 0,40$	$-0,22 \pm 0,12$	2,67	3,92
	Nepostižená	$-0,66 \pm 0,14$	$-0,11 \pm 0,15$		3,67	0,92
PH3	Amputovaná	$0,95 \pm 0,29$	$1,12 \pm 0,33$	$0,77 \pm 0,18$	1,00	1,94
	Nepostižená	$0,88 \pm 0,27$	$0,71 \pm 0,25$		0,61	0,33

Legenda k tabulce 21: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

Indexy symetrie pro výstupní výkon v kyčelním kloubu ukazují na lepší symetrii chůze při použití bionického kolenního kloubu (Tabulka 22).

Tabulka 22 Indexy symetrie vybraných hodnot výstupního výkonu v kyčelním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
PH1	$17,41 \pm 2,36$	$34,73 \pm 4,21$	$3,51 \pm 0,92$
PH2	$10,14 \pm 3,78$	$72,75 \pm 10,81$	$3,81 \pm 1,12$
PH3	$3,83 \pm 1,92$	$22,59 \pm 3,10$	$2,54 \pm 0,96$

Výstupní výkon v kolenním kloubu

Pacienti s amputací se věcně významně liší s velmi vysokým efektem ($ES = 2,4$) od kontrolní skupiny v hodnotě maxima generace výkonu ve stejné fázi na amputované končetině. U obou skupin s amputací je velmi malá generace výkonu během stejné fáze ($0,08$ W/kg u bionického kolenního kloubu a $0,07$ W/kg u kloubu mechanicky pasivního), u osob bez amputace je tento výstupní výkon $0,56$ W/kg.

Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem se věcně významně liší od skupiny kontrolní s velkým efektem ($ES = 1,79$) i ve druhém maximu absorpce výstupního výkonu ve stejné fázi na nepostižené končetině. Tato absorpce je u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem o $0,34$ W/kg menší než u skupiny kontrolní (Tabulka 23).

Tabulka 23 Porovnání výstupních výkonů v kolenním kloubu při chůzi pacientů s bionickým kolenním kloubem (Rheo), pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a kontrolní skupinou (Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
PH1	17,41 ± 2,36	34,73 ± 4,21	3,51 ± 0,92
PH2	10,14 ± 3,78	72,75 ± 10,81	3,81 ± 1,12
PH3	3,83 ± 1,92	22,59 ± 3,10	2,54 ± 0,96

Legenda k tabulce 23: ES Rheo – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s bionickým kolenním kloubem, ES Pasiv – effect size mezi kontrolní skupinou a skupinou s mechanicky pasivním kolenním kloubem.

Chybějící generace výkonu na končetinách s protézou znamená velkou asymetrii mezi amputovanou a nepostiženou končetinou v tomto parametru. Maximum absorpce výkonu ve švihové fázi vykazuje u obou skupin velkou symetrii (2,17 % s bionickým kloubem, 1,52 % s kloubem mechanicky pasivním). Hodnoty prvního (PK1) a druhého (PK3) maxima absorpce během stojné fáze jsou více symetrické pro skupinu s bionickým kolenním kloubem (Tabulka 24).

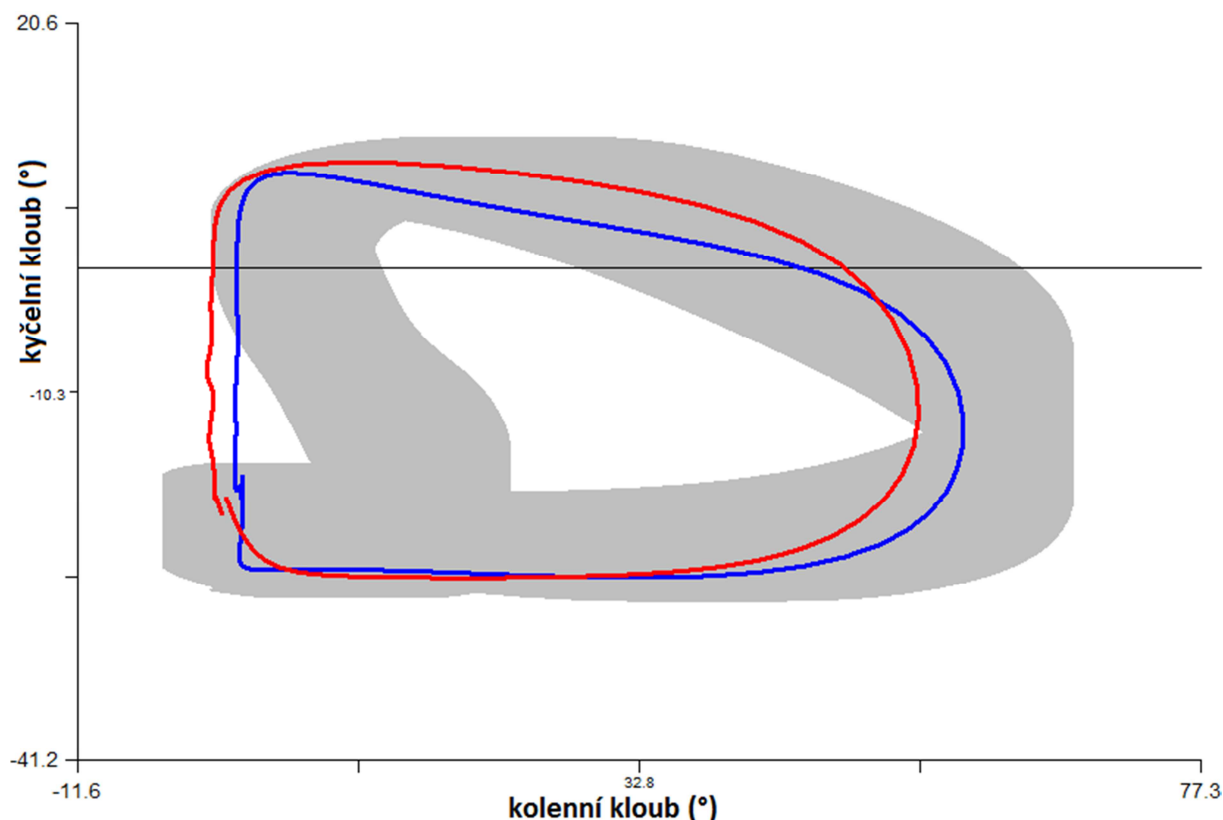
Tabulka 24 Indexy symetrie vybraných hodnot výstupního výkonu v kyčelním kloubu pro bionický kolenní kloub (SI Rheo), mechanicky pasivní kolenní kloub (SI Pasiv) a kontrolní skupinu (SI Kontrol)

Proměnná	SI Rheo (%)	SI Pasiv (%)	SI Kontrol (%)
PK1	55,10 ± 6,99	79,04 ± 7,77	3,12 ± 1,05
PK2	77,48 ± 11,85	76,67 ± 6,96	2,88 ± 2,11
PK3	12,63 ± 4,13	24,72 ± 3,49	3,02 ± 1,28
PK4	2,17 ± 2,21	1,52 ± 2,32	1,15 ± 0,88

U všech sledovaných parametrů výstupního výkonu byla hodnota ICC větší než 0,75 a typická chyba měření menší než 7 %.

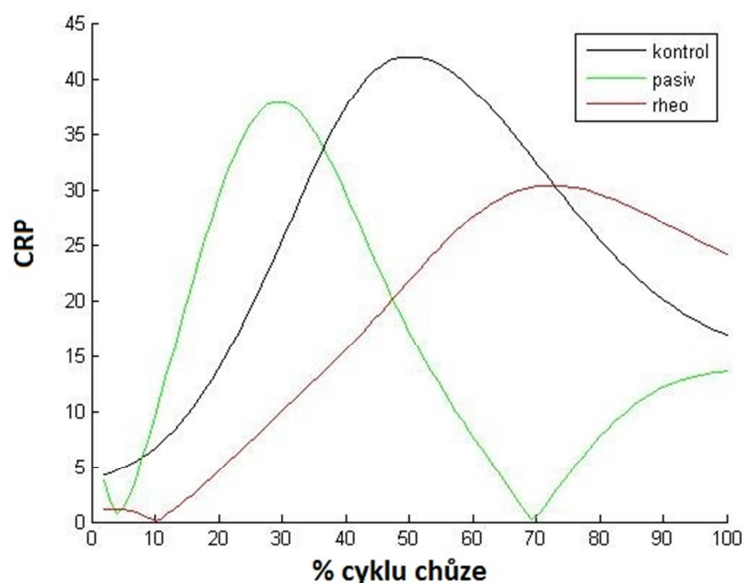
8.5 Vzájemná koordinace a variabilita během chůze

Vzájemná koordinace pohybu kyčelního a kolenního kloubu na amputovaných končetinách u obou skupin pacientů je znázorněna na obrázku 16. U obou skupin pacientů s amputací se křivka pohybuje z větší části v rozmezí kontrolní skupiny. Odchylka od kontrolní skupiny je způsobena chybějící flexí kolenního kloubu v průběhu stojné fáze.



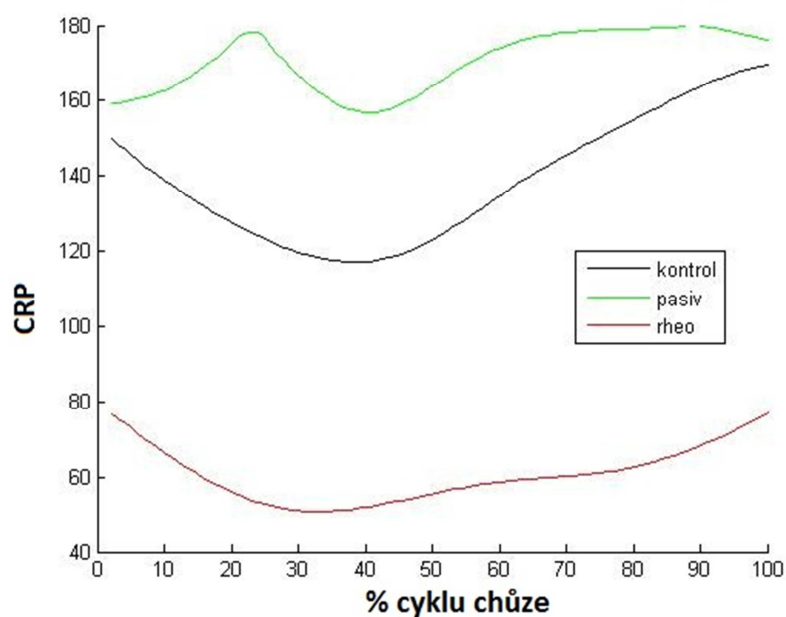
Obrázek 16 Vzájemná koordinace kyčelního a kolenního kloubu u pacientů s bionickým kolenním kloubem (červená křivka) a mechanicky pasivním kolenním kloubem (modrá křivka). Šedá plocha znázorňuje směrodatnou odchylku kontrolní skupiny

Na obrázku 17 je znázorněna vzájemná koordinace kyčelního a kolenního kloubu na amputované končetině vyjádřena pomocí CRP v sagitální rovině. Z průběhu křivek vyplývá, že se obě skupiny pacientů liší od skupiny kontrolní.



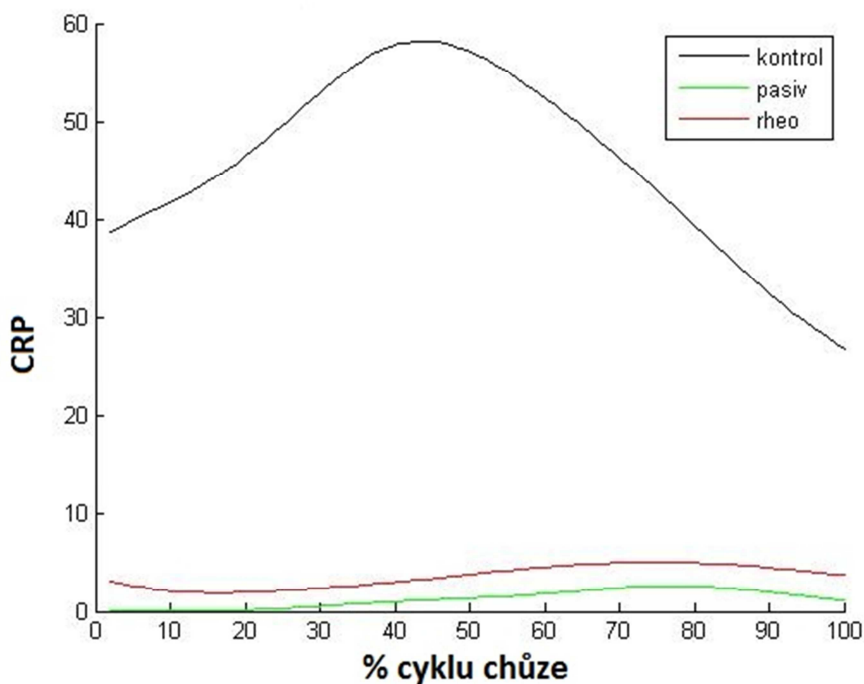
Obrázek 17 Křivka vzájemné koordinace CRP pro skupinu s bionickým kolenním kloubem (rheo), mechanicky pasivním kolenním kloubem (pasiv) a skupinu kontrolní (kontrol) pro pohyb bérce a stehna v sagitální rovině

Na obrázku 18 je znázorněna vzájemná koordinace kyčelního a kolenního kloubu na amputované končetině vyjádřena pomocí CRP pro flexi/extenzi bérce a abdukci/addukci stehna. Průběh křivky u skupiny s bionickým kolenním kloubem se více podobá křivce skupiny kontrolní, hodnoty jsou však nižší.



Obrázek 18 Křivka vzájemné koordinace CRP pro skupinu s bionickým kolenním kloubem (rheo), mechanicky pasivním kolenním kloubem (pasiv) a skupinu kontrolní (kontrol) pro pohyb bérce v sagitální rovině a pohyb stehna v rovině frontální

Na obrázku 19 je znázorněna vzájemná koordinace kyčelního a kolenního kloubu na amputované končetině vyjádřena pomocí CRP pro flexi/extenzi bérce a vnitřní a vnější rotaci stehna. U obou skupin s amputací je rozdílná koordinace oproti skupině kontrolní. Pacienti s bionickým kolenním kloubem vykazují vyšší hodnoty CRP, ale ani přesto se neblíží skupině kontrolní.



Obrázek 19 Křivka vzájemné koordinace CRP pro skupinu s bionickým kolenním kloubem (rheo), mechanicky pasivním kolenním kloubem (pasiv) a skupinu kontrolní (kontrol) pro pohyb bérce v sagitální rovině a pohyb stehna v rovině transversální

Variabilita provedení chůze je u skupiny s bionickým kolenním kloubem větší než u skupiny s kloubem mechanicky pasivním. Věcně významný rozdíl s velkým efektem je při odrazu ze špičky ($ES = 1,95$) a v průběhu cyklu chůze ($ES = 1,46$). Věcně významný rozdíl s excelentním efektem ($ES = 4,4$) je v hodnotě při počátečním kontaktu. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem vykazují menší variabilitu provedení chůze ve všech sledovaných parametrech vůči skupině kontrolní. Pacienti s kolenem bionickým se od kontrolní skupiny věcně významně liší jen v hodnotě při odrazu ze špičky (Tabulka 25).

Tabulka 25 Směrodatné odchylky CRP pro skupinu s bionickým kolenním kloubem (Rheo), mechanicky pasivním kolenním kloubem (Pasiv) a skupinu kontrolní (Kontrol)

Směrodatná odchylka CRP	Rheo	Pasiv	Kontrol	ES Rheo	ES Pasiv	ES R-P
Počáteční kontakt	11,88 ± 0,84	8,31 ± 0,78	12,56 ± 1,21	0,65	4,18	4,4
Odraz ze špičky	9,54 ± 0,72	8,28 ± 0,56	11,81 ± 1,05	2,52	4,2	1,95
Cyklus chůze	9,55 ± 1,11	8,17 ± 0,74	10,15 ± 1,12	0,54	2,09	1,46

Legenda k tabulce 25: ES Rheo vyjadřuje rozdíl mezi skupinou s bionickým kloubem a kontrolní skupinou, ES Pasiv vyjadřuje rozdíl mezi skupinou s mechanicky pasivním kloubem a kontrolní skupinou, ES R-P vyjadřuje rozdíl mezi skupinou s bionickým kloubem a mechanicky pasivním kolenním kloubem.

9 DISKUSE

Cílem disertační práce bylo posoudit rozdíly v biomechanických parametrech chůze u osob s transfemorální amputací používajících různé typy protetického kolene. Bionický kolenní kloub a klouby mechanicky pasivní pracující na hydraulické bázi.

9.1 Časoprostorové charakteristiky chůze

Asymetrie chůze bývá považována za ukazatel patologie (Sadeghi et al., 2000). Naopak symetrická chůze je označována za nejefektivnější vzor chůze (Draper, 2000). Pro osoby s jednostrannou amputací dolní končetiny je symetrie chůze důležitá i z hlediska nepřetěžování nepostižené dolní končetiny. Její přetěžování bývá spojováno s bolestmi nebo s případným poškozením kloubů (Nolan et al., 2003). Výsledky ukazují, že chůze pacientů s bionickým kolenním kloubem je více symetrická než při použití kloubu mechanicky pasivního. Hodnoty indexu symetrie pacientů s bionickým kolenním kloubem nepřesahují čtyři procenta. Pouze pro délku kroku je tato hodnota 4,83 %, přičemž rozsah indexu symetrie ± 4 % je považován za přirozenou symetrii (Herzog et al., 1998).

Silver-Thorn a Glaister (2009) popsali rozdíly v rychlosti, kadenci, délce kroku a době trvání stojné a švihové fáze u pěti subjektů používajících dva různé protetické klouby. Z jejich výsledků vyplývá, že doba trvání stojné fáze na postižené končetině je kratší, zatímco doba trvání švihové fáze amputované končetiny je delší. Naše výsledky ukazují delší dobu trvání švihové fáze postižené končetiny u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem, což může znamenat větší energetický výdej při chůzi u této skupiny pacientů (Umberger & Rubenson, 2011). Johansson et al. (2005) zjistili menší energetický výdej u pacientů s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem oproti pacientům s kloubem mechanicky pasivním, což může být způsobeno právě kratší dobou švihové fáze postižené končetiny s bionickým kloubem. Předpokládáme, že kratší doba trvání švihové fáze u bionických kolenních kloubů může souviset s menším momentem setrvačnosti a správným načasováním flexe a extenze ve švihové fázi. Menší moment setrvačnosti dolní končetiny při švihu je dosažen pohybovou akcí v kolenním a kyčelním kloubu. Správná souhra těchto kloubů umožňuje efektivně moment setrvačnosti při chůzi měnit.

Chůze pacientů vybavených bionickým kolenním kloubem vykazuje lepší časoprostorové parametry než u pacientů s kloubem mechanicky pasivním. Použití bionického kolenního kloubu tak může působit na menší zatížení kyčelního kloubu a páteře při chůzi.

9.2 Úhlové charakteristiky chůze

Kinematika kyčelního kloubu u pacientů s bionickým kolenním kloubem vykazuje větší symetrii ve všech sledovaných parametrech. Nicméně věcně významné rozdíly s velkým efektem v kinematice kyčelního kloubu mezi skupinami s bionickým a mechanicky pasivním kolenním kloubem jsou pouze ve velikosti flexe při dotyku paty a v maximu extenze ve stojné fázi. Pacienti s mechanicky pasivním kloubem mají významně menší flexi při dotyku paty na nepostižené a významně větší flexi při dotyku paty na amputované končetině oproti skupině s kolenem bionickým i ve vztahu ke skupině kontrolní. Tyto rozdíly našli ve svých studiích i Kaufman, Frittoli a Frigo (2012), nebo Johansson et al. (2005). Statisticky významný rozdíl popisují Johansson et al. (2005) také pro maximum extenze kyčelního kloubu ve stojné fázi. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem dosahovali významně větší extenzi na amputované končetině než pacienti s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem. Z našich výsledků rovněž vyplývá, že pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem dosahují na amputované končetině větší extenze ve stojné fázi a to jak v porovnání se skupinou s bionickým kolenním kloubem, tak i se skupinou kontrolní. Věcně významné rozdíly v tomto parametru jsme našli i mezi skupinou pacientů s kloubem bionickým a kontrolní skupinou. Na obou končetinách je tato extenze větší u skupiny s bionickým kolenním kloubem. Skupina s mechanicky pasivním kolenním kloubem má na nepostižené končetině hodnotu maxima extenze ve stojné fázi blížíci se skupině kontrolní. Asymetrie mezi maximy pro extenzi na amputované a nepostižené končetině je však velká. Kaufman, Frittoli & Frigo (2012) zjistili pro kinematiku kyčelního kloubu dobrou symetrii u skupiny s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem, což se shoduje s našimi výsledky, na rozdíl od naší studie však dobrou symetrii popisují i pro skupinu s mechanicky pasivním kolenním kloubem. Rozdíl v těchto zjištěních může být dán různým typem mechanicky pasivních kolenních kloubů. Autoři uvedené studie typ kolenního kloubu neuvádějí.

Pro kinematiku kolenního kloubu našli Kaufman et al. (2007) hlavní, statisticky významný, rozdíl v maximu flexe během stádia zatěžování. Tato flexe byla u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem menší a dosahovala záporných hodnot (hyper extenze) oproti pacientům s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem, kde hodnota tohoto úhlu flexe byla okolo 3°. Johansson et al. (2005) zjistili statisticky významné rozdíly v maximu flexe během stádia zatěžování mezi mechanicky pasivním kolenním kloubem a mikroprocesorem ovládaným kolenním kloubem C-Leg (Otto Bock, Germany), ale nevýznamný rozdíl mezi kolenním kloubem bionickým a mechanicky pasivním. U obou těchto skupin naměřili hyper extenzi kolenního kloubu, a to -2,4° pro mechanicky pasivní

kolenní kloub a $-0,8^\circ$ pro koleno bionické. Námi nalezené rozdíly rovněž nevykazují významný rozdíl mezi skupinou s kolenem bionickým a mechanicky pasivním. Obě skupiny se však pohybují v kladných hodnotách úhlu flexe ($2,89^\circ$ bionický kloub, resp. $1,96^\circ$ mech. pasivní kloub). Tyto rozdíly v naší studii přisuzujeme době používání kolenního kloubu. Pacienti s amputací v naší studii měli minimálně dvouletou zkušenost s testovaným kolenním kloubem, zatímco v citovaných studiích to bylo 10 hodin (Johansson et al., 2005), respektive 18 týdnů (Kaufman et al., 2007). Nicméně, ani námi naměřená flexe během stojné fáze nedosahovala hodnot kontrolní skupiny. Pro pacienty s protézou to může znamenat komplikaci například při přechodu od chůze k běhu (Uchytíl, Jandačka, Janura, & Farana, 2010).

Bellmann, Schmalz a Blumentritt (2010) zjistili menší maxima flexe ve švihové fázi amputované končetiny u mikroprocesorem řízených kolenních kloubů oproti kloubům bez mikroprocesoru, a to i při různých rychlostech chůze. U námi testované skupiny pacientů s bionickým kolenním kloubem došlo rovněž ke snížení této flexe na amputované končetině. Tato menší flexe ve švihové fázi může znamenat zkrácení doby trvání švihové fáze amputované končetiny. Projeví se však v horší symetrii tohoto parametru mezi amputovanou a nepostiženou končetinou u pacientů s bionickým kolenním kloubem. Horší symetrii oproti skupině s mechanicky pasivním kolenním kloubem mají pacienti s kolenem bionickým v úhlu flexe při dotyku paty. Tento úhel se však ani u jedné skupiny na žádné končetině věcně významně neliší od hodnot skupiny kontrolní.

Symetrie kinematických parametrů jak v kyčelním kloubu, tak v kloubu kolenním, je lepší u skupiny pacientů s bionickým kolenním kloubem. Tato symetrie může znamenat lepší efektivitu chůze při použití bionického kolenního kloubu.

U obou skupin pacientů s amputací dochází při chůzi k úklonům pánve, a to hlavně na stranu nepostižené končetiny. Důvodem tohoto úklonu může být snaha o předhození amputované končetiny vpřed, aniž by došlo k abdukci v kyčelním kloubu.

9.3 Silové charakteristiky chůze

Osoby bez postižení nevykazují rozdíly mezi levou a pravou dolní končetinou ve vertikálních, pravolevých a předozadních reakčních silách během chůze (Hamill, Bates, & Knutzen, 1984). Postižení pohybové aparátu se může projevit rozdílným zatěžováním dolních končetin. Pacienti s jednostrannou amputací zatěžují nepostiženou končetinu více než končetinu amputovanou (Engsberg, Lee, Tedford, & Harder, 1993), větší síla opakovaně působící na nepostiženou končetinu může vést k bolestem a degeneraci kloubů (Hurwitz, Sumner, & Block, 2001). U osob s transfemorální amputací byl rovněž zjištěn větší výskyt osteoartritidy na nepostižené končetině oproti končetině postižené (Kulkarni, Adams, Thomas, & Silman, 1998). Asymetrie zatížení mezi amputovanou a nepostiženou končetinou mohou být vyjádřeny pomocí vertikální reakční síly působící na končetinách (Nolan et al., 2003). V naší studii jsme zjistili největší asymetrie u obou skupin s amputací ve směru předozadním, a to v akcelerační fázi a ve směru pravolevém při počátečním kontaktu. Ve směru vertikálním je pak asymetrie v maximu síly ve fázi konečného stoje. Na končetině nepostižené je vertikální síla v koncovém stoji větší než na končetině amputované, avšak v porovnání s kontrolní skupinou nejsou v maximu této síly významné rozdíly. U skupiny pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem je oproti skupině kontrolní větší první maximum vertikální síly ve stádiu zatěžování na nepostižené končetině. Pacienti s bionickým kolenním kloubem se ve velikosti vertikální reakční síly na nepostižené končetině neliší od skupiny kontrolní. Tyto výsledky tedy naznačují, že při použití bionického kolenního kloubu nedochází k přetěžování nepostižené končetiny. Naproti tomu při použití kolene mechanicky pasivního je nepostižená končetina více zatížena ve vertikálním směru, a to v prvním maximu vertikální reakční síly. Menší zatížení nepostižené končetiny při použití bionického kolenního kloubu může snížit bolest a výskyt degenerativních artritid kloubů. Bolest a artritida kloubů nepostižené končetiny je častým sekundárním postižením po transfemorální amputaci (Nolan et al., 2003; Hurwitz, Sumner, & Block, 2001). Větší zatížení vertikální reakční silou je spojováno s bolestí u pacientů před osteoartrózou (Radin, Yang, Riegger, Kish, & O'Connor, 1991).

V porovnání s kontrolní skupinou je u obou skupin pacientů s amputací menší maximum vertikální síly během koncového stoje na postižené končetině. Menší vertikální reakční síla na amputované končetině ve fázi aktivní propulze u obou skupin pacientů s amputací je dána chybějícím svalstvem dolní končetiny. Protetický kolenní kloub nemůže nahradit svalovou aktivitu nepostižené končetiny (Sagawa et al., 2011).

9.4 Kinetické charakteristiky chůze

Osoby s jednostrannou amputací dolní končetiny mají větší riziko vzniku osteoartrózy kolenního a kyčelního kloubu na nepostižené končetině (Burke, Roman, & Wright, 1978). U 65-ti % osob s jednostrannou amputací byl zjištěn různý stupeň osteoartrózy kolenního kloubu na nepostižené končetině, což je signifikantně větší počet než u věkově stejné skupiny osob bez postižení (Melzer, Yekutieli, & Sukenik, 2001). Větší výskyt osteoartrózy kyčelního kloubu na amputované končetině oproti končetině nepostižené byl zjištěn u veteránů Druhé světové války (Kulkarni, Adams, Thomas, & Silman, 1998). Hurwitz et al. (1998) prokázali vztah mezi momentem abdukce kyčelního kloubu a sníženou denzitou kostní hmoty krčku kyčelního kloubu. Snížená denzita je rizikovým faktorem pro osteoartrózu (Radin & Rose, 1986). Rovněž je popsán vztah mezi momentem addukce kolenního kloubu a osteoartritidou (Sharma, Hurwitz, & Thonar 1998). Větší momenty sil ve frontální rovině na nepostižené končetině v porovnání s končetinou amputovanou znamenají větší silové zatížení kloubu na nepostižené straně. To může znamenat predispozici k předčasné degeneraci kloubu, zejména osteoartróze (Royer & Wasilewski, 2006). Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem v naší studii mají věcně významně větší první maximum momentu addukce v kyčelním kloubu na nepostižené končetině oproti končetině amputované. Tento fakt je potvrzen i asymetrií tohoto parametru, která je téměř 22 %. Pacienti s bionickým kolenním kloubem vykazují ve frontální rovině lepší symetrii momentů sil v kyčelním kloubu než pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem. Tato asymetrie momentu sil ve frontální rovině by tedy mohla pro pacienty s mechanicky pasivním kolenním kloubem znamenat větší riziko vzniku osteoartrózy na nepostižené končetině. Nicméně, i přes relativně velkou asymetrii nejsou hodnoty maxim addukce kyčelního kloubu věcně významně rozdílné od maxim, kterých dosahuje skupina kontrolní. Nelze jednoznačně stanovit, zda pouze asymetrie momentů sil ve frontální rovině vede k riziku většího vzniku osteoartrózy na nepostižené končetině u pacientů s jednostrannou amputací. To by mělo být předmětem dalšího zkoumání.

Kaufman, Fritoli a Frigo (2012) zjistili lepší symetrii kinetických parametrů kyčelního kloubu u pacientů s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem v sagitální rovině. V naší studii je tato symetrie u bionického kolenního kloubu lepší pouze v momentu flexe. Naopak moment extenze v kyčelním kloubu je více symetrický při použití mechanicky pasivního kolenního kloubu. Pacienti s bionickým kolenním kloubem se na nepostižené končetině více blíží hodnotám skupiny kontrolní. Na amputovaných končetinách jsou pak hodnoty flexního a extenzního momentu sil v kyčelním kloubu větší u obou skupin s amputací oproti kontrolní skupině. Moment síly vnější rotace v kyčelním kloubu je rovněž u obou skupin věcně

významně větší než u skupiny kontrolní, a to na amputované i nepostižené končetině. V sagitální a transversální rovině se momenty sil v kyčelním kloubu u pacientů s amputací významně neliší s typem používaného protetického kolenního kloubu. Tato skutečnost by mohla znamenat zvýšené riziko bolestí kyčelního kloubu a větší výskyt osteoartrózy kyčelního kloubu u pacientů s amputací nezávisle na použitém typu protetického kolenního kloubu.

Moment flexe kolenního kloubu je u pacientů s amputací malý, neboť protetický kolenní kloub nemůže nahradit svalovou aktivitu kvadricepsu (Sagawa et al., 2011). Segal et al. (2006) zjistili signifikantně větší moment flexe kolenního kloubu u pacientů s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem oproti pacientům s kloubem mechanicky pasivním. Avšak oproti osobám bez pohybových obtíží byl tento moment signifikantně menší. V naší studii mají obě skupiny pacientů s amputací věcně významně menší moment flexe v kolenním kloubu oproti skupině kontrolní. Mezi skupinami s bionickým kolenním kloubem a mechanicky pasivním kolenním kloubem je však rozdíl pouze s malým efektem v prvním maximu a se středním efektem ve druhém maximu momentu flexe na amputovaných končetinách. Pacienti s bionickým kolenním kloubem mají tento moment větší v porovnání s pacienty s kloubem mechanicky pasivním. Naše závěry tedy odpovídají zjištěním Segala et al. (2006).

9.5 Vzájemná koordinace a variabilita při chůzi

Při řešení koordinace pohybů z hlediska dynamických systémů je měření variability důležité pro pochopení dynamiky pohybu (Hamill, Haddad, & McDermott). Menší variabilita provedení běžeckého kroku byla zjištěna u běžců po zranění než u běžců bez pohybových obtíží (Hamill, van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999). Menší variabilita může být způsobena bolestí, která vede k zatěžování pořád stejných struktur. Hamill et al. (1999) uvádí, že osoby s patelofemorální bolestí zatěžují pořád stejnou oblast chrupavky, a tím vytvářejí lokální napětí v tkáni. Po delší dobu se opakující zatížení, i když menší než je pevnost zatěžované tkáně, může vést k jejímu poškození. Variabilita chůze odráží základní neurální kontrolu chůze a je citlivá na patologie a i proces stárnutí může být i ukazatelem větších předpokladů k pádu při chůzi (Hausdorff, 2007). Z našich výsledků vyplývá, že pacienti s bionickým kolenním kloubem mají větší variabilitu chůze než pacienti s kolenem mechanicky pasivním. Variabilita chůze při použití bionického kolenního kloubu se blíží variabilitě osob bez postižení. Bionický kolenní kloub tedy umožňuje variabilnější provedení chůze. To by mohlo znamenat, že pacienti používající bionický kolenní kloub nezatěžují opakovaně stejné tkáně, což by mohlo vést k menším bolestem. Rovněž by tato variabilita mohla znamenat menší predikci k pádům u osob s bionickým kolenním kloubem. Vzájemná koordinace kyčelního a kolenního kloubu se u obou skupin pacientů liší od koordinace u skupiny kontrolní. Protetické kolenní klouby tedy pravděpodobně nedokáží plně nahradit funkci kloubu zdravého. Vzájemná koordinace jednotlivých kloubů dolní končetiny po amputaci by měla být předmětem dalšího studia, stejně tak jako variabilita chůze u osob s amputací.

9.6 Limitace studie

Hlavní limitací naší studie je malý počet pacientů s transfemorální amputací. Možnost výběru pacientů s bionickým kolenním kloubem byla omezena, neboť v české republice je pouze 6 osob používající tento typ kolenního kloubu dostatečně dlouhou dobu. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem byli vybíráni jako potenciální uživatelé kloubu bionického. Bionický kolenní kloub je určen především pro vysoce aktivní uživatele. I přes velký počet amputací není těchto vysoce aktivních uživatelů mnoho, neboť amputace bývají často prováděny až v pozdějším věku. Z důvodu srovnatelnosti skupin jsme tedy vybírali věkově i fyzicky podobné pacienty. Van der Linde, Hofstad, Geurts, Postema, Geertsen, & van Limbeek (2004) uvádí, že 74 % studií zabývajících se osobami s amputací nemá dostatečný vzorek probandů. Malá velikost vzorku může znamenat větší riziko chyby druhého typu. Při interpretaci výsledků a stanovení jejich významu je potřeba velké obezřetnosti (Sagawa, Turcot, Armand, Thevenon, Vuillerme, & Watelain, 2011).

U všech sledovaných parametrů byla reliabilita větší než 0,75 a typická chyba měření menší než 7 %, měření lze tedy považovat za dostatečně spolehlivé. Tvary křivek i naměřené hodnoty odpovídají hodnotám uváděným v literatuře, což naznačuje, že naše studie je validní.

10 ZÁVĚRY

U časoprostorových parametrů chůze existují věcně významné rozdíly při použití mechanicky pasivního kolenního kloubu a bionického kolenního kloubu:

- v delší době trvání švihové fáze amputované končetiny a delší době trvání kroku u mechanicky pasivního kolena vzhledem k bionickému kolennímu kloubu,
- v delší době trvání švihové fáze při použití mechanicky pasivních kloubů na amputované končetině vzhledem ke skupině kontrolní,
- ve větší míře symetrie časoprostorových parametrů u pacientů s bionickým kolenním kloubem v porovnání s použitím mechanicky pasivního kloubu.

U úhlových parametrů chůze byly zjištěny věcně významné rozdíly při použití mechanicky pasivního kolenního kloubu a bionického kolenního kloubu. Pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem dosahovali:

- větší flexe v kyčelním kloubu ve fázi prvního kontaktu paty s podložkou a větší maximální extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi v porovnání s pacienty s bionickým kloubem,
- větší flexe v kyčelním kloubu ve fázi prvního kontaktu paty s podložkou na postižené i nepostižené končetině než kontrolní skupina,
- větší maximální flexe na amputované končetině a nižší maximální vnější rotace na amputované končetině ve švihové fázi než kontrolní skupina,
- nižší symetrie úhlových parametrů mezi postiženou a nepostiženou končetinou.

U obou skupin s amputací dochází ve stádiu zatěžování na amputované končetině v porovnání s kontrolní skupinou k minimální flexi v kolenním kloubu.

Pohyb pánve se u pacientů s mechanicky pasivním kolenním kloubem ve všech sledovaných parametrech liší od skupiny kontrolní i od skupiny s bionickým kolenním kloubem. Pohyb pánve se u pacientů s bionickým kolenním kloubem více podobá skupině kontrolní.

Typ protetického kolenního kloubu ovlivňuje kinetické parametry chůze. Výsledky ukazují, že:

- pacienti s mechanicky pasivním kolenním kloubem dosahují vyššího prvního maxima vertikální reakční síly na nepostižené končetině,

- hodnoty výstupního momentu sil a výstupního výkonu se u bionického kolenního kloubu více blíží nepatologické chůzi,
- pacienti s bionickým kolenním kloubem dosahují v kinetických parametrech vyšší symetrie.

Koordinace mezi kyčelním a kolenním kloubem se u obou skupin pacientů s protézou liší od skupiny kontrolní. Variabilita provedení kroku amputovanou končetinou je u skupiny s mechanicky pasivním kolenním kloubem menší než při použití kloubu bionického, menší je i oproti skupině kontrolní.

Z výsledků práce vyplývá, že se biomechanické parametry chůze u pacientů s bionickým kolenním kloubem více podobají chůzi osob bez patologie. Vlastnosti bionického kolenního kloubu tedy umožňují pacientům s transfemorální amputací chodit takovým způsobem, který je z hlediska biomechanických charakteristik a symetrie podobný zdravým osobám. Tato skutečnost by měla být brána v úvahu při výběru protetického kolenního kloubu.

11 SOUHRN

Chůze je základním pohybovým projevem člověka, avšak ne každý ji může vykonávat bez použití různých pomůcek. Každoročně celosvětově stoupá počet amputací a to i z důvodu stoupajícího počtu osob s diabetem. Funkční protéza je po amputaci nejen vylepšením pacientova vzhledu, ale hlavně by měla v co největší míře nahradit funkci chybějící části těla. Po transfemorální amputaci je potřeba protézou nahradit funkci dvou kloubů dolní končetiny, a to kloubu hlezenního a kolenního. Protetický kolenní kloub má u osob s nadkolenní amputací zásadní význam pro provedení chůze. Rozvoj nových technologií umožňuje tyto protetické náhrady neustále vylepšovat. Za současný trend v protetických náhradách lze považovat využití mikroprocesoru a bionických technologií. Tyto moderní technologie by měly zlepšit biomechanickou charakteristiku chůze u pacientů po amputaci. Cílem této práce bylo posoudit rozdíl v biomechanických charakteristikách chůze u pacientů po transfemorální amputaci při použití bionického kolenního kloubu a mechanicky pasivního kolenního kloubu.

Výzkumný soubor tvořilo 11 osob s transfemorální amputací (věk $39,2 \pm 10,1$ let; výška $171,3 \pm 9,5$ cm; hmotnost $68,5 \pm 14,0$ kg), šest osob používalo mechanicky pasivní kolenní kloub, pět kloub bionický. Kinematická analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronické stereofotogrammetrie a dynamická analýza pomocí silových plošin. Účastníci výzkumu prováděli chůzi se svým protetickým kolenním kloubem. Zjišťovány byly rozdíly mezi provedením chůze z hlediska biomechanických charakteristik mezi skupinou s bionickým kolenním kloubem a s kloubem mechanicky pasivním. Výsledky byly dále srovnány se skupinou kontrolní, která se podrobila stejnému testování. Aby nedošlo k ovlivnění výsledků různou rychlostí chůze, byla tato kontrolována a za platný pokus byl považován pouze ten, který spadl do vybraného rozsahu rychlostí.

Typ protetického kolenního kloubu má vliv na provedení chůze. Chůze s bionickým kolenním kloubem se více podobá chůzi bez postižení. Pacienti s bionickým kolenním kloubem mají chůzi více symetrickou než ti s kloubem mechanicky pasivním. S bionickým kolenním kloubem dochází také k menšímu zatěžování kolenního a kyčelního kloubu nepostižené končetiny. Variabilita provedení chůze je u bionického kloubu větší než u kloubu mechanicky pasivního. Bionický kolenní kloub z biomechanického hlediska umožňuje pacientům po amputaci lepší provedení chůze a může znamenat i menší riziko bolestivosti nebo degenerace kloubů dolní končetiny.

12 SUMMARY

Gait represents a fundamental human locomotor skill. However, there are people who depend on the use of different kinds of aids to be able to walk. Every year, the number of amputations is increasing all around the world, the cause of which can also be found in the growing number of people suffering from diabetes. Not only does the functional prosthesis result in the improvement in patient's appearance, but it should primarily substitute the function of the missing part of the body as much as possible. After a transfemoral amputation it becomes a necessity to replace the function of two joints of the lower limb - the knee and ankle joint. For patients with an above-knee amputation, the prosthetic knee joint is essential for their gait performance. The development of new technologies enables to constantly improve the prosthetic replacements. The use of a microprocessor and bionic technologies represents the current trend in prosthetic replacements. The modern technologies should contribute to better biomechanical gait characteristics in amputees. The aim of this thesis was to evaluate the differences in gait biomechanics between transfemoral amputees using a bionic knee joint and those wearing a mechanically passive knee joint.

Eleven subjects (aged 39.2 ± 10.1 years, height 171.3 ± 9.5 cm and weight 68.5 ± 14.0 kg) with a transfemoral amputation participated in the study. Five of them were fitted with the bionic knee joint, while the others used the mechanically passive joint. Kinematic analysis of gait was carried out using optoelectronic stereophotogrammetry, whereas the dynamics analysis was performed by means of force plates. The participants performed the walking fitted with their prosthetic knee joint. What I tried to detect was the differences between gait biomechanics in bionic knee joint subjects and mechanically passive knee joint patients. The findings were further compared with a control group who underwent the same testing. In order that the results were not affected by different gait speed, the speed was monitored, and only a trial within the chosen speed range was considered a valid trial.

The type of the prosthetic knee joint influences the gait performance. Walking with the bionic knee joint approximates to that without pathology. Gait with the bionic knee joint evinces greater symmetry than gait with the mechanically passive joint. When the amputee is fitted with the bionic knee joint the loading of the knee and hip joints in the non-affected limb is lower. Variability of gait when using the bionic knee joint is higher than with the mechanically passive one. From a biomechanical perspective, the bionic knee joint enables the amputees better gait performance and it may mean lesser risk of pain or degeneration of the lower limb joints.

13 REFERENČNÍ SEZNAM

- Andres, R. O., & Stimmel, S. K. (1990). Prosthetic alignment effects on gait symmetry: a case study. *Clinical Biomechanics*, 5, 88-96.
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*, 26(3), 331-342.
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, 6(2), 224-243.
- Bellmann, M., Schmalz, T., & Blumentritt, S. (2010). Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91, 644-652.
- Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 204-215.
- Berry, D. (2006). Microprocessor prosthetic knees. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 17, 91-113.
- Bohannon, R. W., Waters, G., Cooper, J. (1989). Perception of unilateral lower extremity weight bearing during bilateral upright stance. *Perceptual Motor Skills*, 69, 875-880.
- Boonstra, A. M., Schrama, J., Fidler, V., & Eisma, W. H. (1994). The gait of unilateral transfemoral amputees. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26(4), 217-223.
- Bowker, J. H., & Michael, J. W. (1992). *Atlas of limb prosthetics* (2nd ed.). St. Louis: Mosby Year Book.
- Brenière, Y., & Bril, B. (1998) Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research* 121, 255–262.
- Burger, H., Kuželički, J., & Marinček, Č. (2005). Transition from Sitting to Standing after Trans-Femoral Amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 29(2), 139-151.
- Burke, M. J., Roman, V., & Wright, V. (1978). Bone and joint changes in lower limb amputees. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 37, 252-254.
- Cappozzo, A., Figura, F., Gazzani, F., Leo, T., & Marchetti, M. (1982). Angular displacement in the upper body of AK amputees during level walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 6, 131-138.
- Commean, P. K., Brunsten, B. S., Smith, K. E., & Vannier, M. W. (1998). Below-knee residual limb shape change measurement and visualization. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 772-782.

- De Vries, J., Visser, G., & Prechtl, H. (1982). The emergence of fetal behavior. I. Qualitative aspects. *Early Human Development*, 7, 301-322.
- Dillingham, T. R., Pezzin, L. E., & MacKenzie, E. J. (2002). Racial differences in the incidence of limb loss secondary to peripheral vascular disease: A population-based study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(9), 1252-1257.
- 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. *Prosthetics and Orthotics International*, 20, 101-110.
- Draper, E. R. C. (2000). A treadmill-based system for measuring symmetry of gait. *Medical Engineering & Physics*, 22, 215-222.
- Ellis, W. (2007). *Gait analysis after amputation*. Retrieved 12. 2. 2007 from the World Wide Web: <http://www.emedicine.com/orthoped/topic633.htm>.
- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G., & Harder, J. A. (1993). Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 13, 169-173.
- Engstrom, B., & Van de Ven, C. (1999). *Therapy for amputees* (3th ed.). London: Churchill Livingstone.
- Field-Fote, E. C., & Tepavac, D. (2002). Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. *Physical Therapy*, 82(7), 707-715.
- Flandry, F., Beskin, J., Chambers, R. B., Perry, J., Waters, R. L., & Chavez, R. (1989). The effect of the CAT-CAM above-knee prosthesis on functional rehabilitation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 239, 249-262.
- Flynn, D. (2000). Computerized lower limb prosthesis. *VA Technology assessment program short report -Computerized Lower Limb Prostheses*, 2, 1-11.
- Forssberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57, 480-493.
- Forssberg, H. (1999). Neural control of human motor development. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), 676-682.
- Frankel, V. H., & Nordin, M. (1980). *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. London: Henry Kimpton Publishers.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.

- Gailey, R. S., Lawrence, D., Burditt, C., Spyropoulos, P., Newell, C., & Nash, M. S. (1993). The CAT-CAM socket and quadrilateral socket: a comparison of energy cost during ambulation. *Prosthetics and Orthotics International*, 17(2), 95-100.
- Goujon-Pillet, H., Sapin, E., Fodé, P., & Lavaste, F. (2008). Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(1), 87-94.
- Haddad, J. M., van Emmerik, R. E. A., Wheat, J. S., Hamill, J., & Snapp-Childs, W. (2010). Relative phase coordination analysis in the assessment of dynamic gait symmetry. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 109-113.
- Haddad, J. M., Van Emmerik, R. E. A., Whittlesey, S.N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, 23, 429-434.
- Hachisuka, K., Umezu, Y., Ogata, H., Ohmine, S., Shinkoda, K., & Arizono, H. (1999). Subjective evaluations and objective measurements of the ischial-ramal containment prosthesis. *Journal of University of Occupational and Environmental Health*, 21(2), 107-118.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004). Three-Dimensional kinematics. In D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Hamill, J., Bates, B. T., & Knutzen, K. M. (1984). Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly*, 55, 289-293.
- Hamill, J., Haddad, J. M., & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 407-418.
- Hamill, J., van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14, 297-308.
- Hannah R. E., Morrison J. B. & Chapman, A. E. (1984). Prosthetic alignment: Effect on gait of persons with below-knee amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65, 159-162.
- Hausdorff, J. (2007). Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, 26(4), 555-589.
- Heim, S., & Kaphingst, W. (2002). *Základy protetiky horních a dolních končetin* (V. Voděna trans.). Praha: Fopto.
- Herr, H. (2002). Presentation highlights: Prosthetic and orthotic limbs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39, 11-12.

- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., & Olsson, E. (1989). Assymetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 21(1), 110-114.
- Highsmith, M. J., Schulz, B. W., Hart-Hughes, S., Latlief, G. A., & Phillips, S. L. (2010). Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 22(1), 26-30.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture*, 34(1), 111-118.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hopkins, W.G. (2002). *A new view of statistics* [online]. Last updated 7 August 06 [cit. 2011-03-08]. A scale of magnitudes for effect statistics. Dostupné z WWW: <<http://sportsci.org/resource/stats/effectmag.html>>.
- Hurwitz, D. E., Foucher, K. C., Sumner, D. R., et al. (1998). Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 31, 919-925.
- Hurwitz, D. E., Sumner, D. R., & Block, J. A. (2001). Bone density, dynamic joint loading and joint degeneration. *Cells Tissues Organs*, 169(3), 201-209.
- Cheung, C., Wall, J. C., & Zelin, S. (1983). A microcomputer-based systém for measuring temporal asymmetry in amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 7, 131-140.
- Chin, T., Sawamura, S., Fujita, H., & Nakajima, S. (2001). Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38, 7-11.
- Jandačka, D. (2011). *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostrava: Ostravská univerzita.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., Svoboda, Z., Kozáková, D., & Birgusová, G. (2006). Analýza chůze u osob s transtibiální amputací. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 190-193.
- Johansen, K., Daines, M., Howey, T., Helfet, D., & Hansen, S. T. Jr. (1990). Objective criteria accurately predict amputation following lower extremity trauma. *Journal of Trauma*, 30, 568-573.
- Johansson, J. L., Sherrill, D. M., Riley, P. O., Bonato, P., & Herr, H. (2005) A Clinical Comparison of Variable-Damping and Mechanically Passive Prosthetic Knee Devices. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(8), 1-13.

- Kálal, J. (2005). K současným problémům amputovaných na dolní končetině. *Rehabilitacia*, 42(1), 20-29.
- Kaufman, K. R., Frittoli, S., Frigo, C. A. (2012). Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clinical Biomechanics*, 27, 460-465.
- Kaufman, K. R., Levine, J. A., Brey, R. H., Iverson, B. K., et al. (2007) Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait & Posture*, 26(4), 489-493.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone.
- Kishner, S. (2010) *Gait analysis after amputation*. Retrieved 18. 2. 2010 from the World Wide Web: <http://emedicine.medscape.com/article/1237638-overview#a1>.
- Kolářová, B., Krobot, A., Janura, M., & Kolář P.(2011) Strategie posturální kontroly u jedinců po amputaci dolní končetiny a možnosti jejího terapeutického ovlivnění. *Rehabilitacia*, 48(2), 80-88.
- Kubeš, R. Amputace. In Dungal, P. a kol. (2005) *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Kulkarni, D. E., Adams, J., Thomas, E., & Silman, A. (1998). Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation*, 12(4), 348-353.
- Laferrier, J. Z., & Gailey, R. (2010). Advances in Lower-limb Prosthetic Technology. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21(1), 87-110.
- Lejčko, J. (2002) Fantomová bolest. *Lékařské listy*, 25, 18-20.
- Lesný, I. (1980). *Dětská neurologie*. Praha: Avicem.
- Levy, S. W. (1990). Skin problems of the leg amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, 4, 37-44.
- Lusardi, M. M., & Nielsen, C. C. (2007). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (2nd ed.). Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone.
- Mak, A. F., Zhang, M., & Boone, D. A. (2001). State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(2), 161-174.
- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., & Stanhope, S. (2002). Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait & Posture*, 15, 10-17.
- Marshall, C., & Stansby, G. (2007). Amputation. *Surgery*, 26(1), 21-24.

- Matějček, M. (2005). *Ortopedická protetika*. In Dungl, P. et al. *Ortopedie*. Praha: Grada.
- May, B. J. (2002). *Amputations and Prothetice a case study approach* (2nd. ed.). Philadelphia: F. A. Davis.
- McNealy, L. L., & Gard, S. A. (2008). Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations. *Prosthetics and Orthotics International*, 32, 111-126.
- Melzer, I., Yekutieli, M., & Sukenik, S. (2001). Comparative study of osteoarthritis of the contralateral knee joint of male amputees who do and do not play volleyball. *Journal Of Rheumatology*, 28, 169-172.
- Michael, J. W. (1999). Modern prosthetic knee mechanisms. *Clinical Orthopaedics*, 361, 39-47.
- Michael, J. W. (2004). Prosthetic suspensions and components. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker, *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. 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. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), 1-10.
- Nerlich, A. G., Zink, A., Szemies, U. & Hagedorn, H. G. (2000). Ancient Egyptian prosthesis of the big foot. *Lancet*, 356, 2176-2179.
- Nissen, S. J., & Newman, W. P. (1992). Factors influencing reintegration to normal living after amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 548-551.
- Nolan, L., & Lees, A. (2000). The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 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.
- Norvell, D. C., Czerniecki, J. M., Reiber, G. E., Maynard, C., Pecoraro, J. A., & Weiss, N. S. (2005). The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 487-493.
- Ossur. (2012). *Bionika*. Retrived 10. 5. 2012 from the World Wide Web: <http://www.ossur.cz/Bionika>

- Patterson, K. K., Nadkarni, N. K., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2012). Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture*, 35(4), 590-594.
- Pavelka, K., & Rovensky, J. (2003). *Klinická revmatologie*. Praha: Galen. ISBN 80-7262-174-2.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis; Normal and pathological function*. Thorafore, New Jersey: Slack.
- Prechtl, H. F. R. (1984). *Continuity of neural functions from prenatal to postnatal life*. Clinics in Developmental Medicine, 94. Oxford, UK: Blackwell Scientific Publications.
- Radin, E. L., & Rose, R. M. (1986). Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clinical Orthopaedics and Related Researchs*, 213, 34-40.
- Radin, E., Yang, K., Riegger, C., Kish, V., & O'Connor, J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 9, 398-405.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaing: Human Kinetics.
- Robertson, P. A. (1991). Prediction of amputation after severe lower limb trauma. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 73, 816-818.
- Rose, J. & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Wiliams & Wilkins.
- Royer, T. D., & Wasilewski, C. A. (2006). Hip and knee frontal plane moments in persons with unilateral, trans-tibial amputation. *Gait and Posture*, 23(3), 303-306.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able bodied gait: A review. *Gait & Posture*, 12, 34-45.
- Sagawa, Y., Turcot, K., Amand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., & Watelain, E. (2011). Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait and Posture*, 33(4), 511-526.
- Segal, A. D. et al. (2006). Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43, 857-870.
- Seroussi, R. E., Gitter, A., Czerniecki, J. M., & Weaver, K. (1996). Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1209-1214.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics – Lower limb and spinal*. Lippincott: Williams & Wilkins.

- Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J., et al. (1998). Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 41, 1233-1240.
- Schaarschmidt, M., Lipfert, S. W., Meier-Gratz, C., Scholle, H. C., & Seyfarth, A. (2012). Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human Movement Science*, 31(4), 907-917.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., & Jarasch, R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetics alignment and different prosthetic components. *Gait & Posture*, 16, 255-263.
- Schmid, A., Duncan, P. W., Studenski, S., Lai, S. M., Richards, L., Parera, S., & Wu, S. S. (2007). Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke*, 38, 2096-2100.
- Schmid, M., Beltrami, G., Zambarbieri, D., & Verni, G. (2005). Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait & Posture*, 21, 255-262.
- Silver-Thorn, M. B., & Glaister, C. L. (2008). Functional stability of transfemoral amputee gait using the 3R80 and Total knee 2000 prosthetic knee units. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 21(1), 18-31.
- Smith, D. G., Michael, J. W., Bowker, J. H. (2004). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies : Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. (3rd ed.). Rosemont : American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D., et al. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Stinus, H. (2000). Biomechanics and evaluation of the microprocessor-controlled C-leg exoprosthesis knee joint. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete*, 138, 278-282.
- Stoquart, G., Detrembleur, C., Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Clinical Neurophysiology* 68(2), 105-116.
- Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14, 61-70.
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis Part II Kinematics. *Gait & Posture*, 16, 159-179.
- Sutherland, D. H., Cooper, L., & Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 62, 354-363.
- Tazawa, E. (1997). Analysis of torso movement of trans-femoral amputees during level walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 21, 129-140.

- Thelen, E. (1989). The (re)discovery of motor development: Learning new things from an old field. *Developmental Psychology*, 25(6), 946-949.
- Thelen, E. (1992). Development of locomotion a dynamical systems approach. In H. Forssberg & H. Hirschfeld. *Movements disorders in children*. Switzerland: Karger.
- Thelen, E., & Bates, E. (2003). Connectionism and dynamic systems are really different? *Developmental Science*, 6(4), 378-391.
- Thurston, A. J. (2007). Paré and prosthetics: The early history of artificial limbs. *Australian and New Zealand Journal of Surgery*, 77, 1114-1119.
- Traballesi, M., Delussu, A. S., Averna, T., Pellegrini, R., Paradisi, F., & Brunelli, S. (2011). Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket. *Gait & Posture*, 34(2), 270-274.
- Trew, M., & Everett, T. (1996). *Human Movement: An Introductory* (3rd ed.) New York: Churchill Livingstone.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (1996). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.
- Trower, T. A. (2006). Changes in lower extremity prosthetic practice. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America* 17, 23-30.
- Uchytíl, J., Jandačka, D., Zahradník, D., Farana, R., & Janura, M. (2012). Bionic knees allow of symmetrical temporal-spatial parameters of gait compared to mechanically passive knees designs. In E. Bradshaw, A. Burnett, & P. Hume (Eds.), *XXX International Symposium of Biomechanics in Sports*. Melbourne: Australia.
- Umberger, B. R., Rubenson, J. (2011). Understanding Muscle Energetics in Locomotion: New Modeling and Experimental Approaches. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 39(2), 59-67.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St.Louis: Mosby, Inc..
- Van der Linde, H., Hofstad, C. J., Geurts, A. C., Postema, K, Geertzen, J. H., Van Limbeek, J. (2004). A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(4), 555-570.
- Van der Linde, M. L., Solomonidis, S. E., Spence, W. D., Li, N., & Paul, J. P. (1999). A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 32, 877-889.

- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké období a holokinetické stádium. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(2), 74-81.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Windsor: Human Kinetics Publisher.
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15, 369-387.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis, an introduction* (4th ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wilkins, R. H., & Wilkins, G. K. (2000). *Neurosurgical classics II*. Chicago: American Association of Neurological Surgeons.
- Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-154.
- Winter, D. A. (2004) *Biomechanics and motor control of human movement*. (3rd ed.). Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.
- Yang, L., Dyer, P. S., Carson, R. J., Webster, J. B., Bo Foreman, K., & Bamberg, S. J. M. (2012). Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait & Posture*, 36(3), 631-634.
- Zahedi, M. S., Spence, W. D. Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1997). Repeatability of kinetic and kinematic measurements in gait studies of the lower limb amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, 11, 55-64.