

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

**VLIV PROTETICKÉHO KOLENNÍHO KLOUBU
NA STABILITU UŽIVATELE**
Diplomová práce

Autor: Bc. Karolína Ptáková

Obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2011

ANOTACE

Název práce v ČJ: Vliv protetického kolenního kloubu na stabilitu uživatele

Název práce v AJ: The prosthetic knee joint impact on a user's stability

Datum zadání: 2009-01-05

Datum odevzdání: 2011-05-17

Vysoká škola, fakulta: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd

Autor práce: Bc. Karolína Ptáková

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Oponent práce: MUDr. Petr Konečný

Abstrakt v ČJ:

Cílem této práce bylo určit vliv bionického kolenního kloubu na posturální stabilitu stoje u osob po transfemorální amputaci. Teoretická část shrnuje problematiku amputací na DK, zabývá se protetikou a protetickým vybavením, zejména protetickými kolenními klouby. V této části jsou také stručně popsány principy udržování posturální stability a změny posturální kontroly u pacientů po amputaci. Ve výzkumné části jsme pomocí tenzometrických plošin zaznamenávali hodnoty parametrů posturální stability (COP) uživatelů s různými typy protetických kolenních kloubů během klidového stoje a klidového stoje s doplňkovým úkolem (dual task). Klidový stoj uživatelů bionického kolenního kloubu je charakterizován většími hodnotami výchylek COP, větší celkovou rychlostí změn COP a větší variabilitou měřených parametrů.

Abstrakt v AJ:

The aim of the thesis is to establish the impact of bionic knee joint on postural stability of person with transfemoral amputation. The theoretical part includes knowledge in lower limb amputation, prosthesis, mainly prosthetic knee joints. There are also described principles of postural control and changes in postural control of amputee patients. In the experimental part we measured by the aid of force plates in cases of stability variables (COP) of user's with different types of prosthetic knee joints during both stance and stance with dual task. The stance of bionic knee users is characterized

by higher values of postural sway COP, faster speed of changes COP and larger variability of measured values.

Klíčová slova v ČJ:

posturální stabilita, transfemorální amputace, protéza, bionický kolenní kloub, biomechanika

Klíčová slova v AJ:

postural stability, transfemoral amputation, prosthesis, bionic knee joint, biomechanics

Rozsah: 67 stran

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci vypracovala samostatně s odbornou pomocí prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne 17.05.2011

.....

Děkuji vedoucímu práce prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za cenné rady a připomínky. Také děkuji Mgr. Jaroslavu Uchytílovi a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při řešení praktických otázek. RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 OBECNÁ ČÁST	9
1.1 Kolenní kloub	9
1.1.1 Biomechanika a pohyby kolenního kloubu	10
1.1.2 Rozsahy pohybu a svalový aparát kolenního kloubu.....	11
1.2 Amputace	12
1.2.1 Příčiny a dělení amputací.....	12
1.2.2 Komplikace v období od provedení amputace	14
1.2.3 Výše amputace	15
1.3 Protetika – definice a historie	16
1.3.1 Protéza dolní končetiny	17
1.3.2 Indikace a kontraindikace protézování	19
1.3.3 Možnosti protézování	21
1.3.4 Možnosti upevnění protézy.....	22
1.3.5 Protetické kolenní klouby	23
1.3.5.1 Dělení podle počtu os	23
1.3.5.2 Dělení podle typu tření	24
1.3.5.3 Dělení podle brzdných či zamykacích mechanismů	26
1.3.5.4 Bionická technologie a typy bionických kolenních kloubů	27
1.4 Postura a posturální stabilita	30
1.4.1 Kontrola vzpřímené bipedální postury	30
1.4.2 Somatosenzorický systém.....	31
1.4.3 Úloha propriocepce při motorické kontrole.....	31
1.4.4 Posturální stabilita u pacientů po amputaci dolní končetiny	32
1.4.5 Základní terminologie hodnocení posturální stability	33
2 CÍLE A HYPOTÉZY	35
2.1 Cíl.....	35
2.2 Dílčí cíle.....	35
2.3 Hypotézy	35
3 METODIKA.....	36
3.1 Charakteristika souboru	36
3.2 Měřicí zařízení	36

3.3	Postup měření	36
3.4	Měřené parametry	37
3.5	Statistické zpracování	37
4	VÝSLEDKY	39
4.1	Výsledky k hypotéze H_01	40
4.2	Výsledky k hypotéze H_02	46
	DISKUZE	47
4.3	Stabilita stoje pacientů po transfemorální amputaci	47
4.4	Srovnání bionického (mikroprocesorového) typu kolenního kloubu s ostatními typy protetických kolenních kloubů dle různých parametrů	48
4.4.1	Velikost výchylek COP	48
4.4.2	Rychlost pohybu COP	50
4.4.3	Energetická náročnost užívání protézy	50
4.4.4	Požizovací cena	51
4.5	Variabilita stoje sledovaných jedinců u plnění úkolu (dual task)	51
4.6	Limity práce	52
	ZÁVĚR	53
	REFERENČNÍ SEZNAM	54
	SEZNAM ZKRATEK	62
	SEZNAM OBRÁZKŮ	63
	SEZNAM TABULEK	64
	PŘÍLOHY	65

ÚVOD

Amputace představuje chirurgický výkon, který pacienta doživotně ovlivní. Přestože se léčebné postupy v medicíně neustále zlepšují a vyvíjejí, počet provedených amputací stále roste, a to především amputací s vaskulární etiologií. Léčba následků amputace představuje nejen problém zdravotnický, ale i sociální a ekonomický.

Odstraněním části končetiny přichází organismus o řadu aferentních receptorů, které přinášejí CNS informace o poloze a pohybu dané končetiny a zprostředkovaně i celého těla. Tato nově vzniklá situace způsobuje změny v kontrole posturální stability projevující se při statistických i dynamických situacích. Posturální nestabilita osob s amputací narušuje jejich každodenní aktivity, čímž se snižuje kvalita života daného jedince a zvyšuje se riziko pádů, které představují jeden z mnoha negativních důsledků amputace.

Prostředkem ke zlepšení následků amputace, znovuzískání posturální jistoty a minimalizace funkčního deficitu, je protetická pomůcka. Je indikována a sestavena individuálně dle potřeb daného uživatele. Nezbytným požadavkem pro její aktivní využívání je pacientova jistota ve stoji s protézou. Cílem rehabilitačního procesu je vybavit pacienta protézou co nejdříve od provedení chirurgického zákroku, aby nedošlo k fixaci patologických stereotypů.

Snaha o maximální obnovu funkčního stavu pacienta vede k neustálému vývoji v oblasti protetiky. To má za následek zlepšování funkce jednotlivých částí protézy. U transfemorální protézy jsou vysoké nároky kladeny zejména na kolenní kloub. Cílem je vytvořit takový kloub, resp. náhradu, která co nejdůvěryhodněji kopíruje funkci lidské končetiny. Významný pokrok v této oblasti znamenal zavedení bionické technologie. Bionický („inteligentní“) kolenní kloub obsahuje mikroprocesor, který neustále vyhodnocuje změny zatížení a rychlosti a na základě těchto změn zajišťuje optimální nastavení kloubu.

Při bipedálním stoji musí protetický kolenní kloub poskytovat svému uživateli maximální stabilitu. Nabídka typů protetických kolenních kloubů je v dnešní době velmi široká a vyznačuje se diferencemi ve funkci kloubu a ve způsobu jeho použití. Cílem naší práce bylo určit vliv bionického protetického kolenního kloubu Rheo Knee na posturální stabilitu stoje u osob po transfemorální amputaci.

1 OBECNÁ ČÁST

1.1 Kolenní kloub

Kolenní kloub, *articulatio genus*, je složený kloub, ve kterém artikulují femur, tibia a patela. Kondyly femuru představují kloubní hlavici. Laterální kondyl, který je menší, je umístěn téměř sagitálně, zatímco větší mediální kondyl se k němu svým ventrálním okrajem stáčí. Funkci kloubní jamky zajišťují kloubní plochy kondylů tibie spolu s menisky (Dylevský, 2001).

Menisky jsou nezbytné pro normální funkci kolene, vyrovnávají inkongruenci obou kloubních ploch, fungují jako tlumiče nárazů, mají lubrikační funkci a podílejí se na kloubní stabilitě. Liší se svým tvarem, velikostí i mírou možnosti pohybu. Mediální meniskus je větší, má tvar poloměsíčitý a je méně pohyblivý. Meniskus laterální je kruhový, přední a zadní cíp se téměř dotýkají, můžeme říct, že je upevněn prakticky v jednom místě, což způsobuje jeho značnou pohyblivost (Dungl, 2005).

Třetí artikulující kostí je patela, která je přiložena k patelární ploše kosti stehenní. V kolenním kloubu má funkci kladky, na které dochází ke změně směru tahu čtyřhlavého svalu stehenního (Dylevský, 2001).

Správná funkce kolene není možná bez zajištění jeho stability. Stabilizátory dělíme z funkčního hlediska na pasivní neboli statické (vazy a menisky) a aktivní neboli dynamické (svaly a jejich úpony). Z topografického hlediska pak můžeme stabilizátory rozdělit na kapsulární (postranní vazy, kloubní pouzdro, svaly a jejich úpony) a intraartikulární (zkřížené vazy a menisky) (Dungl, 2005).

Kloubní pouzdro se upíná při okrajích kloubních ploch a je zesíleno četnými statickými stabilizátory, vazy. Vnitřní postranní vaz, který odstupuje od vnitřního epikondylu femuru a upíná se na vnitřním a zadním okraji tibie, je primárním stabilizátorem abdukce a zevní rotace bérce. Zevní postranní vaz jde od zevního epikondylu femuru na hlavičku fibuly a je hlavním stabilizátorem addukce bérce. Oba postranní vazy jsou napjaty při extenzi kolene, které tak stabilizují. Nejmohutnějšími stabilizátory kloubu jsou nitrokloubní zkřížené vazy. Přední zkřížený vaz zabezpečuje posun tibie ventrálně, vnitřní rotaci bérce a hyperextenzi. Zadní zkřížený vaz brání posunu bérce dozadu a omezuje zevní rotaci (Dungl, 2005; Dylevský, 2001).

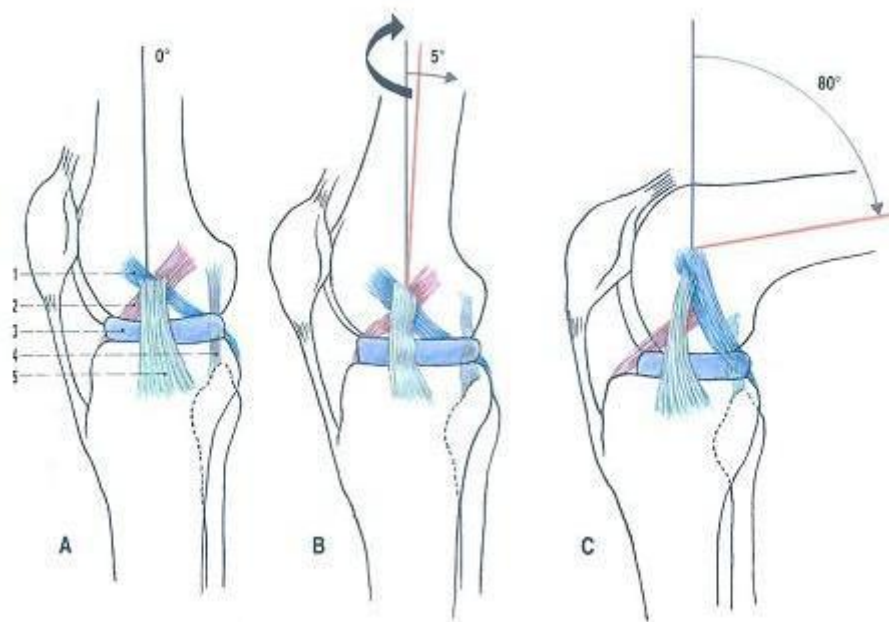
1.1.1 Biomechanika a pohyby kolenního kloubu

Složitá stavba kolenního kloubu umožňuje aktivní pohyby ve směru flexe, extenze, zevní a vnitřní rotace. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a můžeme je provést např. při vyšetřovacích manévrech (Bartoníček, 2004).

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze, při níž jsou napjaty vazy postranní a všechny vazivové útvary na zadní straně kloubního pouzdra. Femur naléhá na tibií a kloub je stabilní. Tento stav označujeme jako „uzamčení kolene“. Stabilní polohu zajišťují, jak statické stabilizátory kloubu, tak stabilizátory dynamické (Dylevský, 2001).

Pohyb ve směru flexe a extenze probíhá převážně v sagitální rovině, jedná se o složitý děj, během něhož dochází ke kombinaci tří pohybů (Obrázek 1). Prvních 5° flexe je doprovázeno tzv. počáteční rotací. Pokud je noha fixovaná na podložce (uzavřený kinematický řetězec) femur se otáčí zevně, při noze volné (otevřený kinematický řetězec) se točí bérec spolu s nohou dovnitř. Uvolňují se postranní vazy a přední zkřížený vaz a kloub se odemkne. Následuje pohyb valivý, kdy se femur valí po plochách tvořených tibií a menisky. Závěrečná fáze flexe je spojena s pohybem posuvným, zmenšuje se kontakt femuru s tibií a menisky se posunují po tibií dozadu. Flexe se tedy dokončuje ve spojení meniskotibiálním, přičemž posun zevního menisku je mnohem větší (asi 12 mm) než posun vnitřního menisku (asi 6 mm). Flexi jistí zkřížené vazy, které brání nežádoucím posunům artikulujících kostí. Patela se při flexi pohybuje směrem distálním, při extenzi směrem proximálním. Rozsah tohoto posunu je 5 až 7 cm. Během extenze pak probíhá celý proces opačně. Začíná posuvným pohybem dopředu, pokračuje valivým pohybem femuru po kondylech tibie a meniscích a končí závěrečnou rotací tibie zevně, která způsobí opětovné „uzamknutí“ extendovaného kolenního kloubu (Bartoníček, 2004; Čihák, 2001; Dylevský, 2001).

Rozsah a možnosti rotace kolenního kloubu jsou závislé na stupni flexe. S rostoucí flexí se rozsah rotace zvětšuje a největších hodnot je dosaženo při flexi mezi 45° až 90°. Složitost všech těchto pohybů je způsobena tím, že kolenní kloub nemá stálou osu pohybu, ta se mění podle stupně flexe. Mluvíme o tzv. instantním rotačním centru (Bartoníček, 2004).



Obrázek 1 Schéma postavení postranních a zkřížených vazů kolena za extenze kolena a v průběhu flexe (Čihák, 2001)

Legenda:

(1 zadní zkřížený vaz, 2 přední zkřížený vaz, 3 meniskus, 4 vnitřní postranní vaz, 5 zevní postranní vaz)

A základní postavení, plná extenze (uzamčené koleno)

B při flexi do 5° spojené s počáteční rotací se uvolňují postranní vazy a přední zkřížený vaz

C při pokračující flexi se znovu napíná vnitřní postranní vaz a přední zkřížený vaz a zajišťují stabilitu kloubu při flekčním pohybu

1.1.2 Rozsahy pohybu a svalový aparát kolenního kloubu

Kolenní kloub musí splňovat dva rozdílné požadavky, umožnit stabilitu při současné mobilitě. Aktivní rozsah pohybu do flexe je možný do 120°, pasivní až do 140°. Extenze je možná do nulového postavení, pohyb za toto postavení označujeme jako hyperextenzi. Rotace v kolenním kloubu je při extenzi nulová, maximální je u kolene flektovaného, zevní v rozsahu 15° až 30° a vnitřní maximálně 40° (Véle, 2006).

Svaly zajišťující základní pohyby kolenního kloubu můžeme rozdělit dle jejich funkce do čtyř funkčních skupin. M. quadriceps femoris má v kolenním kloubu funkci extenzoru a jeho účinnost je závislá na postavení kloubu kyčelního, při flexi v kyčli je extenční účinek na koleno menší než při extendovaném kyčelním kloubu. Mm. vasti jsou navíc důležité pro stabilizaci kolene. Hlavními flexory kolenního kloubu jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. M. biceps femoris má navíc

spolu s m. tensor fasciae latae funkcí zevně rotační. Na rozdíl od semisvalů, které spolu s m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus vykonávají rotaci vnitřní (Véle, 2006).

Jednotlivé složky extenzního aparátu kloubu vytváří vzájemné osové uspořádání. Osa tahu kontrahujícího se m. quadriceps femoris směřuje na bérci lehce mediálně a osa lig. patellae je odkloněna mírně laterálně. Tyto osy mezi sebou svírají ostrý úhel, tzv. Q-úhel (quadriceps angle). Můžeme ho měřit pomocí tří hmatných bodů: spina iliaca anterior inferior, střed pately a tuberositas tibie. Jeho velikost se pohybuje v rozsahu 10° až 15° (Dylevský, 2009).

1.2 Amputace

Amputace je definována jako odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu, vedoucí k funkční anebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření. Jedná se o rekonstrukční výkon, jehož účelem je eliminace onemocnění či funkčního postižení se snahou o dosažení návratu lokomoce nebo částečné funkce (Kubeš, 2005).

Amputace patří k nejstarším historicky doloženým chirurgickým výkonům (první zmínky se vyskytují již v 5000 let př. n. l.). Největší rozvoj amputací byl zaznamenán v období válek, kde vzhledem k omezeným technickým a medikamentózním možnostem často představovaly poslední možné řešení. Jen během první světové války jich bylo provedeno přibližně 100 000. Velkým pokrokem v chirurgické terapii představovalo zavedení ligatury velkých cév Francouzem Ambroisem Paré, které nahradilo dříve používanou hemostázu vařicím olejem. Tato metoda spolu s vývojem anestezie, zavedením asepse, užitím antibiotik a odložením primární sutury vytvořila podmínky pro tvarování dobře proteticky ošetřitelných pahýlů. Zároveň bylo sníženo procento infekčních komplikací. Rozvoj ortopedické protetiky pak znamenal zjednodušení rehabilitace pacientů (Kubeš, 2005; Sosna, 2001).

1.2.1 Příčiny a dělení amputací

Amputace končetin má různou etiologii, dle Sosny (2001) jsou základními indikacemi k amputaci: choroby končetinových cév, traumata, tumory, infekce, kongenitální anomálie a nervová onemocnění a poranění.

Vaskulární onemocnění, zejména v důsledku diabetu, jsou nejčastějším důvodem amputace. V České republice se jedná o tisíce pacientů ročně. V roce 1994 bylo provedeno 4503 amputací z vaskulárních příčin, v roce 2008 již bylo těchto zákroků 8169, tedy téměř dvakrát tolik. Postižení tepen má pandemický charakter, dle WHO je předpokládán vzestup diabetických pacientů v roce 2025 až na 300 milionů, a s tím související i vzestup možných komplikací spojených s touto chorobou. Jedná se o závažný problém, a to nejen zdravotnický, ale i sociální a ekonomický (Kolář, 2009).

Na druhém místě v četnosti jsou amputace traumatické, jejichž počet díky zlepšující se technice rekonstrukčních zásahů klesá (Kálal, 2005). V Příloze 1 jsou uvedeny počty amputací z vaskulárních a traumatických příčin v letech 1994 – 2008.

Amputace charakteristické pro mladé jedince jsou většinou radikálním řešením chirurgické léčby osteosarkomu, těchto zásahů není mnoho, řádově desítky. Ojedinele se provádějí amputace u nezvládnutelné osteomyelitidy, u těžkých morfologických defektů nebo u chronické osteomyelitidy po vyčerpání konzervativní terapie. K amputaci z důvodu kongenitální anomálie se přistupuje pouze tehdy, je-li malformovaná končetina afunkční a není možné její ortopedicko-protetické vybavení (Kolář, 2009; Sosna, 2001).

Příčina amputace značně ovlivní postoj pacienta ke změnám vlastního těla. Důležitým faktorem je také naléhavost výkonů, z tohoto hlediska dělíme amputace na primární, sekundární a terciární. Při provedení amputace primární, tedy výkonu, který musí chirurg provést co nejdříve od vzniku úrazu nebo projevu onemocnění, a není tedy možnost se na vzniklou situaci předem připravit, je psychické zvládnutí velmi náročné a vyžaduje podpůrnou psychologickou péči. Jiná situace nastává v případě, kdy pacient absolvoval dlouhodobou konzervativní léčbu, často doprovázenou bolestí. Sekundárně indikovanou amputaci pak chápe jako řešení, které jej zbaví obtíží (Pejšková, 2010). Pro zlepšení funkce končetiny nebo z kosmetických důvodů při esteticky nebo funkčně překážejícím vrozeném či získaném postižení se provádí amputace terciární (Brozmanová, 1990).

Brozmanová (1990) dále dělí amputace z hlediska vzniku na vrozené a získané. Při vrozené amputaci nastává odloučení končetiny již v průběhu intrauterinního vývoje a pod pojmem získané amputace chápe všechny amputace, ke kterým dochází buď úrazovým dějem, nebo chirurgickým zásahem. Chirurgický zásah můžeme dle Kubeše (2005) dále dělit dle doby uzávěru rány, na amputace otevřené a uzavřené. Při

otevřeném zákroku rána není primárně uzavřena, a musí následovat ještě minimálně jedna další operace k vytvoření kvalitního pahýlu. Je indikována při těžkém zhmoždění, infekci a u kontaminace měkkých tkání. U druhého typu je po amputaci rána primárně uzavřena. Dalším chirurgickým dělením je dělení dle operační techniky, rozlišujeme amputaci gilotinovou a lalokovou. V případě gilotinové amputace se jedná se o cirkulární přerušeni kůže, po jejíž retrakci se ve stejné úrovni přeruší svaly a po jejich retrakci následuje přerušeni skeletu. Je prováděna jako amputace otevřená. Před uzávěrem rány je nutná konečná úprava pahýlu. Laloková amputace může být prováděna jako uzavřená nebo otevřená. V případě otevřené lalokové amputace, jsou založeny delší kožní laloky, které jsou překlopeny (invertovány) a dočasně přešity přeloženou plochou k sobě. Po vytvoření granulační plochy je možno provést primární suturu po uvolnění těchto laloků. U uzavřené lalokové amputace je kladen důraz na tenodézu přerušených svalů, která vede ke zlepšení funkce i tvaru pahýlu (Kubeš, 2005).

1.2.2 Komplikace v období od provedení amputace

Komplikace amputací můžeme dle Sosny (2001) rozdělit na lokální a celkové. Mezi lokální řadíme hematoma, nekrózu, dehiscenci rány, gangrénu pahýlu, edém, kontrakturu pahýlu, bolest a infekci. Prevencí těchto komplikací je dle Zemana (2004) rychlé a šetrné provedení operace při správně indikované výši amputace a včasné zahájená komplexní rehabilitační péče. K celkovým komplikacím patří psychologické komplikace, neboť ztráta končetiny představuje velký psychický zásah do pacientova života. Prevencí je časná psychologická péče, která by měla být součástí rehabilitační péče. Celkovými komplikacemi u válečných poranění a polytraumat jsou morbidita a mortalita. V tomto případě je důležitá první pomoc, protišoková opatření, dobrá chirurgická technika, dostupnost kvalitního ošetření a antibiotika. V mírových podmínkách při včasné indikaci, správném technickém provedení a dobrém celkovém stavu pacienta je amputace relativně bezpečným chirurgickým výkonem (Sosna, 2001).

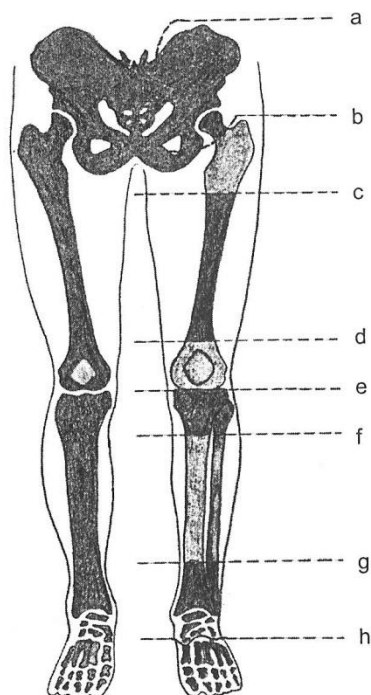
Velmi častou komplikací je vnímání senzitivních vjemů, které jsou lokalizovány, jak v amputačním pahýlu, tak v amputované části končetiny. Dle Lejčka (2002) rozlišujeme fantomovou bolest, fantomové pocity a bolest pahýlovou. Fantomová bolest představuje bolestivé vjemy, které jsou vztaženy k amputované části

končetiny. Objevuje se u 50 – 75 % pacientů v prvním týdnu po amputaci. Kvalita bolesti je vysoce individuální, nejčastěji však bývá popisována jako pálivá, palčivá, štípavá, někdy jako řezavá, drtivá, bodavá (Lejčko, 2002). Rokyta (2000) vysvětluje vznik fantomové bolesti tím, že i přes odstranění periferní části končetiny, projekce v mozkové kůře zastupující tuto oblast odstraněna není, a proto je stále vnímána. Nebolestivé vnímání a uvědomování si již neexistující končetiny označujeme jako fantomové pocity. Jsou popisovány téměř u 100 % pacientů po amputaci, častěji lokalizovány na dominantní končetině. Pokud je bolest lokalizována do oblasti amputačního pahýlu, nejčastěji poblíž jizvy, jedná se o bolest pahýlovou. Někdy bývá spojena s lokálními patologickými nálezy (kostní prominence, ischemie, neurom) (Lejčko, 2002).

1.2.3 Výše amputace

Stanovení výše amputace bývá nejobtížnější otázkou. Ke stanovení výše amputace se používá mnoho vyšetření (kotníkový tlak měřený dopplerometricky, kožní fluorometrie po intravenózní injekci fluorescinu, prstová fotopletyzografie, transkutánní měření hodnot pO_2 aj.). Žádná z nich ale nebyla v kontrolovaných sériích statisticky signifikantně spolehlivá. Nejdůležitějším kritériem tak stále zůstává dobrý úsudek zkušeného klinika. Správná výše amputace má zajistit dobré hojení a optimální možnost rehabilitace. Snahou je, aby amputace byla co nejnižší, ale aby zároveň bylo možno pacienta vybavit vhodnou funkční protetickou pomůckou (Zeman, 2004).

Výše amputací na dolní končetině v různých úrovních jsou znázorněny na Obrázku 2. Amputace jsou prováděny v rozmezí od amputace prstů, které patří k nejčastěji amputované části těla až po radikální hemipelvektomie, při kterých je odstraněna celá dolní končetina a různě velký rozsah pánevní kosti (Way, 1998). Nejčastější amputací u ischemických změn dolních končetin je amputace v bérce, která díky zachovalému kolennímu kloubu nezpůsobuje tak výrazné změny v lokomoci jako amputace v úrovni stehna. Dle Kubeše (2005) představuje amputace ve stehně standardní chirurgický výkon. Optimální délka pahýlu u stehenní amputace je asi jedna třetina délky femuru. Pahýl je nejdůležitější částí, neboť plní funkci páky, která usnadňuje dopředný pohyb protézy, a tím napomáhá lokomoci (Kolář, 2009).



Obrázek 2 Schematické znázornění rozsahu úrovní možných amputací na dolní končetině (Matějčíček, 2005)

Legenda:

a – hemipelvektomie, b – exartikulace v kyčelním kloubu, c – extrémně krátký stehenní pahýl, c – d – stehenní amputace, e – exartikulace v kolenním kloubu, f – g – amputace v bérce, h – amputace v oblasti nohy

1.3 Protetika – definice a historie

Protetika je obor zabývající se léčbou pacientů pomocí zevně aplikovaných protetických pomůcek, které kompenzují jak somatický, tak funkční deficit. Mezi obory ortopedické protetiky patří: protetická protetometrie, protetika, ortotika, epitetika, adjuvatika a kalceotika (Matějčíček, 2005).

Datování první protetické pomůcky není zcela přesné. V indické literatuře se první zmínky objevují v polovině druhého tisíciletí př. n. l. Herodotos (485 – 425 př. n. l.) ve svých statích popisuje spartského vězně, který si amputoval nohu, za kterou byl připoután, uprchl z vězení a následně si opatřil nohu dřevěnou. První dochovaná protéza byla vytažena z trosk Pompejí a její stáří se odhaduje do období 3. st. př. n. l. Tato protéza byla vyrobena z tenkého plátku bronzu připevněného k centrálnímu dřevěnému jádru a k pahýlu končetiny byla přichycena koženým řemenem. V průběhu

16. století se na návrzích a zdokonalování funkčnosti protéz podílela hlavně skupina vědců kolem Leonarda da Vinciho a vojenského chirurga Ambroise Parého, který také ustanovil základní technické postupy pro samotné amputace. Protéza se skládala z postroje, pahýlového lůžka, kolenního a hlezenního kloubu. Výrobě se věnovali kováři nebo samotní pacienti, kteří byli často odsouváni na okraj společnosti a většinou žili jako žebráci. V roce 1843 Angličan James Potts představil transfemorální protézu, skládající se z pahýlového lůžka, ocelového kolenního kloubu, dřevěné holeně a ohebné nohy, umožňující dorzální flexi při současné flexi kolene. To bylo umožněno koženými řemeny, které spojovaly koleno s kotníkem. Tato protéza byla známá jako „Anglesey leg“ podle Markýze z Anglesey, který ztratil svou končetinu v bitvě u Waterloo (May, 2002; Seymour, 2002).

Největší rozvoj protetika zaznamenala v období světových válek. Během první světové války ztratilo končetinu asi 100 000 vojáků všech evropských armád a asi 4 400 amerických vojáků. Péče o válečné veterány byla impulzem pro urychlení vývoje a vedla ke spolupráci mezi protetiky a chirurgy. Období mezi válkami bylo charakteristické zpomalením vývoje, ovšem druhá světová válka vývoj znovu urychlila (May, 2002).

V českých zemích zaznamenala protetika největší rozvoj na přelomu 18. a 19. století. Zasloužili se o to např. Josef Božek (1782-1835) a jeho syn Romuald Božek (1814-1898), který vyrobil stehenní protézu s excentrickým kolenním kloubem. Koncem 19. století začaly vznikat samostatné protetické firmy. Zásadní zlom nastal po roce 1919, kdy Otto Bock zahájil sériovou výrobu a byl tak dán základ tzv. modulární stavbě protetických pomůcek (Matějček, 2005).

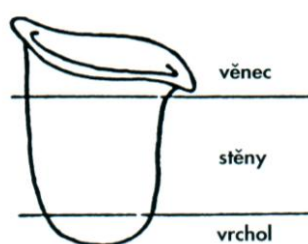
V dnešní době se protetika neustále posouvá velmi rychle dopředu. Výzkum lidského pohybu, nových materiálů a technologií vede k vytváření velmi lehkých a funkčních komponent. Spotřebitel klade na svou protetickou pomůcku stále větší požadavky. Protéza by mu měla umožnit vést plnohodnotný život, včetně sportovních a jiných volnočasových aktivit (May, 2002).

1.3.1 Protéza dolní končetiny

Protéza dolní končetiny je ortopedická pomůcka nahrazující chybějící část končetiny. Umožňuje stabilitu, bipedální lokomoci a poskytuje estetické krytí defektu (Brozmanová, 1990). Vždy je stavěna podle individuálních potřeb pacienta a spolu s

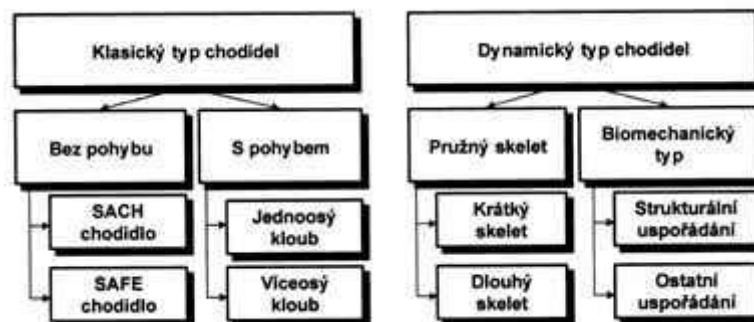
ním tvoří funkční jednotku, kterou označujeme jako „biomechanický celek“ (Matějíček, 2005).

Každá protéza se skládá ze dvou základních částí, pahýlového lůžka a periferní protézy (Kubeš, 2005). Pahýlové lůžko představuje kontaktní část protézy, ve které je uložen pahýl. Musí zabezpečit dostatečnou oporu, stabilitu, zároveň eliminovat bolest a diskomfort (www.protetikafm.cz). Botta et al. (2003) uvádí, že tvar a objem stehenního pahýlu určují kvalitu pahýlového lůžka, na rozdíl od použitého materiálu, který nemá tak velký význam. Sosna (2001) dělí pahýlové lůžko na tři části – věnec, stěny a vrchol (Obrázek 3).



Obrázek 3 Schéma pahýlového lůžka (Sosna, 2001)

Protetický kyčelní kloub se uplatňuje při vysokých zákrocích, jako jsou exartikulace v kyčelním kloubu nebo hemipelvektomie, ale také u velmi krátkých stehenních pahýlů (Kubeš, 2005). U amputací v oblasti stehna a výše využíváme protetický kolenní kloub. Jeho úkolem je zajištění stability ve stojné fázi chůze a zároveň umožnění dopředného pohybu bérce ve fázi švihové (Kubeš, 2005). (Tato problematika je podrobněji popsána v kapitole 1.3.5 Protetické kolenní klouby). Terminální část protézy představuje protetické chodidlo, které je součástí všech protéz (kromě amputací v oblasti chodidla). Protetické chodidlo je dynamický prvek, podstatou jeho dynamické funkce je přenos silového působení při odvalu chodidla v sagitální rovině, tedy umožnění pohybu v plantární a dorzální flexi (Rosický, www.ortotikaprotetika.cz). Dle Rosického můžeme protetická chodidla rozdělit na dva základní typy – klasická a dynamická. Na Obrázku 4 můžeme vidět jejich další dělení.



Obrázek 4 Rozdělení protetických chodidel (Rosický, www.ortotikaprotetika.cz)

Klasický typ protetického chodidla je starší než typ dynamický. Nabízí dobrou stabilitu, ale příliš nevyhovuje dynamickým požadavkům. Dle Kubeše (2005) je hlavním představitelem klasického typu protetického chodidla chodidlo typu SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Název vystihuje konstrukční uspořádání, tedy chodidlo bez pohybu s měkkým patním klínem (Rosický, www.ortotikaprotetika.cz). Dynamický typ protetického chodidla využívá akumulaci energie během odvalu chodidla ke švihové fázi kroku. Je vhodné pro aktivnější uživatele (Kubeš, 2005). Mezi zástupce dynamických typů chodidel patří např. chodidlo Accent s nastavitelnou výškou paty nebo multiaxiální chodidlo Onyx (www.protetika-ortho-aktiv.cz).

Při stanovení typu protézy a jednotlivých komponent vycházíme ze stupně aktivity daného uživatele (Příloha 2) (www.protetikafm.cz).

1.3.2 Indikace a kontraindikace protézování

Protézu předepisuje smluvní lékař pojišťovny (ortopedický protetik, chirurg, ortoped, rehabilitační lékař a neurolog) (Kolář, 2009). Lékař zhodnotí typ amputace, charakter přidružených onemocnění, mentální schopnosti pacienta a jeho schopnost spolupráce při rehabilitaci, celkovou dynamiku pacienta, jeho životní styl, zaměstnání, koníčky atd. Na základě všech informací navrhne typ protetického vybavení, protetické pracoviště pak na základě indikačních kritérií lékaře předloží technické řešení (Matějček, 2005).

Základním požadavkem pro aplikaci protézy je tvar amputačního pahýlu. Ideální tvar pahýlu je válcovitý, kaudálním směrem mírně konický, kůže pahýlu musí být zhojená. Pacient měl být pacient schopen zvládnout stoj samostatně, popřípadě s oporou berlí a zvládat chůzi s berlemi na kratší vzdálenost (Smutný, 2008). Má být

v dobré fyzické kondici (přiměřené věku) a musí být ochotný spolupracovat s ortopedickým technikem a fyzioterapeutem (Brozmanová, 1990).

Funkčním protézováním označujeme stav, kdy je pacient po amputaci protézou nejen vybaven, ale také ji efektivně využívá; tj. naučí se ji ovládat a využívat pro chůzi (Kálal, 2000).

Ne všichni pacienti po amputaci jsou vybaveni protézou. Kontraindikace protézování mohou být absolutní nebo dočasné. Za absolutní kontraindikace můžeme považovat fyzické nebo psychické změny, které zabraňují využití protézy. Mezi psychické změny patří např. pokročilá demence různé etiologie. Hlavním fyzickým parametrem je zhodnocení funkčního stavu kardiovaskulárního aparátu, protože chůze na protéze představuje pro organismus zvýšení energetických nároků, proto by samotné indikaci mělo předcházet testování pomocí funkčních testů (rumpálový ergometr, telemetrie a Holterův systém), které nám pomohou určit, jak intenzivní zátěž je pacient schopen zvládnout (Kálal, 2005). Tabulka 1 ukazuje průměrné zvýšení spotřeby energie během chůze při rozdílných úrovních amputace končetiny. Ovšem jasná odpověď na otázku, zda je činnost kardiovaskulárního aparátu dostačující či nikoliv, není snadná. Parčová (2010) popisuje ze své praxe pacienty s ejection frakcí levé komory 35 %, kteří zvládli chůzi s protézou v interiéru, což umožnilo jejich návrat do domácího prostředí.

Tabulka 1 Průměrné zvýšení spotřeby energie během chůze při rozdílných úrovních amputace končetiny (Smutný, 2009)

Úroveň amputace	Zvýšení spotřeby energie
Částečná amputace chodidla	10 – 20 %
Amputace pod kolenem	40 – 50 %
Amputace nad kolenem	90 – 100 %
Bilaterální amputace pod kolenem	60 – 100 %

Dočasnou kontraindikací vybavení protetickou pomůckou jsou defekty pahýlu, defekty nohy intaktní dolní končetiny a aktuální dekompenzace přidružených

onemocnění, zvláště kardiovaskulárních (Parčová, 2010). Barčová a Nedvědová (2001) uvádějí ještě kontraindikace relativní, a to abusus alkoholu a asociální chování.

Musíme si uvědomit, že protéza má pro pacienta výrazný psychologický význam, a to jak pro něho samotného, tak rovněž v rámci sociální integrace. Proto stále platí, že při rozhodování, zda protézovat či nikoliv, je nutné postupovat přísně individuálně, zvážit všechny možnosti, souvislosti, perspektivy a okolnosti (Parčová, 2010; Brozmanová, 1990).

Trvalé kontraindikace brání v získání protézy zhruba 10 – 30 % pacientů po amputaci dolní končetiny. Ti jsou dále odkázáni na invalidní vozík a vybavení pouze jednoduchou kosmetickou protézou (Kálal, 2000).

1.3.3 Možnosti protézování

Zhotovení protézy je žádoucí co nejdříve po amputaci. Literatura popisuje i tzv. protézování okamžité, při kterém je provizorní protéza pacientovi přidělena bezprostředně po operaci. Principem je přiložení sádrové fixace, do které je zabudován pylon s protézou nohy (Way, 1998). Podle Smutného (2008) se v dnešní době od toho postupu protézování ustupuje a v České republice není již téměř vůbec využíván.

Ve většině případů při dobře vedené pooperační rehabilitaci je možné pacienta vybavit protézou zhruba za 6 týdnů od operace (Matějček, 2005). Tato protéza se nazývá prozatímní (přechodná) a slouží pacientovi do té doby, než se pahýl vyformuje do konečného tvaru a bude jej možno vybavit protézou definitivní (asi za 3 měsíce po operaci). Protéza přechodná by měla mít maximální funkční podobnost s definitivní protézou a její lůžko se musí dát co nejrychleji a nejjednodušeji přizpůsobit změnám amputačního pahýlu. Výhodou aplikace přechodné protézy je také možnost posouzení pacienta používat protézu (Brozmanová, 1990). Definitivní protéza ve standardním vybavení se předepisuje v počtu jeden kus za dva roky. Po uplynutí této doby provede protetický technik kompletní prohlídku protézy s případnou opravou nebo výměnou některých opotřebených dílů a doporučí další termín této prohlídky. Pokud technik shledá, že protéza je ve velmi špatném technickém stavu, není funkční a náklady na opravu by přesáhly náklady nové pomůcky či opravu nelze provést, doporučí zhotovení nové protézy. U dětí je z důvodu dynamických růstových změn a zvýšených nároků na protézu doba užití individuální (Smutný, 2008; Kolář, 2009).

Pokud po amputaci dojde k celkovým nebo místním komplikacím je využíváno tzv. odložené protézování, kdy je upřednostněno vyřešení vzniklých komplikací, a v případě jejich úspěšného zvládnutí je pacient oprotézován (Hadraba, 2006).

1.3.4 Možnosti upevnění protézy

Ve většině případů je protéza upevněna k pahýlu prostřednictvím pahýlového lůžka, které dle způsobu uchycení dělíme na lůžko závěsné, semikontaktní a plně kontaktní (Matějíček, 2005). K upevnění pahýlového lůžka závěsného typu je nutno použít přídatné fixační zařízení. Jeho výhodou je snadná aplikace i na tvarově atypický pahýl. Nevýhodou je ztížená ovladatelnost lůžka, tedy i celé protézy. Semikontaktní pahýlové lůžko rovněž vyžívá přídatné závěsné zařízení, ale kontakt amputačního pahýlu s povrchem lůžka je významně zlepšen. Lůžko plně kontaktní nevyžaduje ke svému upevnění žádná přídatná fixační zařízení, neboť dochází k plnému kontaktu lůžka s amputačním pahýlem za vzniku podtlaku. Zvláštním typem pahýlových lůžek jsou lůžka silikonová a polyuretanová, která jsou fixována na pahýl svým elastickým napětím v celé ploše (opěrná stěna je pak formována podle zevního povrchu silikonového nebo polyuretanového lůžka). Mezi hlavní výhody patří subjektivní zvýšení komfortu, nevýhodou je omezení prostupu potu a vyšší nároky na údržbu (Kubeš, 2005)

Relativně novou metodu upevnění protézy představuje technika osseointegrace. Jejím principem je upevnění protézy přímo ke kosti amputačního pahýlu. Metodu vyvinul profesor Branemark z Göteborgu a je vhodná zvláště pro mladší pacienty po amputaci ve stehně. Systém implantátu se skládá z upínací části (upínače), která je chirurgicky vpravena do kosti. Přibližně za 6 měsíců se spojovací díl (čep), který pronikne kůží, připevní k upínači. Protéza má na svém proximálním konci speciální objímku se zámkem, kterou je mechanicky spojena s integrovaným čepem v pahýlu, pacient pomocí speciálního klíče potom sám provádí zajištění a odjištění protézy. Možné výhody spočívají v lepší chůzi, pevném a stabilním upevnění protézy ke kosti, zjednodušeném způsobu připojení i odpojení protézy, zvýšeném pohodlí při sedu, menším výskytu otlaků i bolestivých pocitů v pahýlu. Ale je nutno zvažovat i zřejmá rizika, zejména životnost a spolehlivost implantátu a důsledek pro pacienta v případě selhání. Teprve dlouhodobější zkušenosti s touto metodou potvrdí nebo vyvrátí její

možný přínos pro oblast protézování dolních končetin (Rosický a Smutný, 2001). V České republice není tento typ upevnění protézy prozatím využíván (Smutný, 2008).

1.3.5 Protetické kolenní klouby

Protetické kolenní klouby by v dnešní době měly splňovat dvojí funkci. Zajistit stabilitu během stojné fáze chůze a zároveň umožnit plynulý a kontrolovaný pohyb berce vpřed ve fázi švihové. Jsou navrhovány tak, aby v maximální možné míře napodobovaly funkci lidského kolene. Svému uživateli musí umožnit nejenom přirozenou chůzi, ale i sezení, klečení a další každodenní aktivity. Nabídka typů protetických kolenních kloubů je velmi široká, od jednoduchých až po velmi složité a automatizované. Indikace se většinou řídí stupněm fyzické aktivity daného uživatele (Příloha 2) (May, 2002).

Podle Seymour (2002) dělíme protetické kolenní klouby dle počtu os, typu tření a brzdného či zamykacího mechanismu.

1.3.5.1 Dělení podle počtu os

Jednoosý kolenní kloub

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).

Až do druhé světové války byl tento typ kloubu využíván nejčastěji. Vzhledem ke své mechanické jednoduchosti zůstal jednoosý kolenní kloub nejlevnější a nejnáze udržovanou variantou. Bohužel má dva biomechanické nedostatky. Koleno nemá vnitřní stabilitu, a proto je nutné, aby amputovaný kontroloval každý krok, jako prevenci „zborcení“ protézy. Tato podmínka není u pacientů staršího věku vždy dodržena, a tím pádem může hrozit zvýšené riziko pádů. Stejně důležitou vlastností je volný švih kolene. Dolní končetina je kyvadlo s rychlostí švihu limitovanou jeho délkou. Snaha o zrychlení chůze způsobuje nadměrnou flexi kolene na začátku švihu, což ještě více zpomalí kadenci. Uživatel je tedy nucen chodit konstantní pomalou rychlostí. Z důvodů těchto dvou vad je tento typ kolenního kloubu indikován u dospělých vzácně. Ovšem pro svou mechanickou jednoduchost je často využíván v pediatrické protetice (Smith, 2002).

Polycentrický kolenní kloub

Polycentrický kolenní kloub (Obrázek 5) je pojmenován podle vícenásobných spojení, která obsahuje. Nejčastěji je využíván systém čtyř osových bodů spojených čtyřmi pákami. Z tohoto důvodu se tento typ označuje jako čtyřosové koleno. Vyráběna jsou i kolena pěti, šesti a sedmiosová (Smith, 2002).

Polycentrická úprava nabízí několik biomechanických výhod. Funkční centrum rotace leží většinou mimo kolenní kloub. Ve čtyřosovém typu polycentrického kolene je osa otáčení posunuta dozadu ve srovnání s mechanickou osou kolene. Toto posunutí zajišťuje kolenu vnitřní stabilitu v průběhu stojné fáze. Během flexe se osa otáčení posouvá směrem dopředu a dolů, což umožňuje velkou stabilitu také v časně fázi stoje a zároveň relativně snadný přechod do švihové fáze (Smith, 2002).



Obrázek 5 Polycentrický kolenní kloub 3K61 (www.protetika-ortho-aktiv.cz)

Obecně je tento typ kolene vhodný pro uživatele s dlouhým stehenním pahýlem či s kolenní disartikulací nebo pro jedince, kteří příliš nepotřebují měnit rychlost chůze. Není ideální pro aktivní skupinu uživatelů a sportovce (May, 2002).

1.3.5.2 Dělení podle typu tření

Manuálně uzamykatelný kolenní kloub

Manuálně uzamčený kolenní kloub poskytuje maximální kontrolu stojné fáze, ale svému uživateli neumožňuje provést švih, protože 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).

Vyřazení flexe ve švihové fázi dělá protézu funkčně velmi dlouhou. Během chůze pak musí amputovaný využívat některé náhradní mechanismy, např. cirkumdukci, přeskok, „hip-hike“ (nadzvednutí kyčle protézované dolní končetiny) nebo je nucen táhnout končetinu volně za sebou. Výsledkem této nutné kompenzace je spolu se zvýšenou energetickou náročností také abnormální chůzový mechanismus. Z těchto důvodů se k indikaci toho typu kloubu přistupuje většinou až 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, 2002).

Pneumatický a hydraulický kolenní kloub

Pneumatické a hydraulické jednotky řeší problém mechanického tření tím, že mohou poskytovat různě intenzivní odpor. Během iniciace pohybu je odpor minimální, se zvyšující se rychlostí a silou odpor roste. To znamená, že odpor se přizpůsobuje rychlosti pacientova pohybu (Seymour, 2002). Umožňují přirozenou chůzi a jsou předepisovány téměř ve všech případech, kdy je pacient schopen měnit rychlost chůze (Smith, 2002).

Pneumatický kolenní kloub využívá válce naplněného vzduchem, který je umístěný v horní části bérce. Při flexi kolene je vzduch tlačěn přes píst, principem je změna velikosti prostoru mezi válcem a pístem. Menší otevření znamená větší odpor ve švihové fázi a naopak. Velikost tření je rovněž závislá na rychlosti chůze a umožňuje kontrolu švihové fáze (May, 2002).

Jedním z problémů pneumatického kolenního kloubu je fakt, že vzduch je zcela stlačitelný. Při velmi energických a intenzivních aktivitách tedy nemůže poskytnout dostatečný odpor. Tento problém řeší hydraulický kolenní kloub (Obrázek 6), který pracuje na stejném principu, jen s tím rozdílem, že odporovým médiem je nestlačitelná kapalina (nejčastěji silikonový olej) (Smith, 2002).

Z tohoto důvodu jsou pneumatické jednotky vhodné spíše pro uživatele se schopností změny rychlosti chůze, ale s celkově pomalejším tempem. Zatímco hydraulické jednotky vyhovují více aktivnějším uživatelům. Nevýhodou

pneumatických a hydraulických jednotek bývá vyšší pořizovací cena a v některých případech i vyšší hmotnost (Seymour, 2002).



Obrázek 6 Hydraulický kolenní kloub Mauch (www.ossur.cz)

1.3.5.3 Dělení podle brzdných či zamykacích mechanismů

Stance – Control Knee

Mechanismus tohoto typu kolenního kloubu se skládá z typické hmotností aktivované napěťové brzdy. V prvotní fázi stoje pacient přenáší hmotnost na protézu, čímž je brzda aktivována a výsledné napětí bezpečně drží koleno. Pro pokrčení kolene je nutné přesunout hmotnost na protilehlou končetinu. Jakmile je protéza plně odlehčena, brzdový mechanismus povolí a švihová fáze může volně proběhnout. Většina uživatelů používající tento typ kolenního kloubu nemá problém s nácvikem chůze, která ovšem ve výsledku nepůsobí zcela přirozeně (Smith, 2002).

Další nevýhodou je, že při rychlejší chůzi brzdový mechanismus narušuje provedení flexe kolene během fáze předšvihů. Z těchto důvodů je většinou určeno pouze pro starší uživatele s limitovanými možnostmi, kteří vyžadují vyšší stabilitu (Seymour, 2002).

Občas se tyto protézy užívají jako tzv. protézy předběžné, které slouží nově amputovaným k nácviku chůze na protéze (Smith, 2002).

Mikroprocesorový (bionický) kolenní kloub

Hlavní součástí kloubu jsou mikroprocesorové jednotky snímající napěťové a pohybové senzory, které detekují vznik flekčního nebo extenčního momentu. Na určitý odpor pak koleno reaguje určitou pozicí dolní končetiny, která je přednastavena

individuálně pro svého uživatele a také pro chůzi po různých površích, od písku až po beton (Seymour, 2002).

Ideálními kandidáty pro tento typ kolene jsou uživatelé s velmi aktivním životním stylem, kterým tento kloub umožňuje maximální možnou resocializaci v rámci všech denních a volnočasových aktivit. Bionický kolenní kloub také umožňuje amputovaným sportovcům neustále zlepšovat jejich výkony (May, 2002).

Nevýhodami tohoto typu jsou velmi vysoká cena, hmotnost a nejasnost v délce doby životnosti (Seymour, 2002).

Musíme si uvědomit, že mikroprocesorem řízený kloub nedodá svému uživateli stabilitu, pokud sám uživatel nemá schopnost zvládnout danou situaci (např. rychlou chůzi, sestup ze schodů či rampy). To je důvod proč kloub není vhodný pro uživatele neovládající chůzi na jiných typech protéz a pro dětské pacienty (do věku nejméně 5-ti let). Také není vhodný pro uživatele vykonávající aktivity s velkým množstvím nárazů a činnosti ve vodním prostředí (<http://www.computerleg.com/who.html>).

1.3.5.4 Bionická technologie a typy bionických kolenních kloubů

Slovo bionika vzniklo spojením slov biologie a technika. Jedná se tedy o vědu pohybující se na rozhraní těchto dvou oborů. V roce 1993 ji D. Neumann definoval jako vědu, která využívá poznatků o stavbě a funkcích živých systémů k řešení technických problémů. Skutečný začátek bioniky se datuje od roku 1960, kdy byl na kongresu v Davonu poprvé použit termín „bionics“ (<http://www.quido.cz/tvorivost/29tvorivost.htm>).

Principy bioniky se řídil také Stephan Bedard z firmy Ossur, který na začátku svého vývoje bionických protéz formuloval tři základní pravidla, která musí bionická zařízení splňovat. Jedná se o zákon skutečné vazby, zákon autonomie a zákon adaptability. Tyto tři zákony jsou vzájemně propojeny a nesmí platit proti nebo na úkor jiného zákona. Dohromady je můžeme prezentovat tak, že bionické zařízení je takové zařízení, které nepřetržitě vnímá a monitoruje svůj pohyb, vnitřní prostředí a svou interakci s uživatelem. Tyto informace zpracovává, dokáže na ně reagovat, tedy přizpůsobit se změnám a samostatně vykonávat odpovídající funkci. Bionická technologie se tedy snaží obnovit nepřetržitou interakci mezi mozkem a zbytkem těla, která byla z důvodu amputace přerušena (www.ossur.cz/Bionika).

Velký rozvoj bionické technologie probíhá ve Spojených státech amerických, v centrech pro válečné veterány z Afghánistánu a Iráku (Downs, 2008).

První protetický kolenní kloub řízený mikroprocesorem se na trhu objevil v roce 1993 ve Velké Británii pod obchodním názvem The Intelligent Prosthesis. V roce 1995 pak přišla vylepšená verze, která se nazývala The Intelligent Prosthesis plus. Obě byly vyrobeny firmou Chas A. Blatchford & Sons. V případě The Intelligent Prosthesis byla kontrola švihové fáze prováděna pomocí pneumatického mechanismu (Jepson, 2008).

Druhá generace mikroprocesorových kolen, nazvaná Adaptive knee (Chas A. Blatchford & Sons) spojila dohromady jak pneumatickou, tak hydraulickou kontrolu. Pneumatická jednotka poskytovala kontrolu během švihové fáze a hydraulická během stojné fáze chůze. Tyto jednotky byly ovládány počítačem umístěným v kolenním kloubu, který reagoval na změnu síly, času a velikosti úhlu v kloubu (Jepson, 2008).

V roce 1997 představila firma Otto Bock svou verzi mikroprocesorového kolene, nazvaného C-Leg (Obrázek 7). Principem je řízení kolenního kloubu pomocí mikroprocesorem ovládané hydrauliky, která se dynamicky přizpůsobuje rychlosti chůze a zároveň umožňuje spolehlivé jištění stojné fáze (www.ottobock.cz).



Obrázek 7 C-Leg (www.ottobock.cz)

Regulační mechanismus se skládá ze systému senzorů, které snímají velikost zatížení každé 0,02 sekundy. Zároveň je také snímána velikost úhlu kolene. Pomocí všech těchto informací kloub „rozeznává“, v jaké fázi krokového cyklu se uživatel právě nachází a tomu pak přizpůsobuje optimální pohyb bérce (www.ottobock.cz).

Tento typ je vhodný pro pacienty po jednostranné, ale i oboustranné transfemorální amputaci. V některých případech i pro pacienty po disartikulaci v kyčli. Nejvhodnější stupeň aktivity uživatele je 3 a 4. Maximální hmotnost uživatele je 125 kg (www.ottobock.cz).

Dalším zástupcem bionických kolenních kloubů je kloub Rheo Knee (Obrázek 8) vyrobený firmou Ossur, který se na trhu objevil v roce 2005. Poskytuje mikroprocesorem řízenou stojnou i švihovou fázi chůze. Obsahuje vysokorychlostní snímače úhlové polohy a zatížení, které monitorují polohu a pohyb kloubu 1000krát za sekundu. Snímače reagují na sebemenší změny zatížení, rychlosti i typu pohybu. Tyto vstupní informace neustále proudí do „mozku“ systému, který je vyhodnocuje a zajišťuje rychlé a přesné nastavení kloubu (Ossur, 2007).



Obrázek 8 Rheo Knee (<http://www.computerleg.com>)

Část kolenního kloubu, která využívá prvky umělé inteligence, se nazývá Dynamic Learning Matrix Algorithm (DLMA). Od prvního kroku DLMA zpracovává informace ze snímačů, rozpoznává a pamatuje si jednotlivé parametry chůze. Hodnota odporu flexe ve švihové fázi je stále aktualizována, čímž je nastaven správný zdvih paty v závislosti na rychlosti chůze (Ossur, 2007).

DLMA nejenom detekuje změny v kloubu, ale i vysílá informace pro další část kloubu tzv. akční člen. Ten využívá magnetoreologickou (MR) kapalinu a rotační disky, díky kterým je nastavena správná velikost odporu během každého kroku. MR kapalina obsahuje miniaturní kovové částice, které při působení magnetického pole vytvářejí řetězce, čímž vzrůstá odpor kloubu. Čím je magnetické pole silnější, tím je hodnota odporu vyšší (Ossur, 2007).

Ideálním uživatelem kloubu Rheo Knee je pacient po transfemorální amputaci či kolenní exartikulaci, s maximální hmotností 100 kg, který se pohybuje v rozmezí nízké až střední aktivity a zvládá měnit rychlost chůze (Ossur, 2007).

1.4 Postura a posturální stabilita

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, z nichž v běžném životě má největší význam síla tíhová. Postura neznámá pouze bipedální stoj nebo sed, ale je součástí každé polohy a je nezbytnou podmínkou pohybu (Kolář, 2009; Vařeka 2002a).

Posturální stabilita je schopnost kontrolovat vzpřímené držení těla tak, aby při změně zevních nebo vnitřních sil nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Kolář (2009) mluví o kontinuálním „zaujímání“ stálé polohy. Toto neustále vyvažování zajišťuje pohotovost k náhlému přechodu z klidu do pohybu a naopak, což chrání tělo před možným poškozením (Véle, 2006). Posturální stabilizaci rozumíme aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Winter (1990) používá pro posturální stabilizaci termín balance, kterou charakterizuje jako dynamiku postury.

1.4.1 Kontrola vzpřímené bipedální postury

Skutečnost, že lidské tělo je samo schopno udržet vertikální polohu, označuje Latash (1998) jako „zázrak“. Je nutno zdůraznit, že tento dynamický proces není vůbec jednoduchý. Posturální kontrola je zajišťována koordinací složky senzorycké, řídicí a výkonné. Senzorycká složka představuje vzájemnou integraci aferentních informací ze zraku a systémů vestibulárního a somatosenzoryckého. Horak (2006) udává procentuální zastoupení jednotlivých systémů v zajištění posturální kontroly u zdravého jedince stojícího v dobře osvětlené místnosti na pevném povrchu takto: somatosenzorycký systém 70 %, vestibulární systém 20 % a zrakové informace 10 %. Všechny aferentní informace neustále vyhodnocuje řídicí složka CNS (mozek a mícha), na jejich základě dochází k aktivaci výkonné (eferentní) složky, tedy pohybového systému (Kralíček, 2002).

Významnou úlohu při udržení vzpřímeného držení má i psychologické rozpoložení daného jedince. Véle (1995) upozorňuje na to, že je nutné vycházet z osobnosti člověka a chápat vzpřímené držení jako individuální posturální program, který vznikl během pohybového vývoje daného individua.

Z biomechanického hlediska představuje lidské tělo model obráceného kyvadla s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Ani klidný bipedální stoj nepředstavuje činnost zcela statickou, ale dochází k neustálým minimálním posturálním výchylkám (postural sway), které podporují žilní návrat, čímž neustále zajišťují dostatečné prokrvení mozku (Mlíka, 2009). Pro udržení posturální stability v předozadním směru je klíčový hlezenní mechanismus a největší svalová aktivita je vyvíjena plantárními flexory nohy. Ve směru laterolaterálním se uplatňuje mechanismus kyčelní a svaly v okolí tohoto kloubu, z nichž dominantní úlohu hraje m. gluteus medius (Véle, 2006; Vařeka, 2002b; Winter, 1990).

Vařeka (2002b) uvádí, že laterolaterální směr je pro stoj stabilnější než stabilita předozadní. Důvodem je anatomicky předurčená volnost pohybu dolních končetin a trupu, která je mnohem více omezena do stran než ve směru předozadním. Velká volnost v sagitální rovině souvisí s průběhem lokomoce v této rovině.

1.4.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém představuje propiocepci a kožní cití. Propriocepce poskytuje aferentní informace z receptorů umístěných ve svalech, šlachách, kloubech, ligamentech a kůži, čímž umožňuje vnímání vzájemné polohy (statestezie) a pohybu segmentů proti sobě (kinestezie). Kožní cití dodává vjemy mechanických, tepelných a bolestivých podnětů působících na povrch těla (Kralíček, 2002). Jak již bylo zmíněno, somatosenzorický podnět je pro udržení vzpřímené postury dominantní. Při jeho vyřazení vzrůstá velikost výchylek až o 60 % (Mlíka, 2009).

1.4.3 Úloha propiocepce při motorické kontrole

Role propioceptivní informace při řízení kontroly může být rozdělena do dvou kategorií. První kategorie se týká vlivu vnějšího prostředí. Motorické programy jsou upravovány tak, aby se neustále přizpůsobovaly neočekávaným změnám v zevním prostředí. Ačkoli tyto změny jsou často spojeny s vizuálním vstupem, v mnoha případech je propioceptivní impulz rychlejší nebo přesnější, případně dominuje v obou charakteristikách. Vizuální informace slouží k vytvoření modelu prostředí, ve kterém pohyb nastane. Na základě tohoto vizuálního obrazu je při provedení nového dopředného pohybu připisován zásadní vliv propiocepce (Riemann & Lephart, 2002).

Druhou kategorií role propioceptivní informace v motorické kontrole je plánování a modifikace vnitřně vytvořených motorických programů (příkazů). Před a v průběhu trvání motorického programu je nutné posoudit měnící se polohu kloubů zapojených do komplexu mechanických interakcí uvnitř muskuloskeletálního systému (Riemann & Lephart, 2002). Detektory muskuloskeletálního systému jsou svalová vřetenka a šlachová tělíska. Svalová vřetenka registrují změnu délky svalu, zatímco šlachová tělíska detekují změnu svalového napětí (Králíček, 1995).

Můžeme tedy říct, že udržování polohy je rámcově hrubě naprogramováno a probíhá podvědomě, ale neustále se přizpůsobuje okamžitému stavu zevního i vnitřního prostředí a při neočekávané změně vstupuje ihned do vědomí (Véle, 2006).

1.4.4 Posturální stabilita u pacientů po amputaci dolní končetiny

Ztráta dolní končetiny (DK) představuje pro udržení posturální stability velké změny. Obecně můžeme dle Seymour (2002) říci, že u jedinců s jednostrannou amputací dochází ke změně polohy těžiště, které se posouvá na stranu intaktní DK a více nahoru, což způsobuje větší nestabilitu. Na tomto asymetrickém rozložení tělesné hmotnosti s větším zatížením zdravé DK se autoři shodují (Hlaváčková, 2010; Kozáková, 2009; Nederhand et al., 2006). Zároveň je popisována vyšší aktivita svalstva intaktní DK a zvýšená úloha zachovalého hlezenního kloubu (Arui et al., 1997).

Nedostatek aferentních informací získávaných ze somatosenzorického systému organismus kompenzuje větší závislostí na informacích získaných zrakem a z vestibulárního aparátu. Avšak tato kompenzace není nikdy stoprocentní (Simoneau et al., 1995).

Výsledky získané hodnocením velikosti výchylek COP a jejich změn nevykazují stejné tendence. Buckley et al. (2002) popisují zvýšení výchylek v mediolaterálním i anteroposteriorním směru ve srovnání se zdravou populací. Zvýšení výchylek udávají také Isakov et al. (1992), kteří také zaznamenali jejich zlepšení na konci rehabilitačního procesu. Naopak Vittas et al. (1986) popisují u osob s podkolenní amputací srovnatelné či menší hodnoty posturálních výchylek ve srovnání se zdravou populací.

Někteří autoři zkoumali závislost posturální stability pacientů po amputaci na různých faktorech. Závislost na příčině amputace sledoval Hermodsson (1994), který

popisuje lepší posturální stabilitu u pacientů, u kterých byla amputace provedena z důvodu traumatu, ve srovnání s amputovanými s vaskulární etiologií.

Kozáková et al. (2008) hodnotili vybrané biomechanické parametry stability stoje u osob s transfemorální amputací v závislosti na různé době užívání protézy. Z jejich výsledků vyplývá, že největší symetrie zatížení mezi postiženou a zdravou končetinou byla u skupiny osob brzy po amputaci, kdy doba užívání protézy byla do 30 dnů. Později se asymetrie prohubovala.

1.4.5 Základní terminologie hodnocení posturální stability

Pro vyšetření a hodnocení kontroly bipedální postury během klidového stoje se v praxi nejčastěji využívá silových nebo tlakových plošin (Hlavačková, 2010). Dle Míkové (2006) jsou nejčastěji používány dva druhy silových plošin, tenzometrické (např. Bertec) a piezoelektrické (např. Kistler). Dle vybavení daného pracoviště se pro hodnocení používají signály z jedné, dvou nebo i ze čtyř plošin (Míková, 2006).

Při stoji působí člověk primární akční silou (tíhová síla), na kterou silová plošina reaguje vznikem primární reakční síly. Jak již bylo zmíněno výše, během stoje dochází k neustálým spontánním výchylkám, vzniká tedy sekundární akční síla a silová plošina reaguje vznikem sekundární reakční síly (Kozáková, 2009). Velikost složek reakční síly a jejich změn je zaznamenávána pomocí snímačů, které jsou většinou umístěny v rozích plošiny.

Základní pojmy užívané při hodnocení posturální stability jsou: Centre of Pressure, Centre of Mass, Centre of Gravity, konfidenční elipsa a posturální výchylka.

COP (Centre of Pressure) je působiště vektoru reakční síly podložky. V průběhu měření je zaznamenávána jeho poloha a pohyb v čase (Winter, 1990). Při hodnocení posturální stability představuje nepoužívanější parametr (Míková, 2006).

COM (Centre of Mass) neboli těžiště je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Při vzpřímeném bipedálním stoji se u člověka nachází v oblasti druhého sakrálního obratle.

COG (Centre of Gravity) představuje vertikální projekci COM do podložky. Při statických polohách se COG nachází vždy v opěrné bázi (Vařeka, 2002a). Winter (1990) popisuje vztah COG a COP jako vzájemně nezávislý. COG je totožné s COP pouze tuhých těles, což lidské tělo není.

Konfidenční elipsa je oblast, která představuje 95 % poloh COP v daném časovém okamžiku. Parametr plochy konfidencí elipsy bývá označen jako AREA. Z biomechanického hlediska jsou velmi důležitými parametry odchylky souřadnic COP od středu konfidenční elipsy, které charakterizují míru variability pohybu COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru, tzv. posturální výchylky (SwayX, SwayY) (Míková, 2006).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl

Cílem diplomové práce je určit vliv bionického protetického kolenního kloubu Rheo Knee na posturální stabilitu stoje u osob po transfemorální amputaci.

2.2 Dílčí cíle

1. Oslovit jedince se specifickým typem bionického protetického kloubu Rheo Knee a připravit podmínky pro provedení měření.
2. Stanovit metodiku měření a určit parametry pro posouzení posturální stability pacientů po transfemorální amputaci.
3. Porovnat parametry posturální stability u pacientů s různým typem protetického kolenního kloubu.

2.3 Hypotézy

1. H_{01} : Velikost parametrů charakterizujících úroveň posturální stability ve stoji (velikost výchylek COP a rychlost jejich změn) se pro uživatele s bionickým typem protetického kolenního kloubu ve srovnání s jinými typy protetických kolenních kloubů neliší.
2. H_{02} : Velikost parametrů charakterizujících úroveň posturální stability ve stoji (SwayX, SwayY, Area, v_X , v_Y a v) se při použití doplňkového úkolu (dual task) pro uživatele s různým typem protetického kolenního kloubu neliší.

3 METODIKA

Měření probíhalo v Centru diagnostiky lidského pohybu Pedagogické fakulty při Ostravské univerzitě.

3.1 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořilo 5 osob s jednostrannou transfemorální amputací (3 muži a 2 ženy). Průměrný věk pacientů byl $39,8 \pm 10,1$ let, průměrná výška $172,7 \pm 9,8$ cm, průměrná hmotnost $73,7 \pm 9,6$ kg. Příčina amputace byla ve třech případech traumatická, u zbylých dvou amputací byla indikace onkologická. Průměrná doba od provedení amputace byla $16,2 \pm 10,5$ let. Tři pacienti využívali bionický kolenní kloub Rheo Knee, jeden pacient hydraulický kolenní kloub Mauch a jeden pacient kolenní kloub Otto Bock 3R95. Průměrná délka používání současného protetického kolenního kloubu byla $25,4 \pm 5,6$ měsíců.

Vstupní kritéria pro výzkumný soubor byla jednostranná transfemorální amputace a užívání bionického kloubu Rheo Knee nebo jeho možná indikace v budoucnosti.

Všichni pacienti uvedli svůj stupeň aktivity jako vysoce aktivní a všichni absolvovali měření se svou vlastní protézou. Pouze jeden z pacientů uvedl další zdravotní komplikace, a to bolesti zad v bederní oblasti.

Všechny osoby byly informovány o průběhu a o účelu měření a podepsaly souhlas s anonymním publikováním výsledků.

3.2 Měřící zařízení

Měření bylo realizováno na dvou dynamometrických plošinách Kistler, typ 9286AA a 9286BA, s integrovaným zesilovačem, které byly zapojeny do A/D převodníku 5691A a připojeny ke kompatibilnímu počítači.

3.3 Postup měření

Měření bylo prováděno ve stoji na jedné i dvou plošinách. Při měření na dvou plošinách byli probandí instruováni k zaujetí přirozeného stoje s horními končetinami volně podél těla a každou nohou umístěnou na jedné plošině. Doba trvání stoje se

snahou o minimalizaci výchylek těla byla 20 s. Po uplynutí této doby se pacient otočil o 180° a opět absolvoval 20 s v klidovém stoji (důvodem této změny byla snaha o minimalizaci chyby měření jednotlivých plošin).

Při stoji na jedné plošině byly měřeny dva testy (každý v délce trvání 20 s), klidový stoj a klidový stoj s řešením další úlohy. Testování klidového stoje probíhalo stejně jako v prvním případě. Při testování „odečítáním čísel“ probandi opět zaujali stejné postavení, ve vzdálenosti jeden metr před nimi se postavil examinátor, který ve výšce jejich očí ukazoval na prstech rukou náhodně čísla od jedné do pěti. Úkolem pacientů bylo zřetelně vyslovovat příslušná čísla.

Všechna měření se opakovala dvakrát po sobě. Vyšetřované osoby absolvovaly všechna měření bez obuvi.

3.4 Měřené parametry

Signály z plošin byly zpracovány softwarem Bioware. Z takto zpracovaného signálu byl vyhodnocen průběh změn COP. Z parametrů konfidenční elipsy byly zvláště pro amputovanou a neamputovanou dolní končetinu vybrány tyto proměnné:

SwayX – velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru [cm]

SwayY – velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru [cm]

Area – plocha konfidenční elipsy [cm²]

vX – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru [cm.s⁻¹]

vY – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru [cm.s⁻¹]

v – celková rychlost změn polohy COP [cm.s⁻¹]

3.5 Statistické zpracování

Pro statistické zpracování byl použit software Statistica, verze 9.0. Pro sledované proměnné byly vypočítány základní statistické veličiny, aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka, minimum, maximum. Pro porovnání a sledování efektu faktoru „typ protézy“ na stabilitu stoje při dílčích testech jsme použili dvoufaktorovou analýzu rozptylu (typ protézy x končetina, typ protézy x typ zkoušky). Vzhledem k malému počtu osob, které disponují sledovaným typem kolenního kloubu, jsme do statistického zpracování zahrnuli, i přes vědomí určité nepřesnosti, více pokusů sledovaných osob. Analýza rozptylu je obecně považována za dostatečně robustní metodu (Vincent, 2005) a i přes nedodržení dílčího předpokladu normality rozložení

dat, vzhledem k nízkému počtu probandů, jsme se po konzultaci s odborníkem pro statistiku, rozhodli vzhledem k cílům práce pro její použití.

4 VÝSLEDKY

Při vyhodnocování výsledků jsme vycházeli z hodnot základních parametrů charakterizující úroveň posturální stability testovaných jedinců u jednotlivých typů protetických kolenních kloubů (Tabulka 2).

Tabulka 2 Základní parametry posturální stability pro kolenní klouby Rheo Knee, Mauch a Otto Bock 3R95

	Rheo Knee				Mauch				Otto Bock 3R95			
	Av	Min	Max	SD	Av	Min	Max	SD	Av	Min	Max	SD
SwayX_A	0,178	0,064	0,467	0,109	0,419	0,268	0,573	0,110	0,272	0,151	0,532	0,123
SwayY_A	0,147	0,057	0,228	0,049	0,139	0,106	0,190	0,031	0,080	0,062	0,099	0,014
Area_A	0,320	0,108	0,732	0,172	1,092	0,545	1,688	0,445	0,371	0,205	0,796	0,202
vX_A	0,415	0,107	1,018	0,254	0,258	0,148	0,500	0,127	0,201	0,140	0,283	0,049
vY_A	0,856	0,259	1,539	0,319	0,709	0,489	1,147	0,227	0,523	0,387	0,645	0,079
v_A	0,998	0,297	1,799	0,368	0,778	0,532	1,277	0,259	0,579	0,431	0,700	0,085
SwayX_N	0,878	0,290	1,702	0,412	0,545	0,432	0,674	0,085	0,446	0,312	0,628	0,113
SwayY_N	0,386	0,136	0,948	0,206	0,188	0,147	0,291	0,045	0,247	0,158	0,330	0,056
Area_N	2,232	0,294	7,514	1,732	0,727	0,490	0,941	0,161	0,863	0,367	1,230	0,305
vX_N	0,259	0,105	0,595	0,120	0,304	0,202	0,431	0,084	0,131	0,104	0,176	0,023
vY_N	0,781	0,243	1,560	0,373	0,538	0,360	0,813	0,177	0,571	0,453	0,666	0,077
v_N	0,851	0,292	1,612	0,382	0,639	0,432	0,945	0,196	0,603	0,476	0,699	0,081

Legenda:

SwayX_A...velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru amputované DK [cm]

SwayY_A...velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru amputované DK [cm]

Area_A...plocha konfidenční elipsy amputované DK [cm²]

vX_A...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru amputované DK [cm.s⁻¹]

vY_A...rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru amputované DK [cm.s⁻¹]

v_A...celková rychlost změn COP amputované DK [cm.s⁻¹]

SwayX_N...velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru neamputované DK [cm]

SwayY_N...velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru neamputované DK [cm]

Area_N...plocha konfidenční elipsy neamputované DK [cm²]

vX_N...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru neamputované DK [cm.s⁻¹]

vY_N...rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru neamputované DK [cm.s⁻¹]

v_N...celková rychlost změn COP neamputované DK [cm.s⁻¹]

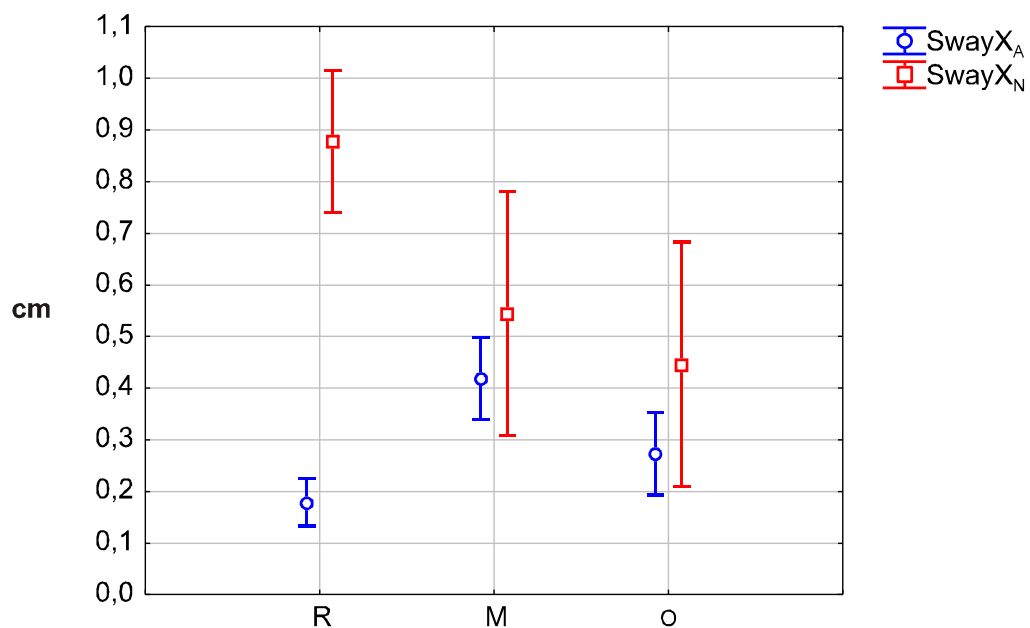
Av...průměr, Min...minimum, Max...maximum, SD...směrodatná odchylka

4.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

H₀₁: Velikost parametrů charakterizujících úroveň posturální stability ve stoji (velikost výchylek COP a rychlost jejich změn) se pro uživatele s bionickým typem protetikého kolenního kloubu ve srovnání s jinými typy protetikých kolenních kloubů neliší.

SwayX (anteroposteriorní výchylky COP)

Hodnoty parametru SwayX se významně liší u neamputované DK, jak mezi kolenním kloubem Rheo Knee a Mauch, tak mezi kolenním kloubem Rheo Knee a Otto Bock 3R95 ($p < 0,01$). Statistky významný rozdíl je také u amputované DK mezi kolenním kloubem Rheo Knee a Mauch ($p < 0,05$) (Obrázek 9).



Obrázek 9 Grafické znázornění anteroposteriorních výchylek COP

Legenda:

SwayX_A... velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru amputované DK [cm]

SwayX_N... velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru neamputované DK [cm]

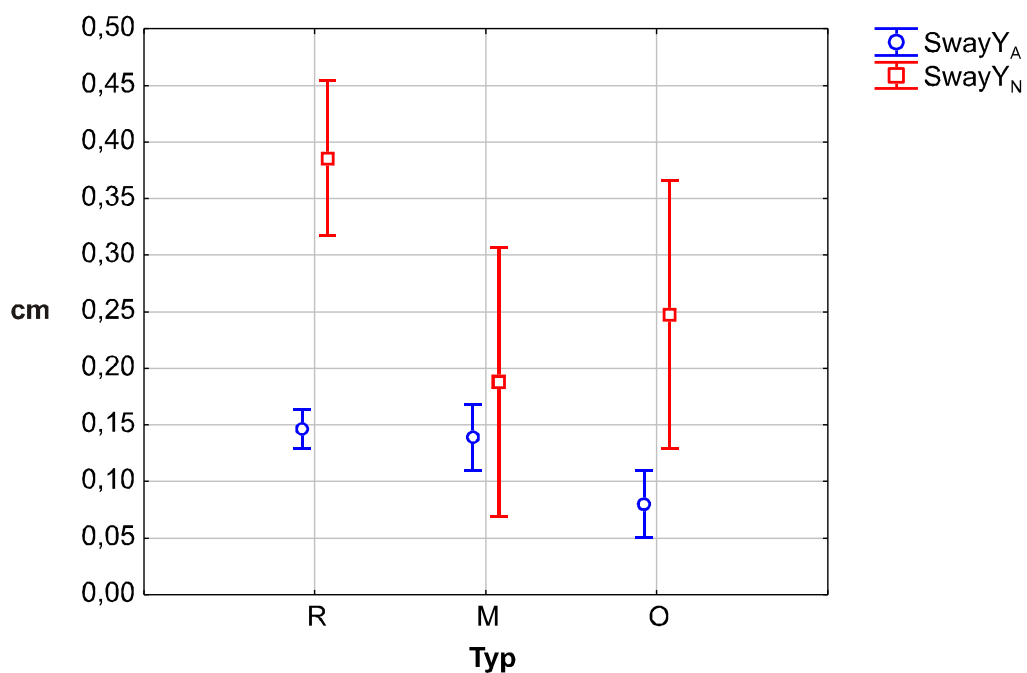
R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

SwayY (mediolaterální výchylky COP)

Ve velikosti mediolaterálních výchylek COP byly nalezeny statisticky významné rozdíly u neamputované DK uživatelů s kolenním kloubem Rheo Knee a Mauch i mezi Rheo Knee a Otto Bock 3R95 ($p < 0,01$) (Obrázek 10).



Obrázek 10 Grafické znázornění mediolaterálních výchylek COP

Legenda:

SwayY_A... velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru amputované DK [cm]

SwayY_N... velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru neamputované DK [cm]

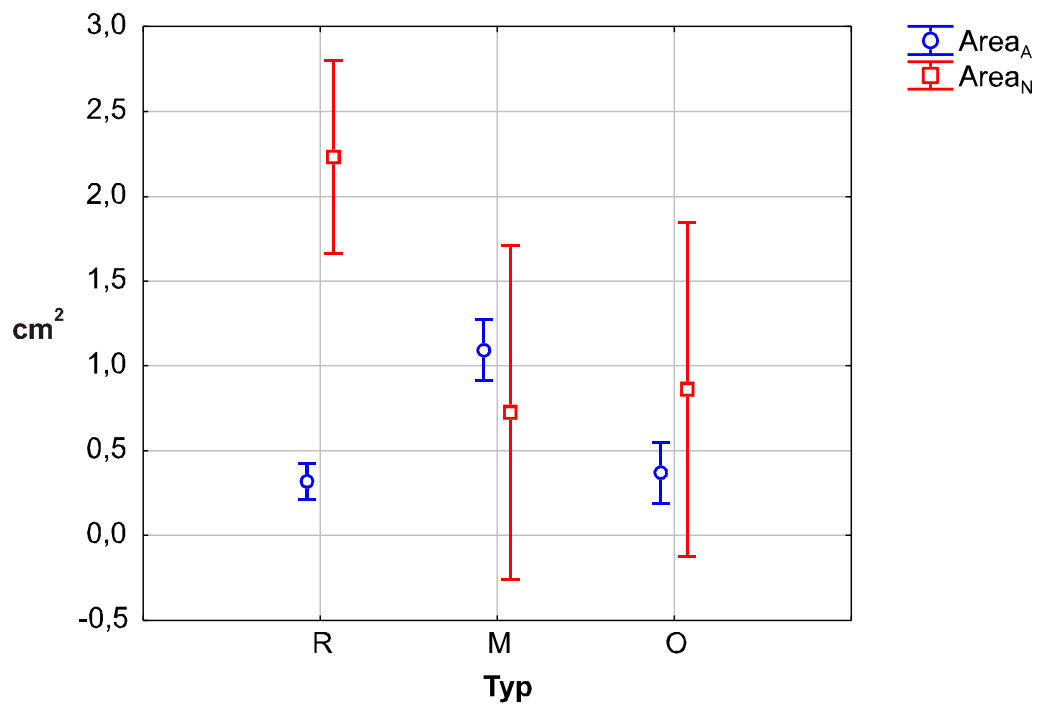
R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

Area

Při porovnání plochy konfidenční elipsy byly zjištěny statisticky významné rozdíly u neamputované DK uživatelů s kolenním kloubem Rheo Knee a Mauch i mezi Rheo Knee a Otto Bock 3R95 ($p < 0,01$) (Obrázek 11).



Obrázek 11 Grafické znázornění parametru Area

Legenda:

Area_A ...plocha konfidenční elipsy amputované DK [cm²]

Area_N ...plocha konfidenční elipsy neamputované DK [cm²]

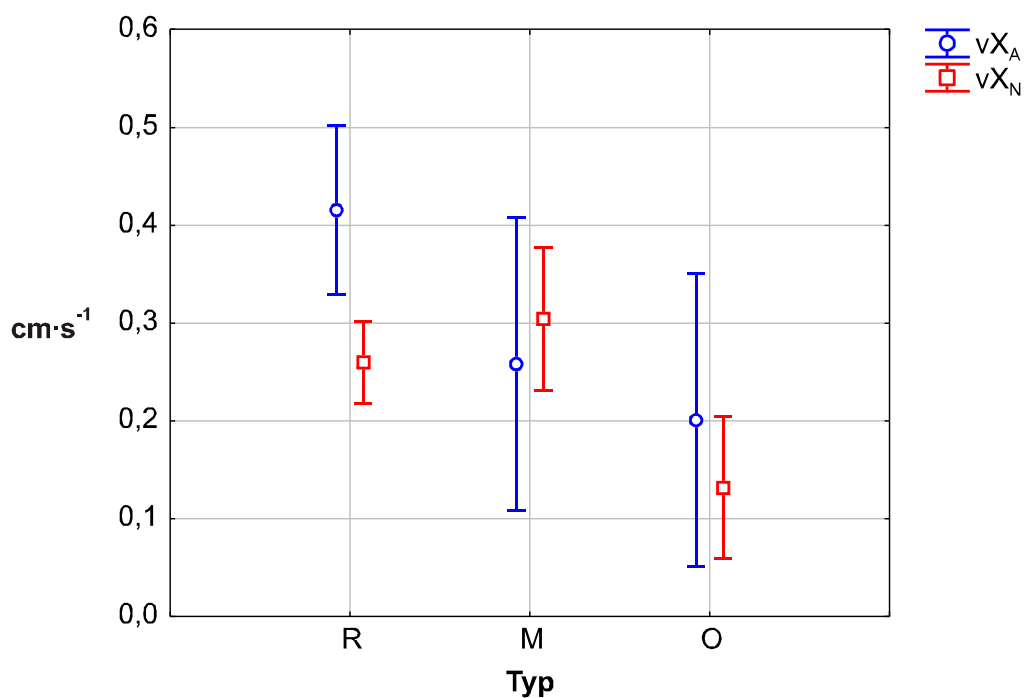
R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

Rychlost X

Rozdíly ve velikosti rychlosti COP v anteroposteriorním směru byly zjištěny mezi amputovanou končetinou Rheo Knee a Mauch ($p < 0,05$) a mezi Rheo Knee a Otto Bock 3R95 ($p < 0,01$) (Obrázek 12).



Obrázek 12 Grafické znázornění rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru

Legenda:

vX_A ...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru amputované DK [cm·s⁻¹]

vX_N ...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru neamputované DK [cm·s⁻¹]

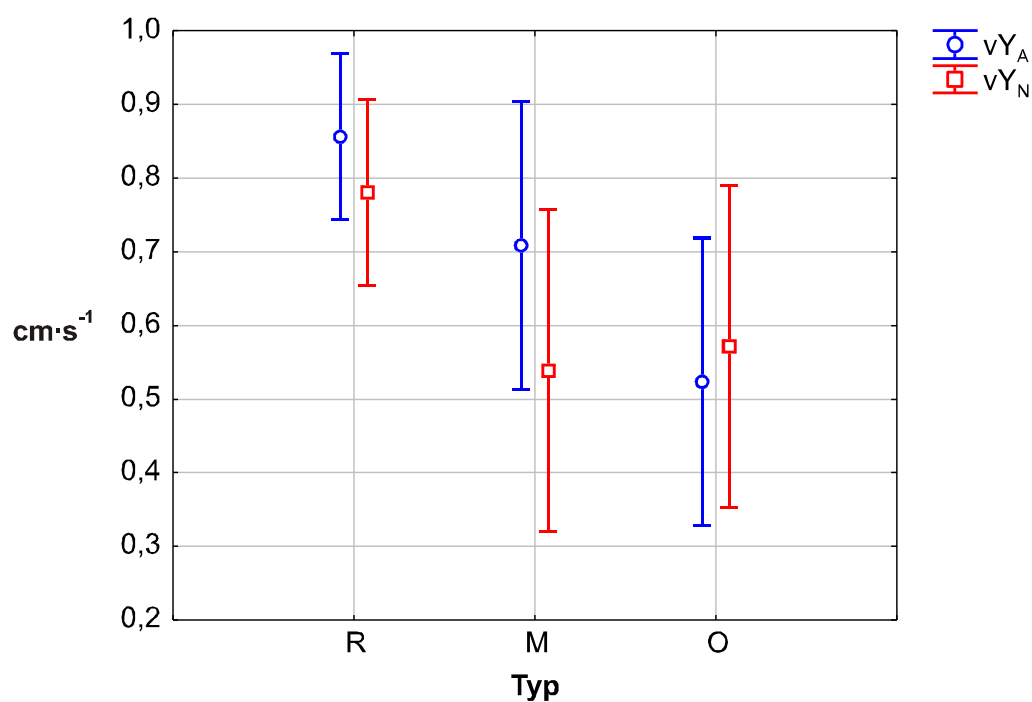
R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

Rychlost Y

U rychlosti COP v mediolaterálním směru byly statisticky významné rozdíly hodnot mezi amputovanou končetinou uživatelů s Rheo Knee a Otto Bock 3R95 ($p < 0,01$) a mezi neamputovanou končetinou uživatelů s Rheo Knee a Mauch ($p < 0,05$) (Obrázek 13).



Obrázek 13 Grafické znázornění rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru

Legenda:

vY_A ...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru amputované DK [cm.s⁻¹]

vY_N ...rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru neamputované DK [cm.s⁻¹]

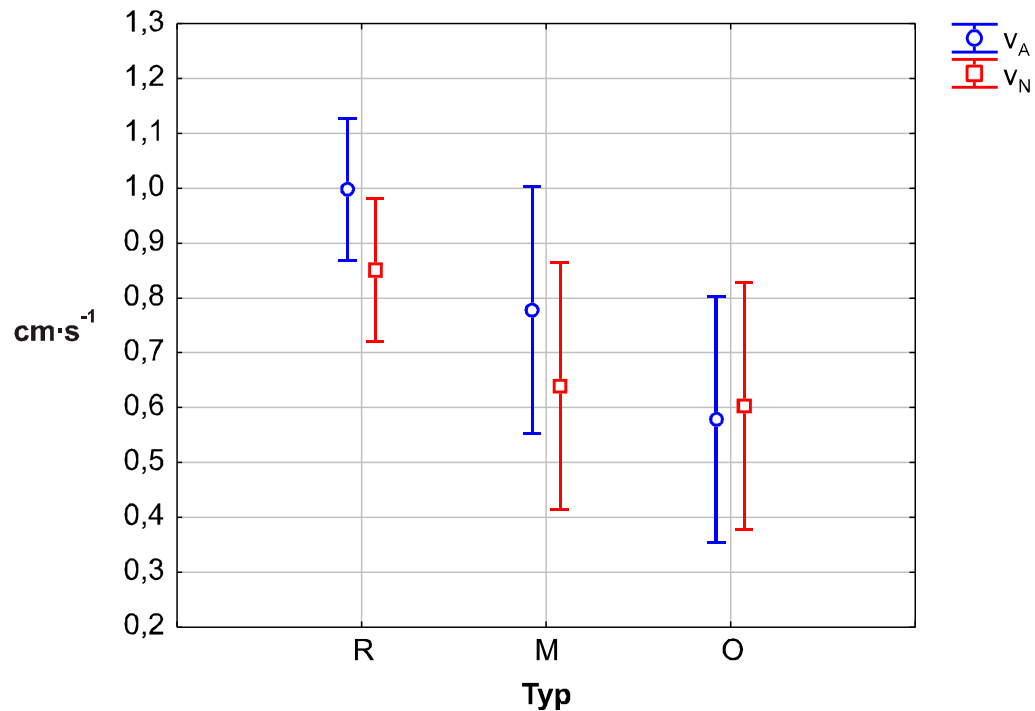
R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

Celková rychlost

Statisticky významný ($p < 0,01$) byl rozdíl mezi amputovanou DK uživatele s kolením kloubem Rheo Knee a uživatelů s kolením kloubem Otto Bock 3R95 (Obrázek 14).



Obrázek 14 Grafické znázornění celkové rychlosti změn polohy COP

Legenda:

v_A ... celková rychlost změn COP amputované DK [cm·s⁻¹]

v_N ...celková rychlost změn COP v neamputované DK [cm·s⁻¹]

R...protetický kolenní kloub Rheo Knee

M...protetický kolenní kloub Mauch

O...protetický kolenní kloub Otto Bock 3R95

Při porovnání jednotlivých parametrů charakterizujících posturální stabilitu jsme našli statisticky významné rozdíly mezi bionickým typem protetického kolenního kloubu a ostatními typy protetických kolenních kloubů, proto **hypotézu H_01 zamítáme**.

4.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

H₀₂: Velikost parametrů charakterizujících úroveň posturální stability ve stoji (SwayX, SwayY, Area, vX, vY a v) se při použití doplňkového úkolu (dual task) pro uživatele s různým typem protetického kolenního kloubu neliší.

Při plnění úkolu „odečítání čísel“ nebyl mezi uživateli s různými typy kolenních kloubů zaznamenán statisticky významný rozdíl u žádného z měřených parametrů, proto **hypotézu H₀₂ nemůžeme zamítnout**.

U dvou osob s protetickým kolenním kloubem Rheo Knee byla pozorována větší míra variability stoje během plnění úkolu ve všech měřených parametrech ve srovnání s jedinci užívající kolenní kloub Mauch a Otto Bock 3R95.

DISKUZE

Protetický kolenní kloub představuje významnou součást protézy dolní končetiny, která má klíčovou úlohu pro optimalizaci provedení pohybu. U pacienta po amputaci, kterému je indikována protéza, je typ kolenního kloubu vybírán dle stupně předpokládané aktivity. Cílem naší práce bylo určit vliv bionického kolenního kloubu na posturální stabilitu stoje u osob po transfemorální amputaci.

Námi vyšetřovaný soubor se skládal z pěti pacientů, z nichž tři dlouhodoběji využívají bionický kolenní kloub Rheo knee, jeden pacient hydraulický kolenní kloub Mauch a jeden pacient hydraulický kolenní kloub Otto Bock 3R95. Při opakovaném měření byl hodnocen klidový stoj a jako doplňkové vyšetření zvládnutí kognitivního úkolu během klidové stoje.

4.3 Stabilita stoje pacientů po transfemorální amputaci

Kontrola vzpřímeného stoje je dynamický proces ovlivňovaný vnitřními a vnějšími faktory. Primární úlohu pro zajištění klidového stoje představuje hlezenní mechanismus, který je zajišťován plantárními flexory nohy (Véle, 2006). Po transfemorální amputaci dochází k odstranění jak hlezenního, tak kolenního kloubu. Chybí tedy aferentní informace přicházející z těchto kloubů u zdravé dolní končetiny. Pro zachování udržení vzpřímené postury je nutné „reorganizovat“ celý systém a vytvořit v takto změněných podmínkách nové strategie.

Optimální stabilita stoje je zajištěna mimo jiné symetrickým rozložením tělesné hmotnosti (Winter et al., 1996). Absolutní symetrie však není zpravidla dosaženo ani u zdravých jedinců, jak potvrzují ve své studii např. Dvořák et al. (2000). Můžeme tedy říci, že lidský stoj je „fyziologicky asymetrický“. Zátěž je přenášena z jedné dolní končetiny na druhou. Véle (2006) udává, že stranový rozdíl v zatížení končetin by neměl být větší než 10 – 15 % celkové tělesné hmotnosti.

U pacientů po amputaci na dolní končetině je asymetrie v zatížení končetin prokázána. Výsledky studií mnoha autorů (Hlaváčková, 2010; Kozáková, 2009; Nederhand et al., 2006; Quai et al., 2005) se shodují na větším zatížení intaktní končetiny. Toto potvrzují také výsledky naší práce, a to u všech typů protetických kolenních kloubů.

Toto asymetrické zatížení může být způsobeno mnoha faktory, nedostatkem senzitivních informací z oblasti amputované DK, pocitem diskomfortu v oblasti pahýlového lůžka, bolestivou aferencí z oblasti pahýlu, větším spoléháním se na zdravou končetinu atd. (Seymour, 2002). Z dlouhodobého hlediska může asymetrie způsobovat přetěžování zachovalé DK. Aruin et al. (1997) popisují vyšší svalovou aktivitu intaktní DK a zároveň zvýšenou úlohu zachovalého hlezenního kloubu, což může vést k progresi artrotických změn.

Asymetrie zatížení působí i na oblast pánve a způsobuje její zešíkmení, což na sebe řetězí další nefyziologické mechanismy. Ty pak společně mohou vyústit v chronické bolesti zad, zejména v oblasti bederní páteře (Ehde et al., 2001). Kulkarni et al. (2005) při hodnocení bolesti zad u pacientů s traumatologickou etiologií amputace zjistili pozitivní korelaci mezi výškou amputace a četností výskytu bolestí. Na bolesti bederní páteře si stěžovalo 81 % pacientů s transfemorální amputací a 62 % s transtibiální amputací z celkového počtu sledovaných osob.

4.4 Srovnání bionického (mikroprocesorového) typu kolenního kloubu s ostatními typy protetických kolenních kloubů dle různých parametrů

Většina studií zabývajících se porovnáváním různých typů kolenních kloubů testuje stejné osoby, u kterých je střídán typ protetického kolenního kloubu (Kahle et al., 2008; Seymour et al., 2007; Kaufman et al., 2006; Johansson et al., 2005). V naší studii jsme testovali každého uživatele pouze s tím typem protetického kolenního kloubu, který denně využívá. Důvodem byla nemožnost zajistit dostatečnou dobu na optimální adaptaci na nový kolenní kloub. Zároveň předpokládáme, že nejpřirozenější výkon je uživatel schopen podat se svým vlastním protetickým vybavením. Možnost porovnání různých jedinců byla podmíněna srovnatelnými hodnotami základních parametrů měřených jedinců (zdravotní stav, úroveň pohybové aktivity).

4.4.1 Velikost výchylek COP

Při hodnocení výsledků jsme primárně věnovali pozornost parametrům intaktní DK. Na tuto končetinu je přenesena větší zátěž a můžeme tedy říci, že se stává „dominantní“ končetinou při udržování vzpřímeného stoje.

Obecně můžeme konstatovat, že velikost anteroposteriorních výchylek COP byla u intaktní DK větší se srovnáním s výchylkami mediolaterálními. Stejně tvrzení

platí také pro amputovanou DK. Tato skutečnost je potvrzením možnosti fyziologického rozsahu v hlezenním kloubu, který je větší v anteroposteriorním směru.

Při porovnávání všech tří typů protetických kolenních kloubů jsme předpokládali, že mikroprocesorem řízený kolenní kloub Rheo Knee umožní svému uživateli v průběhu klidového stoje největší míru stability. Výsledky ukázaly, že nejmenší výchylky pro bionický kloub byly zaznamenány pouze v anteroposteriorním směru u amputované DK. Můžeme předpokládat, že bionický kloub poskytne končetině dostatečné aferentní informace o poloze a pohybu kloubu resp. celé protézy, a nemusí tedy docházet ke zvýšenému „prozkoumávání terénu“ prostřednictvím zvětšování výchylek.

Při používání kloubu Rheo Knee dochází u intaktní DK k větším hodnotám výchylek v obou směrech (anteroposteriorní a mediolaterální). To je také příčinou větší plochy konfidenční elipsy ve srovnání s ostatními typy kloubů. Jak již bylo zmíněno v teoretické části, principem fungování mikroprocesorového kolenního kloubu Rheo Knee je neustálé monitorování polohy a pohybu kloubu (1000krát za sekundu). Kloub tedy nepřetržitě reaguje na sebemenší změny zevních i vnitřních podmínek. Předpokládáme, že větší hodnota výchylek, nemusí v tomto případě znamenat větší míru posturální nestability, ale může ukazovat na větší reaktibilitu kloubu (resp. celé protézy), tedy připravenost pro další akci.

Mikroprocesorem řízený kolenní kloub je primárně určen uživatelům s vyšším stupněm aktivity (stupeň aktivity 3 a 4). Byl navržen s cílem lepšího zvládnutí nepravidelných povrchů (nakloněný svah, schody). Seymour et al. (2007) porovnávali absolvování překážkové dráhy u 13 uživatelů. Pro absolvování dráhy s mikroprocesorem řízeným kolenním kloubem potřebovali uživatelé $15,6 \pm 2,9$ kroků, dráhu absolvovali v čase $11,5 \pm 2,4$ s. Při využití „nemikroprocesorového“ kolenního kloubu byl počet kroků $17,0 \pm 3,1$, doba trvání $12,7 \pm 2,4$ s. Při absolvování dráhy se závažím 4,5 kg se rozdíl v hodnotách mezi oběma typy kloubů ještě zvýšily. Je tedy otázkou, zda při tak statické činnosti jakou je klidový stoj, mohou být využity všechny výhody bionického kolenního kloubu.

Balanci při náročnějších vnějších podmínkách testovali také Kaufman et al. (2007). Vyšetření bylo realizováno pomocí Senzory organization testu (SOT), u kterého jsou alterovány vizuální, somatosenzorické a vestibulární vstupy. Jejich práce srovnává uživatele s mikroprocesorovým kloubem a pasivním mechanickým kolenním

kloubem. U pacientů s mikroprocesorovým kolenním kloubem popisují statisticky významné zlepšení rovnovážného skóre (Equilibrium score) během všech šesti podmínek testu (tedy i u klidového stoje).

4.4.2 Rychlost pohybu COP

Při porovnávání celkové rychlosti změn COP mezi amputovanou a neamputovanou DK v naší práci, byla vyšší rychlost změn COP pozorována u neamputované DK.

Při porovnávání celkové rychlosti změn COP u tří typů protetických kloubů, je na amputované DK rychlost změn COP nejvyšší u kolenního kloubu Rheo Knee. Zjištěný parametr může opět souviset se zvýšenou reaktivitou Rheo kloubu.

4.4.3 Energetická náročnost užívání protézy

Zvýšený energetický výdej chůze s protézou je jedním z hlavních důvodů při rozhodování lékaře, zda protézovat či nikoliv. Smutný (2009) uvádí průměrné zvýšení spotřeby energie během chůze po transfemorální amputaci o 90 – 100 % ve srovnání se zdravými jedinci. Navýšení energetického výdeje během chůze o 45% popisuje Boonstra (1994). Další studie udávají navýšení dokonce až o 400 % (Kálal, 2005).

Seymour et al. (2007) srovnávali výdej energie při chůzi na chodícím pásu u bionického typu kolenního kloubu s jinými kloubů. Zjistili statisticky významný rozdíl ve spotřebě kyslíku ve prospěch mikroprocesorového kolenního kloubu (C-leg). Ke stejnému závěru došli také Perry et al. (2004), kteří zaznamenali sníženou spotřebu energie při chůzi s kolenním kloubem C-leg, ve srovnání s jinými dvěma typy „nemikroprocesorových“ kolenních kloubů.

Johansson et al. (2005) srovnávali dva typy mikroprocesorových kolenních kloubů (C-leg s hydraulickým principem a Rheo Knee využívající magnetoreologickou kapalinu) s hydraulickým typem kolenního kloubu Mauch. Jejich výsledky ukazují, že při chůzi vlastní rychlostí s protetickým kolenním kloubem Rheo Knee došlo ke snížení energetického výdeje o 5 % ve srovnání s kolenním kloubem Mauch a o 3 % při srovnání s kolenním kloubem C-leg. To ukazuje nejen na výhodu mikroprocesorem řízených kolenních kloubů, ale odkrývá i jejich vzájemnou rozdílnost v závislosti na principu, jakým je regulován odpor.

4.4.4 Pořizovací cena

Pořizovací cena mikroprocesorového typu kolenního kloubu, jako jeden z limitujících faktorů jeho širšího využití, je mnohem vyšší ve srovnání s mechanickými typy kolenních kloubů. U bionického kolenního kloubu Rheo Knee jde o částku přibližně půl milionu korun. Je nutné zdůraznit, že tyto typy kloubů nejsou zatím v České republice hrazeny pojišťovny. Zajímavý poznatek do této oblasti přináší studie Gerzeli et al. (2007), kteří monitorovali celkové náklady na život pacienta (sociální, pracovní, zdravotní, transport atd.). Popisují, že rozdíl celkových nákladů při užívání mikroprocesorových a „nemikroprocesorových“ typů kolen nebyl statisticky významný.

4.5 Variabilita stoje sledovaných jedinců u plnění úkolu (dual task)

Při plnění úkolu „odečítání čísel“ nebyl mezi uživateli s různými typy kolenních kloubů zaznamenán statisticky významný rozdíl u žádného z měřených parametrů. Tento výsledek může být způsoben nízkou náročností prováděného kognitivního úkolu, jehož plnění zvládli všichni uživatelé bez problémů.

Rozdíl v posturálních výchylkách při plnění úkolu (dual task) nezaznamenali ve své studii ani Vrieling et al. (2008), kteří porovnávali posturální stabilitu na pohybující se plošině u pacientů po transfemorální i transtibilární amputaci a zdravých jedinců. Použili tzv. akustický Stroop test, při kterém byla hlasitě a tiše vyslovovaná slova „hlasitě“ a „tichý“. Úkolem pacientů bylo vyslovovat intenzitu hlasitosti, s jakou byla slova vyslovena, nikoliv samotná slova. Tato situace měla simulovat konverzaci na autobusové zastávce. Kognitivní úkoly v naší práci i v této studii byly pro pacienty očekávané, v běžném životě jsou častější situace, kdy narušení rovnováhy přichází neočekávaně. V budoucích studiích by bylo jistě přínosné zaměřit se na neočekávaně přicházející, jak akustické, tak zrakové podněty.

Při testování klidového stoje s doplňkovým úkolem (dual task) jsme u dvou osob s protetickým kolenním kloubem Rheo Knee zaznamenali větší míru variability stoje ve všech měřených parametrech ve srovnání s jedinci užívajícími kolenní kloub Mauch a Otto Bock 3R95. Větší variabilita může být způsobena, již zmíněným principem fungování mikroprocesorového kolenního kloubu Rheo Knee, tedy neustálým monitorováním situace. Třetí osoba využívající kolenní kloub Rheo Knee nevykazovala zvýšenou míru variability stoje.

4.6 Limity práce

Jedním z limitů naší práce byl nízký počet pacientů. Vzhledem k faktu, že v České republice je nyní pouze šest aktivních uživatelů bionického kolenního kloubu Rheo Knee, považujeme za úspěch, že se našeho měření opakovaně zúčastnili tři z těchto uživatelů. V budoucnu se bude jistě počet uživatelů zvyšovat a bude tak možné provést výzkum čítající větší vzorek „Rheo uživatelů“.

Vstupním kritériem pro náš výzkumný soubor bylo užívání bionického kloubu Rheo Knee nebo jeho možná indikace v budoucnosti. Jednalo se tedy o jedince s vysokým stupněm aktivity, což zaručovalo homogenitu souboru v tomto parametru. Další charakteristiky skupiny byly více variabilní (pohlaví, věk, doba od provedení amputace apod.). Tato skutečnost limituje zobecnění výsledků naší práce na větší populaci jedinců po transfemorální amputaci využívající bionický kolenní kloub.

Měření probíhalo v Centru diagnostiky lidského pohybu Pedagogické fakulty při Ostravské univerzitě, kde pacienti přijeli z různých částí republiky. Jelikož jejich cesta byla zároveň spojená s návštěvou protetického technika ve Frýdku-Místku, kde proběhlo každoroční překontrolování a případné seřízení protézy, byli pacienti časově vytíženi. Z tohoto důvodu nebylo možno provést důkladný kineziologický rozbor. Ten je, spolu s dalšími měřeními, naplánován pro následující etapu výzkumu.

Pro účely naší práce jsme vycházeli jen z hodnocení klidové stoje a klidového stoje při provádění kognitivního úkolu. Pro aktivity v běžném životě je však rozhodující řešení dynamických situací. Součástí projektu byla i kinematická analýza stereotypu chůze a hodnocení dalších dynamických úkonů jako např. chůze po schodech, Timed Up and Go Test atd. Závěry celého měření budou obsahovat komplexní pohled na aktivity uživatelů s různými typy protetických kolenních kloubů.

ZÁVĚR

V naší práci jsme hodnotili vliv bionického kolenního kloubu na posturální stabilitu stoje u osob po transfemorální amputaci. Z výsledků práce vyplývají tyto závěry:

- Klidový stoj osob po transfemorální amputaci je charakterizován asymetrickým zatížením dolních končetin. Větší zatížení je na intaktní dolní končetině, a to u všech typů protetických kolenních kloubů.
- Velikost výchylek COP v antroposteriorním směru byla u obou dolních končetin větší ve srovnání s velikostí výchylek v mediolaterálním směru.
- Celková rychlost změn COP byla vyšší u intaktní dolní končetiny.
- Při plnění kognitivního úkolu nebyl mezi uživateli s různými typy kolenních kloubů zaznamenán statisticky významný rozdíl u žádného z měřených parametrů.

Pro uživatele s kolenním bionickým kloubem Rheo Knee ve srovnání s ostatními typy protetických kolenních kloubů platí:

- Menší velikost výchylek COP v anteroposteriorním směru u amputované dolní končetiny.
- Větší hodnoty výchylek COP v obou směrech (anteroposteriorní a mediolaterální) u intaktní dolní končetiny.
- Vyšší celková rychlost změn COP u intaktní dolní končetiny.

Závěry vycházející z naší práce ukazují, že klidový stoj uživatelů bionického kolenního kloubu je charakterizován většími hodnotami výchylek COP, větší celkovou rychlostí změn COP a větší variabilitou měřených parametrů.

Pro ověření těchto závěrů je nutné provést výzkum na větším souboru osob a doplnit použité testy o náročnější úlohy.

REFERENČNÍ SEZNAM

ANONYM. Bionics. [online] [cit. 2011-04-04]. Dostupné na WWW:

www.ossur.cz/bionics.

ANONYM. Bionika a fyzika. [online] [cit. 2010-11-04]. Dostupné na WWW:

<http://www.quido.cz/tvorivost/29tvorivost.htm>.

ANONYM. [online] [cit. 2011-04-07]. Dostupné na WWW: www.computerleg.com.

ANONYM. [online] [cit. 2011-04-07]. Dostupné na WWW: www.ottobock.cz.

ANONYM. Protetika. [online] [cit. 2011-05-04]. Dostupné na WWW:

<http://www.protetikafm.cz/sluzby-protetika.html>.

ANONYM. [online] [cit. 2011-04-12]. Dostupné na WWW: www.protetika-ortho-aktiv.cz.

ARUIN, A. S.; NICHOLAS, J. J.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustment during standing in below-the-knee amputees. *Clinical biomechanics*. 1997, vol. 12, no. 1, pp. 52-59.

BARČOVÁ, H.; NEDVĚDOVÁ, I. Praktické využití standardu léčebné rehabilitace u pacientů po amputaci dolní končetiny ve stehně. *Lékařské listy. Příloha Zdravotnických novin*, 2001, roč. 50, č. 29, s. 20-23.

BARTONÍČEK, J.; HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-7345-017-8.

BOONSTRA, A. M. et al. The gait of unilateral transfemoral amputees. (1994) In PERRY, J. et al. Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-leg prostheses compared with stubby and conventional articulating prostheses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*

- [online]. 2004, vol. 85, no. 11, pp. 1711-1717. [cit. 2011-5-5]. Dostupné na WWW: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2804%2900398-3/fulltext#back-bib1>
- BOTTA, P. R.; SCHNEIDER, C.; STEINER, J. L. *Určení objemu a tvaru stehenních pahýlů a jeho význam pro návrh pahýlového lůžka*. [online]. 2003. [cit. 2011-4-4]. Dostupné na WWW: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wcc07aac15b2c5.htm>.
- BOWKER, J. H; MICHAEL, J. W. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2nd ed. American Academy of Orthopedic Surgeons. 1992, 930 pp. ISBN: 0-8016-0209-2.
- BROZMANOVÁ, B. et al. *Ortopedická protetika*. Martin: Osveta, 1990, 478 s. ISBN 80-217-0133-1.
- BIRGUSOVÁ, G. *Amputace dolní končetiny*. Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR [online]. květen 2006. [cit. 2010-11-07]. Dostupné na WWW: http://www.unifycr.cz/index.php?option=com_content&task=view&id=1140&Itemid=215.
- BUCKLEY, J. G.; O'DRISCOLL, D.; BENNETT, S. J. Postural Sway and Active Balance Performance in Highly Active Lower-Limb Amputees. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2002, vol. 81, no. 1, pp. 13-20.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- DOWNS, F., Jr. Prosthetics in the VA: Past, Present and Future. *United States Naval Institute. Proceedings* [online]. 2008, vol. 134, no. 2, pp. 56-61. [cit. 2010-7-4]. Dostupné na WWW: <http://www.usni.org/magazines/proceedings/2008-02/prosthetics-va-past-present-and-future>.
- DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

- DVOŘÁK, R. *Základy kinezioterapie*. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003, 104 s. ISBN 80-244-0609-8.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus, 2001, 110 s. ISBN 80-902318-8-8.
- EHDE, D. et al. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 6, pp. 731-734. [cit. 2011-4-5]. Dostupné na WWW: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2801%2908041-8/fulltext>.
- GERZELI, S.; TORBICA, A.; FATTORE, G. Cost utility analysis of knee prosthesis with complete microprocessor control (C-leg) compared with mechanical technology in trans-femoral amputees. *European Journal of Health Economics* [online]. 2009, vol. 10, pp. 47-55. [cit. 2011-4-28]. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18379831>.
- HADRABA, I. *Ortopedická protetika (II. část)*. Praha: Karolinum, 2006, 106 s. ISBN 80-246-1296-8.
- HLAVÁČKOVÁ, P. *Vliv senzorickým informací na kontrolu bipedální postury v klidovém stoji u jedinců s tranfemorální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. Olomouc 2010.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing* [online]. 2006, vol. 35 [cit. 2010-4-2]. ISSN 1468-2834. Dostupné na WWW: http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/reprint/35/suppl_2/ii7.

- ISAKOV, E. et al. Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archive of Physical Medicine & Rehabilitation*, 1992, vol. 73, no. 2, pp. 174-178.
- JOHANSSON, J. L. et al. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive knee devices. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 84 [cit. 2010-4-5]. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16034225>.
- KAHLE, J. T.; HIGHSMITH, M. J.; HUBBARD, S. L. Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preferences. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2008, vol. 45, no. 1, pp. 1-14 [cit. 2010-3-28]. Dostupné na WWW: <http://www.thefreelibrary.com/Comparison+of+nonmicroprocessor+knee+mechanism+versus+C-Leg+on...-a0205094182>.
- KÁLAL, J. Každoročně ztratí dolní končetinu pět tisíc pacientů. *Lékařské listy. Příloha Zdravotnických novin*, 2000, roč. 49, č. 29, s. 13.
- KÁLAL, J. K současným problémům lokomoce amputovaných na dolní končetině. *Rehabilitácia* [online]. 2005, roč. 42, č. 1, s. 20-30 [cit. 2010-5-5]. Dostupné na WWW: <http://www.rehabilitacia.sk/images/rehabilitacia/casopis/sk/1REH2005.pdf>.
- KAUFMAN, K. R. et al. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait & Posture*, 2007, vol. 26, pp. 489-493.
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

- KOZÁKOVÁ, D. *Hodnocení posturální stability osob s amputací dolní končetiny v raném stádiu po vybavení protézou*. Dizertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. Olomouc 2009.
- KOZÁKOVÁ, D. et al. Hodnocení posturální stability pacientů s transfemorální amputací s různou dobou používání protézy. *Česká kinantropologie*. 2008, roč. 12, č. 4, s. 77-86.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002, 230 s. ISBN 80-246-0350-0.
- KUBEŠ, R. Amputace. In DUNGL, P. et al. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005, s. 165-176, 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
- LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998, 269 s. ISBN 0880117567.
- MATĚJČEK, M. Ortopedická protetika. In DUNGL, P. aj. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005, s. 141-161, 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
- MAY, J. BELLA. *Amputations and Prosthetics: a Case Study Approach*, 2nd ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2002. ISBN 0-8036-0839-X.
- MÍKOVÁ, M. *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a v klinické praxi*. Dizertační práce. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Katedra biomechaniky a technické kybernetiky. Olomouc 2006.
- MILLER, W. C.; SPEECHLEY, M.; DEATHE, B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 8, s. 1031-1037[cit. 2010-3-28]. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11494181>.

MLÍKA, R. přednášky, *Klinická kineziologie*, 2009.

NEDERHAND, M. J.; VAN ASSELDONCK, E. H. F.; VAN DER KOOIJ, H.
Dynamic balance control in transfemoral amputees: Individual contribution of the prosthesis side. *Gait & Posture* [online]. 2006, vol. 24, supplement 2 [cit. 2011-2-2]. Dostupné na WWW: <http://www.rrd.nl/publications/posters/Nederhand%20M%20%20Dynamic%20balance%20control%20....pdf>.

Össur Prosthetics Product Catalogue 2007-2008 (2007). Össur.

PEJŠKOVÁ, I.; MAREČEK, A. Rehabilitační a protetická péče o pacienty – diabetiky po amputaci končetiny. *Medicína pro praxi* [online]. 2010, č. 7, s. 216-220 [cit. 2011-1-4]. Dostupné na WWW: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/05/03.pdf>.

PERRY, J. et al. Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-leg® prostheses compared with stubby and conventional articulating prostheses. *Archive of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, pp. 1711-1717 [cit. 2011-2-10]. Dostupné na WWW: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2801%2908041-8/fulltext>.

REINMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of the Athletic Training* [online]. 2002, vol. 37 [cit. 2011-02-02]. Dostupné na WWW: http://tryphonov.narod.ru/library/citat2_3/crsctr14.htm.

ROSICKÝ, J. Protetická chodidla a jejich vlastnosti, 1. Část. *Ortopedická protetika – odborný časopis FOPTO* [online]. [cit. 2011-04-05]. Dostupné na WWW: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wce9ba3235a445.htm>.

- ROSICKÝ, M.; SMUTNÝ, M. Technika osseointegrace, přímé upevnění protézy ke kosti. *Ortopedická protetika – odborný časopis FOPTO* [online]. [cit. 2010-04-28]. Dostupné na WWW:
http://www.ortopedicka.protetika.cz_ViewArticle.php?Article=63
- SEYMOUR, R. et al. Comparison between the C-leg® microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: A preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2007, vol. 31, no. 1, pp. 51-61 [cit. 2011-3-12]. Dostupné na WWW:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17365885>.
- SEYMOUR, R. *Prosthetics and Orthotics: lower limb and spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins, 2002, 512 pp. ISBN 0-7817-2854-1.
- SIMONEAU, G. G. et al. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*. 1995, no. 3, pp. 115-122. ISSN 0966-6362.
- SMUTNÝ, M. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2009, 64 s. ISBN 978-80-254-3820-6.
- SOSNA, A. et al. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 83 s. ISBN 80-7184-100-5.
- VINCENT, W. J. *Statistics in Kinesiology*. 3rd ed. Champaign: Human Kinetics, 2005. 328 pp. ISBN 13:9780736057929.
- VITAS, D.; LARSEN, T. K.; JANSEN, C. Body sway in below – knee amputees. *Prosthetic and Orthotic International* [online]. 1986, vol. 10 [cit 2011-2-12]. Dostupné na WWW: <http://poi.sagepub.com/content/10/3/139>.
- VRIELING, A. H. et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture*, 2008, vol. 28, pp. 222-228.
- WAY, L. et al. *Současná chirurgická diagnostika a léčba*. 2. díl, Praha: Grada Publishing, 1998, s. 809-1659. ISBN 80-7169-397-9.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. University of Waterloo, Canada, 1990, 150 pp. ISBN 0-471-50908-6.
- ZEMAN, M. *Speciální chirurgie*. 2. vyd. Praha: Galén, 2004, 575 s. ISBN 80-7262-260-9.

SEZNAM ZKRATEK

Av	průměr (average)
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
COG	centre of gravity
COM	centre of mass
COP	centre of pressure
DK	dolní končetina
DLMA	Dynamic Learning Matrix Algorithm
lig.	ligamentum
m.	musculus
Max	maximum
Min	minimum
mm.	musculi
MR	magnetoreologický
pO ₂	parciální tlak kyslíku
př.n. l.	před našim letopočtem
Q-úhel	quadriceps úhel
SACH	Solid Ankle Cushion Heel
SD	směrodatná odchylka
SwayX	velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru
SwayY	velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru
v	celková rychlost změn polohy COP
vX	rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru
vY	rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru
WHO	World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Schéma postavení postranních a zkřížených vazů kolena za extenze kolena a v průběhu flexe (Čihák, 2001)	11
Obrázek 2 Schematické znázornění rozsahu úrovní možných amputací na dolní končetině (Matějček, 2005)	16
Obrázek 3 Schéma pahýlového lůžka (Sosna, 2001).....	18
Obrázek 4 Rozdělení protetických chodidel (Rosický, www.ortotikaprotetika.cz)	19
Obrázek 5 Polycentrický kolenní kloub 3K61 (www.protetika-ortho-aktiv.cz)	24
Obrázek 6 Hydraulický kolenní kloub Mauch (www.ossur.cz)	26
Obrázek 7 C-Leg (www.ottobock.cz).....	28
Obrázek 8 Rheo Knee (http://www.computerleg.com)	29
Obrázek 9 Grafické znázornění anteroposteriorních výchylek COP	40
Obrázek 10 Grafické znázornění mediolaterálních výchylek COP	41
Obrázek 11 Grafické znázornění parametru Area	42
Obrázek 12 Grafické znázornění rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru	43
Obrázek 13 Grafické znázornění rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru.....	44
Obrázek 14 Grafické znázornění celkové rychlosti změn polohy COP	45

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Průměrné zvýšení spotřeby energie během chůze při rozdílných úrovních amputace končetiny (Smutný, 2009)	20
Tabulka 2 Základní parametry posturální stability pro kolenní klouby Rheo Knee, Mauch a Otto Bock 3R95	39

PŘÍLOHY

Příloha 1 Vývoj počtu amputací a jejich příčin v České republice (upraveno dle Kolář, 2009)

Rok	Vaskulární	Traumatické
1994	4503	150
1995	4578	107
1996	4970	116
1997	5226	95
1998	5465	99
1999	5114	87
2000	5865	58
2001	6118	85
2002	6743	73
2003	7029	60
2004	7444	102
2005	7859	90
2006	7834	70
2007	7853	
2008	8169	

Příloha 2 Stupně aktivity uživatele (upraveno dle Kolář, 2009)

<p>Stupeň aktivity 0 Nechodící pacient</p>	<p>Terapeutický cíl: dosažení kosmetického vzhledu, pohyb na vozíku</p> <p>Provedení protézy: bez protézy nebo jednoduché kosmetické protézy</p>
<p>Stupeň aktivity 1 Interiérový typ uživatele</p>	<p>Terapeutický cíl: zabezpečení stoje v protéze, využití protézy pro chůzi v interiéru</p> <p>Komponenty protézy: chodidlo: typu SACH, s jednoosým kloubem kolenní kloub: jednoosý s uzávěrem, brzdou</p>
<p>Stupeň aktivity 2 Limitovaný exteriérový typ uživatele</p>	<p>Terapeutický cíl: chůze s protézou v interiéru, omezeně v exteriéru</p> <p>Komponenty protézy: chodidlo: s pružným skelet, s víceosým kloubem kolenní kloub: jednoosý s konstantním třením, s brzdou, polycentrický s mechanickým třením</p>
<p>Stupeň aktivity 3 Nelimitovaný exteriérový typ uživatele</p>	<p>Terapeutický cíl: chůze s protézou v interiéru a exteriéru téměř bez omezení</p> <p>Komponenty protézy: chodidlo: dynamické kolenní kloub: jednoosý nebo polycentrický s hydraulickou nebo pneumatickou jednotkou</p>
<p>Stupeň aktivity 4 Nelimitovaný exteriérový typ uživatele se zvláštními požadavky</p>	<p>Terapeutický cíl: chůzi a pohyb v interiéru a exteriéru zcela bez omezení</p> <p>Komponenty: chodidlo: dynamické kolenní kloub: jednoosý nebo polycentrický s pneumatickou jednotkou</p>

Příloha 3 Vstupní informace o měřených osobách

Jméno, příjmení:

Datum narození:

Pohlaví:

Výška:

Hmotnost:

Měsíc/Rok amputace:

Amputovaná končetina:

Lateralita:

Příčina amputace:

Doba používání protézy (nynější):

Typ kolenního kloubu:

Zdravotní stav:

Současné zdravotní problémy: