

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

Marie RŮŽIČKOVÁ

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**Porovnávání dynamické struktury chůze u pacientů po totální endoprotéze
kyčelního kloubu a zdravých osob**

Diplomová práce

Autor: Marie Růžičková, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.
Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Marie Růžicková

Název diplomové práce: Porovnávání dynamické struktury chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu a zdravých osob

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt: Cílem diplomové práce je hodnocení dynamické analýzy chůze u souboru zdravých osob, jejichž výsledky považujeme za referenční hodnoty v oblasti dynamické analýzy pohybu. Soubor referenčních hodnot dynamické analýzy chůze se stává z časových a silových proměnných. Výzkum se uskutečnil na souboru žen (n=28) ve věku 22 – 28 let bez poškození pohybového aparátu. K měření byly použity dvě dynamometrické plošiny zn. KISTLER a dynamická analýza se uskutečnila podle standardního programu. Výsledky referenčního souboru prokázaly, že i u zdravých osob není krokový cyklus ve všech aspektech symetrický.

Dynamická analýza chůze u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu je prezentována ve formě tří kazuistik. Analýza rozdílů mezi operovanou a neoperovanou končetinou naznačila velmi individuální difference u jednotlivých pacientů. K posouzení obecných zákonitostí je nutno rozšířit soubor pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu.

Klíčová slova: dynamická analýza, chůze, reakční síla, laterální preference, symetrie, variabilita, totální endoprotéza kyčelního kloubu

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Marie Růžicková

Title of the thesis: Comparison of dynamic gait structure in patients with total hip replacement and in healthy individuals

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

The year of presentation: 2011

Abstract: The aim of the diploma thesis is to evaluate a dynamic analysis of gait in a group of healthy individuals, whose results are considered as reference values within the dynamic analysis of movement. The set of reference values from dynamic gait analysis consists of time and force variables. The survey has been carried out in a group of females (n=28) aged 22 – 28, without any locomotive system disorders. Measurements have been performed using two dynamometric KISTLER platforms and the dynamic analysis has been carried out using a standard programme. The results of the reference set have proven that even in healthy individuals the step cycle is not symmetrical in every aspect.

Dynamic analysis of gait in patients with total hip replacement is presented in the form of three case studies. The analysis of differences between the operated and the non-operated limb has shown very individual differences among patients. In order to assess the general principles, it is necessary to increase the studied number of patients with total hip replacement.

Keywords: dynamic analysis, gait, reaction force, lateral preference, symmetry, variability, total hip replacement

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí prof. PhDr. Františka Vaverky, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 1. 2011

.....

Děkuji prof. PhDr. Františku Vavrkovi, CSc. za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce a Mgr. Miroslavu Dominikovi a panu Petru Bartošovi.

OBSAH

ÚVOD	8
1 Chůze	9
1.1 Funkce dolní končetiny	9
1.2 Charakteristika krokového cyklu	11
1.3 Biomechanické aspekty chůze	15
1.4 Fyzikální parametry chůze	15
1.5 Kineziologické aspekty chůze	20
1.6 Patologické projevy chůze	22
1.7 Metody analýzy chůze	25
2 Řízení motorických funkcí	27
2.1 Biomechanické principy motoriky	27
2.2 Variabilita motorických funkcí	28
2.3 Ontogeneze chůze	29
2.4 Lateralita motorických funkcí	32
3 Totální endoprotézy kyčelního kloubu	34
3.1 Historický vývoj endoprotézy	34
3.2 Typy endoprotéz kyčelního kloubu a způsob jejich ukotvení	34
3.3 Indikace pacientů k náhradě kyčelního kloubu	38
3.4 Operační přístupy implantace TEP	38
3.5 Komplikace u pacientů s kyčelní náhradou	43
3.6 Revizní operace náhrady kyčelního kloubu	46
4 PŘEHLED LITERATURY	48
5 CÍLE PRÁCE	56
6 METODIKA	57
7 VÝSLEDKY	62
8 KAZUISTIKA	69
9 DISKUZE	77
ZÁVĚR	82
SOUHRN	83
SUMMARY	84
REFERENČNÍ SEZNAM	85

ÚVOD

Lidská chůze, jako prostředek lokomoce, je nejčastěji prováděnou motorickou činností člověka, která se od narození vyvíjí v rámci ontogeneze a rozvíjí se za účelem efektivnosti pohybu. Principy lokomočních pohybů jsou zanesené v ontogenezi člověka obsahující milníky, jejichž zvládnutí je pro další vývoj lokomoce nezbytný. Obsah ontogenetického vývoje je pro nás stejný, ale způsob provedení pohybu je variabilní, limitovaný možnostmi pohybového systému. Výsledná lokomoce nese individuální rozdíly charakteristické pro každého z nás.

Variabilita motorických funkcí byla donedávna chápána jako projev patologie vykonávaného pohybu. V současné době se objevují názory, že určitá variabilita pohybu existuje a je projevem fyziologie nervové a pohybové soustavy. Variabilita poskytuje jedinci možnost reagovat a adaptovat se na měnící se podmínky a dává mu schopnost vykonat pohyb různými způsoby.

Ve své diplomové práci zjišťuji existenci interindividuální variability chůze a její vliv na data získaná dynamickou analýzou chůze. Záměrem práce je posoudit variabilitu a symetrii pohybu při chůzi, ale i vliv laterální preference dolních končetin, podle níž by se měla dominantní končetina ve vyšší míře podílet na propulzi končetiny při zajištění dostatečné opory nedominantní končetinou.

Stereotyp chůze nám poskytuje informace o správné funkci nervového a pohybového systému a je dána interakcí vnitřního a vnějšího prostředí. Způsob, jakým se změní chůze u osob s implantovanou náhradou kyčelního kloubu, zjistíme prostřednictvím dynamické analýzy chůze.

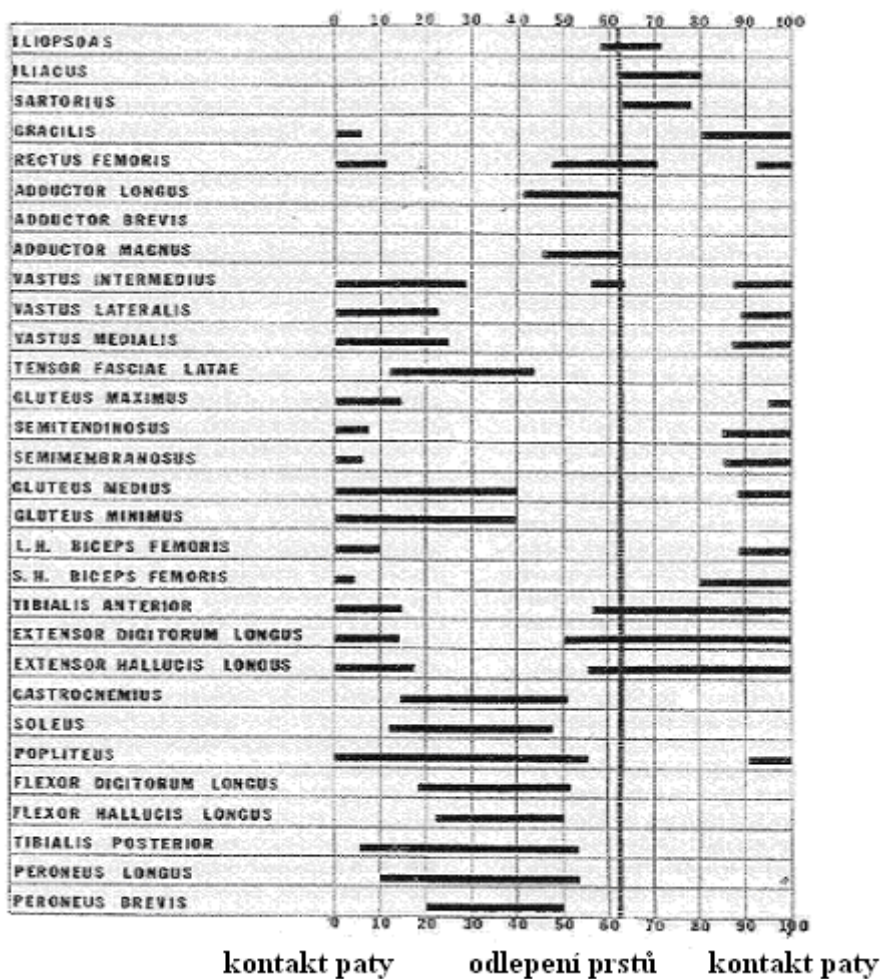
1 Chůze

Chůze je nejpřirozenější lidská činnost, která je podmíněna držením těla se vzpřímeným osovým orgánem a schopností přenosu opory těla střídavě na dolní končetiny. Fyziologická chůze je efektivní, minimalizuje únavu, nebezpečí poranění a pádu, během ní zvládneme komunikovat, měnit směr chůze a překonávat překážky.

Způsob chůze a její charakter se s věkem mění. U dítěte hovoříme o posturálně zajištěné bipední chůzi bez vnější opory přibližně kolem sedmého roku, až dokáže udržet stabilizované vertikální postavení na jedné dolní končetině po dobu 2 – 3 s. Starší osoby s věkem ztrácejí svalovou sílu, schopnost udržet rovnováhu a pro větší pocit jistoty používají hůl nebo chodítko (Dvořák, 2003; Neumann, 2002).

1.1 Funkce dolní končetiny

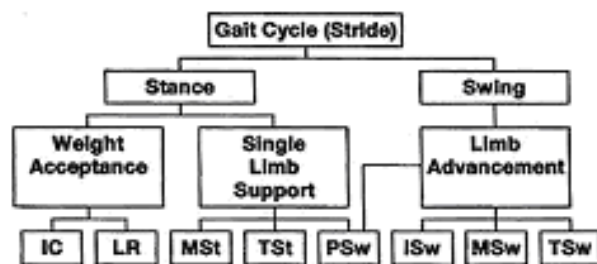
Lidská chůze je složitý pohybový úkon zasahující celý pohybový systém, a tím se přizpůsobuje složitému tvaru a vlastnostem terénu. Svaly dolních končetin se rytmicky zkracují a mění vzdálenost mezi jejich začátkem a úponem, vzniklý tah působí na pohyblivý kostěný segment, opírající se v kloubu o pevný kostěný segment, který se může vzhledem k jiným segmentům pohybovat. Pánev zůstává opornou bází pro femur a výsledný pohyb je otáčivý, připomínající pohyb kyvadla (Véle, 2006). Podle Tošnerové (2002) chůzi umožňuje zejména svalstvo dolních končetin (Obrázek 1), trup a horní končetiny k lokomoci pouze přispívají. Dolní končetiny s pánevním pletencem a lumbosakrálním přechodem představují lokomoční jednotku.



Obrázek 1. Zapojování svalových skupin při chůzi (Véle, 2006)

Hlavním úkolem dolních končetin je tlumit nárazy spojené s dopadem paty oporné dolní končetiny (DK) a zajistit její stabilitu. V krokového cyklu splňuje končetina tyto funkce (Obrázek 2) (Ayyappa, 1997a):

- přenos váhy těla na opornou DK („weight acceptance“) – ve fázích iniciálního kontaktu („initial contact“, IC) a zatížení („loading response“, LR),
- opora DK („single – limb support“) – střední stojná fáze („midstance“, MSt) a konečná stojná fáze („terminal stance“, TSt),
- vzestupný pohyb DK („limb advancement“) – fáze přešvihu („preswing“, PSw), iniciálního švihu („initial swing“, ISw), středního švihu („midswing“, MSw) a konečného švihu („terminal swing“, TSsw).



Obrázek 2. Schématické znázornění funkce DK a jednotlivých fázích krokového cyklu a zatížení v jednotlivých fázích (Ayyappa, 1997a)

1.2 Charakteristika krokového cyklu

V krokovém cyklu se periodicky opakuje stojná a švihová fáze DK. Stojná fáze zaujímá 62 % a švihová fáze 38 % celého krokového cyklu (Obrázek 3). Doba dvojí opory se objevuje na začátku a na konci stojné fáze DK, představuje 10 % celého krokového cyklu a se zvyšováním rychlosti chůze se její doba zkracuje a v běhu mizí. (Ayyappa, 1997a).

Stojná fáze

Stojná fáze je zahájena dopadem paty švihové DK na opornou plochu chodidla. Kontakt nohy s podložkou se postupně šíří z paty na celou plantu a klenba nožní dynamicky reaguje na povrch oporné báze, aby zajistila pevný a spolehlivý kontakt s podložkou. Končetina původně brzdící pád plní opornou funkci s následným propulzivním pohybem provázeným odvinutím paty plantární flexí nohy. Z oporné DK se stává odrazová DK, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně nahoru a vpřed. Stojná fáze je zakončena odvinutím palce a oporná DK se začne chovat jako švihová DK (Véle, 2006).

Jednotlivé části stojné fáze jsou následující (Ayyappa, 1997b):

- iniciální kontakt,
- zatížení,
- střední stojná fáze,
- konečná stojná fáze,
- přešvih.

Iniciální kontakt

Nakračující DK dopadne patou na podložku a postupně dochází k zatížení stojné DK. Hlezenní kloub je v neutrálním postavení, které je zajištěné excentrickou kontrakcí

pretibiálních svalů (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus et hallucis longus). Kolenní kloub je téměř v plné extenzi. M. quadriceps femoris a hamstringy (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus) udržují neutrální postavení a stabilizují kolenní kloub. Kyčelní kloub je ve 30° flexi. U normální chůze se maximální flexe v kyčli objevuje ve fázi iniciálního kontaktu a konečného švihů. M. gluteus maximus a hamstringy omezují další flekční pohyb. M. gluteus medius se připravuje ke stabilizaci pánve (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Zatížení

Představuje první doby dvojí opory. Chodidlo je zcela v kontaktu s podložkou a váha těla se přesunuje na stojnou DK. Pretibiální svaly excentrickou kontrakcí kontrolují plantární flexi a táhnou tibii nad patní kost. Kolenní kloub se za současné excentrické kontrakce m. quadriceps femoris flektuje v rozsahu 15 – 18 °. Maximální flexe je dosaženo při plném kontaktu s podložkou. M. quadriceps femoris kontroluje stupeň flexe a táhne femur nad tibii. Kyčelní kloub je stále v postavení 30° flexe. M. gluteus maximus, hamstringy, m. adduktor magnus limitují další flexi a tlumí nárazy spojené s dopadem končetiny. Hamstringy přebírají funkci m. gluteus maximus. Adduktory kyčelního kloubu kontrolují mediolaterální stabilitu na zatížené končetině (Ayyappa, 1997b).

Střední stojná fáze

Zahrnuje první polovinu opory DK. Kontralaterální chodidlo je mimo podložku a pokračuje v pohybu, dokud se váha těla nepřesune nad přednoží stojné končetiny. Postavení tibie je kontrolováno excentrickou kontrakcí m. soleus a mm. gastrocnemii. M. quadriceps femoris provádí extenzi kolenního kloubu z 15° flexe do neutrální polohy. Flexe v kyčelním kloubu se snižuje na 10 °. M. gluteus maximus je jedním z abduktorů kyčelního kloubu a zabraňuje extrémnímu sklonu pánve na stranu švihové končetiny (pozitivní Trendelenburgův příznak)(Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Konečná stojná fáze

V této fázi splňuje končetina druhou polovinu opory DK, začíná zvednutím paty a končí kontaktem kontralaterálního chodidla s podložkou. Nejvíce jsou aktivovány plantární flexory. Stabilní postavení tibie v hlezenním kloubu zajišťuje ekcentrickou kontrakcí m. triceps surae, který zvedá patu nad hlavičky metatarzů, tím přesunuje její zatížení.

Hlezenní kloub dosahuje 10° dorzální flexe. Kolenní kloub je v extenzi a kyčelní kloub se nachází v 10° extenzi (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Přešvih

Představuje druhou dobu dvojí opory. Švihová končetina je patou v kontaktu s podložkou, chodidlo stojné končetiny odvinuje palec od podložky. Zátěž těla je soustředěna na stojnou DK. Hlezenní kloub z dorzálního postavení dosahuje 20 ° plantární flexe. Kolenní kloub se nachází ve 35 ° flexi. Kyčelní kloub se flekčním pohybem m. rectus femoris, m. sartorius a m. adductor longus navrací do neutrálního postavení. M. adductor longus zmírňuje abdukci způsobenou přesunem zatížení na kontralaterální končetinu. Přešvih připravuje DK ke švihu, proto může být považována za součást švihové fáze (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Švihová fáze

Podle Véleho (2006) je švihová fáze náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která na straně švihové DK má tendenci poklesnout. Ve švihové fázi je pouze jeden bod opory odpoutáním švihové DK od podložky a tělo podpírá pouze oporná DK. Poloha pánve je vyrovnávána aktivitou abduktorů stojné DK a na švihové DK aktivitou m. q. lumborum a m. iliopsoas.

Jednotlivé části švihové fáze jsou následující (Ayyappa, 1997b):

- iniciální švih,
- střední švih,
- konečný švih.

Iniciální švih

Zaujímá první třetinu švihové fáze. Chodidlo se začíná zvedat od podložky a pokračuje dopředu, dokud v kolenním kloubu není dosaženo maximální flexe. Švihová končetina se nachází pod tělem v úrovni stojné končetiny. V hlezenním kloubu se aktivací pretibiálních svalů snižuje plantární flexe z výchozích 20 ° na plantární flexi v rozsahu 5 – 10 °. Kolenní kloub navyšuje počáteční flexi na 60 ° aktivací caput breve m. biceps femoris, m. sartorius a m. gracilis. Kyčelní kloub se aktivací m. iliacus, m. gracilis a m. sartorius uvádí do 20° flexe (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Střední švih

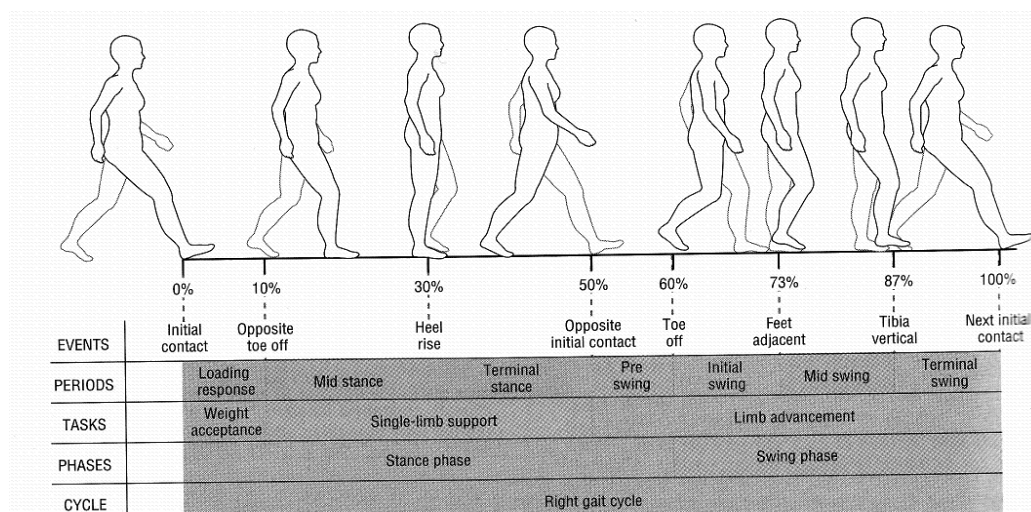
Zaujímá druhou třetinu švihové fáze a je vymezena maximální flexí kolenního kloubu a vertikálním postavením tibie. Kolenní kloub se extenduje, hlezenní kloub aktivací pretibiálních svalů obnovuje dorzální flexi. Extenčním pohybem se v kolenním kloubu snižuje flexe z 60° na 30° . V kyčelním kloubu je 30° flexe. Flekční pohyb m. gracilis, m. sartorius, m. iliacus začínají bránit hamstringy, které zpomalují dopředný pohyb femuru (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Konečný švih

Představuje závěrečnou třetinu švihové fáze. Pretibiální svaly připravují chodidlo na dopad. Tibie přechází přes kolmici s podložkou, kolenní kloub se zcela extenduje koncentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, který asistuje při rotaci pánve a v konečném okamžiku ovlivňuje délku kroku. Excentrická kontrakce m. gluteus maximus a hamstringů zpomaluje dopředný pohyb femuru a zabraňuje další flexi v kyčelním kloubu (Ayyappa, 1997a; Ayyappa, 1997b).

Doba dvojí opory

Ve fázi dvojí opory se dotýkají obě dolní končetiny oporné báze a tvoří přechod mezi fází stojnou a švihovou. Odvinutí špičky na stojné končetině se kryje s kontaktem paty na švihové končetině (Véle, 2006).

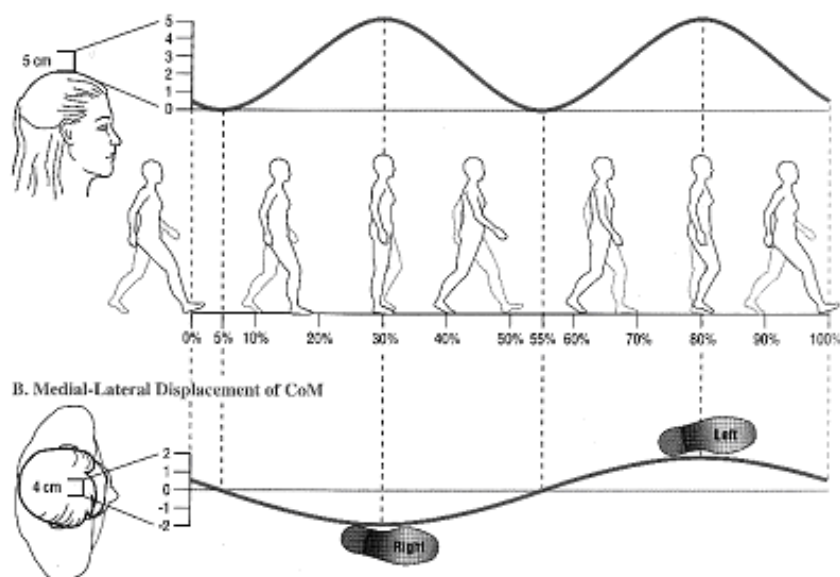


Obrázek 3. Poloha končetiny v jednotlivých fázích krokového cyklu (Neumann, 2002)

1.3 Biomechanické aspekty chůze

Těžiště lidského těla

Těžiště lidského těla (COM, Center of Mass, těžiště) umístěné ventrálně před obratlem S₂ opisuje při chůzi sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině. Maximální přesun těžiště vertikálním směrem je ve střední stojné fázi přibližně 5 cm u chůze s normální rychlostí. Nejnížší polohy těžiště dosahuje v polovině doby dvojí opory, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě chodidla. Laterální posun těžiště v horizontální rovině popisuje přenos váhy těla na pravou a levou DK. Je vyjádřen sinusovou křivkou s frekvencí o polovinu vyšší než u vertikální křivky. Pohyb těžiště ovlivňuje poloha DK během krokového cyklu (Obrázek 4). Vychýlení těžiště je ovlivněno rychlostí chůze. U rychlejší chůze se vychýlení těžiště zvětšuje a u pomalejší chůze zmenšuje (Dungl, 2005; Rose, 2006). Podle Neumanna (2002) výchylky těžiště narůstají s širší bází krokového cyklu.



Obrázek 4. Vertikální a laterální pohyb těžiště (Neumann, 2002)

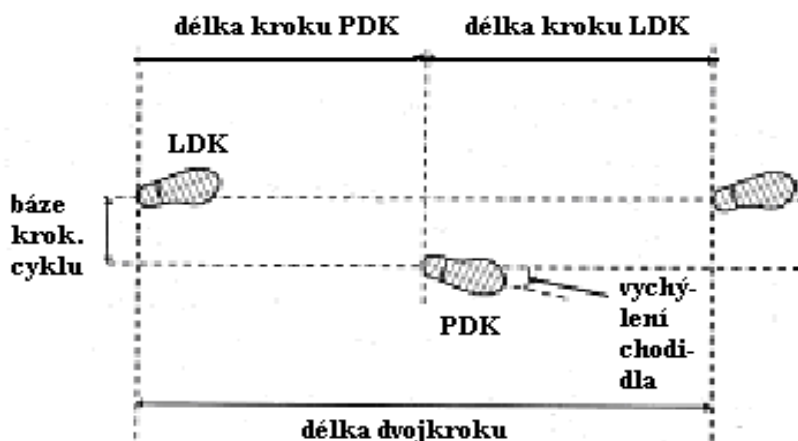
1.4 Fyzikální parametry chůze

Délka kroku a báze krokového cyklu

Délka kroku („step length“) je vzdálenost ohraničená kontaktem paty jedné a druhé DK s podložkou. Délka dvou kroků („stride length“) neboli dvojkrok je někdy uváděna jako délka krokového cyklu („cycle length“), je to vzdálenost od jednoho k druhému dopadu paty téže končetiny. Délky kroků na obou dolních končetinách jsou za fyziologických podmínek stejné a můžeme podle nich hodnotit symetrii chůze (Obrázek 5) (Giannini, 1994; Whittle, 1996). Neumann (2002) uvádí, že báze krokového cyklu (neboli šířka kroku) se pohybuje kolem 7 – 9 cm a je to vzdálenost mezi středy pat jedné a druhé končetiny.

Vychýlení chodidla

Vychýlení chodidla („foot angle“) vyjadřuje úhel, který svírá směr chůze a podélná osa chodidla, fyziologické hodnoty se pohybují kolem 7° (Neumann, 2002).



Obrázek 5. Znázornění délkových parametrů chůze, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina (Whittle, 1996)

Kadence

Kadence vyjadřuje počet kroků za minutu. Měření počtu kroků v minutách se přizpůsobuje mezinárodní klasifikaci SI („Système International“, SI), která ji nahrazuje tzv. dobou krokového cyklu („cycle time“) uváděnou v sekundách a je dána vztahem $120/\text{kadence}$ (Whittle, 1996).

Rychlost chůze

Rychlost definujeme jako vzdálenost, kterou urazí tělo v daném čase a je vyjádřena v m/s. Průměrná rychlost je vypočítána ze vztahu: $\text{délka dvojkroku (m)} \times \text{kadence} / 120$. Rychlost chůze je ovlivněna délkou kroků („step length“), které závisí na rozsahu pohybu DK během švihové fáze. Rychlost chůze se v průběhu krokového cyklu mění a je ovlivněna polohou stojné DK. Pokud je chodidlo končetiny před tělem, rychlost chůze se zpomaluje. Jestliže je končetina za tělem, chůze se zrychluje. Rychlost chůze nepříznivě ovlivňují i patologie pohybového systému (Rose, 2006; Whittle, 1996).

. Podle Neumanna (2002) antropometrické rozdíly mezi muži a ženami způsobují, že ženy chodí pomaleji a kratšími kroky s vyšší kadencí než muži.

Reakční síla

Reakční síla podložky představuje působení podložky na lidské tělo a její vektor je opačný než vektor tíhové síly. Rovnováha mezi silami umožňuje vzpřímený stoj. Společně s cyklickým pohybem dolních končetin, který ovlivňuje rychlost a pohyb těžiště, patří k základním podmínkám chůze (Rose, 2006).

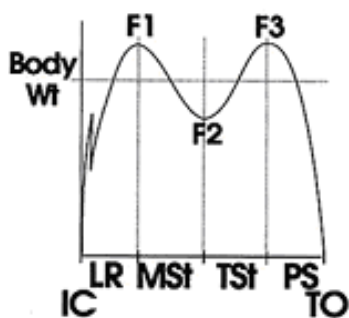
Působíště reakční síly

Působíště reakční síly (**Center Of Pressure, COP**) charakterizujeme jako průměr veškerých tlakových sil působících do opěrné plochy. Poloha působíště souvisí s přenosem váhy těla. Linie maximálního zatížení stojné končetiny se pohybuje laterálně od podélné osy nohy a mezi I. a II. metatarzem k I. metatarzofalangeálnímu skloubení. Maximální bod zatížení se posunuje konstantní rychlostí a snižuje se v oblasti metatarzů. Důsledkem toho se přednoží zatěžuje delší dobu než zánoží, přibližně v poměru 1:3 (Dungl, 2005; Kolář, 2009).

Reakční síla se skládá z vertikální, anterioposteriorní a mediolaterální složky:

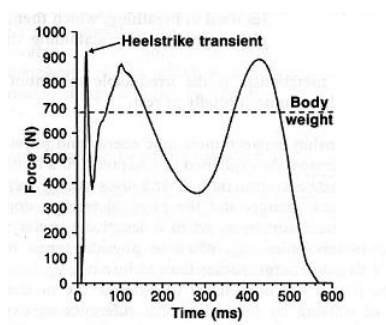
Vertikální složka reakční síly

Vertikální složku reakční síly popisujeme na grafickém znázornění křivky pomocí bodů „F1“, „F2“, „F3“ (Obrázek 6). Ve fázi dvojí opory velikost reakční síly narůstá a přesahuje tělesnou hmotnost o 10 – 15 %. První vrchol „F1“ se objevuje ve střední stojné fázi. Z tohoto bodu těžiště lidského těla klesá a narůstá jeho zrychlení. Bod „F2“ popisuje pokles v pozdní střední stojné fázi přibližně na 80 % tělesné hmotnosti. Ve stoji na jedné DK velikost vertikální síly klesá. Hodnota „F2“ vyjadřuje moment síly švihové DK, který snižuje zatížení na silové plošině. Druhý vrchol „F3“ přesahuje tělesnou hmotnost o 15 – 20 % v pozdní konečné stojné fázi. Chodidlo se odvíjí od podložky a po odtržení prstů prudce klesá. Těžiště klesá a získává zrychlení. Velikost vertikální složky je ovlivněna rychlostí chůze, při pomalé chůzi se moment síly a zrychlení redukuje, body „F1“ a „F3“ se snižují a „F2“ se prohlubuje, u rychlé chůze se hodnoty „F1“, „F3“ zvyšují a „F2“ se oplošťuje (Dungl, 2005; Tošnerová, 2002).



Obrázek 6. Vertikální složka reakční síly (Ayyappa, 1997a)

Whittle (1996) uvádí, že vertikální komponenta reakční síly je značně variabilní v tom, jakou sílu jedinec vyvine při počátečním kontaktu paty s podložkou (Obrázek 7).



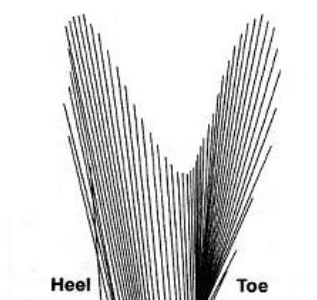
Obrázek 7. Znázornění dopadu paty ve vertikální složce reakční síly (Whittle, 1996)

Anterioposteriorní složka reakční síly

Velikost anterioposteriorní složky je menší než 25 % tělesné hmotnosti. Popisuje zrychlení lidského těla. Anteriorní část se objevuje v první fázi dvojí opory a její vrchol je na konci fáze zatížení. Na DK působí směrem dozadu, vyvíjí brzdící účinek, který zpomaluje a kontroluje pohyb. Ve střední stejné fázi je anterioposteriorní komponenta konstantní, ale postupně dochází k akceleraci stejné DK. Posteriovní část dosahuje maximálních hodnot v průběhu konečné stejné fáze a DK se připravuje ke švih. Na druhé DK se objevuje stejný vzorec jen v opačném směru (Tošnerová, 2002; Whittle, 1996). Neumann (2002) uvádí, že velikost anterioposteriorní komponenty narůstá s délkou kroku.

„Motýlkový“ diagram reakční síly znázorňuje vertikální a anterioposteriorní složku reakční síly podložky (Obrázek 8). Iniciální kontakt paty vyjadřuje okamžitou vertikální složku reakční síly. Při zatížení se rozvíjí působení anteriorní složky na DK, ve střední stejné fázi jsou téměř vektory sil vertikální a nepatrná anteriorní složka mizí v důsledku narůstajícího zatížení přednoží. Jakmile je zatížení zcela na přednoží, vektory zobrazují posteriovní složku. V konečné stejné fázi posteriovní složka převažuje a vektory sil jsou více

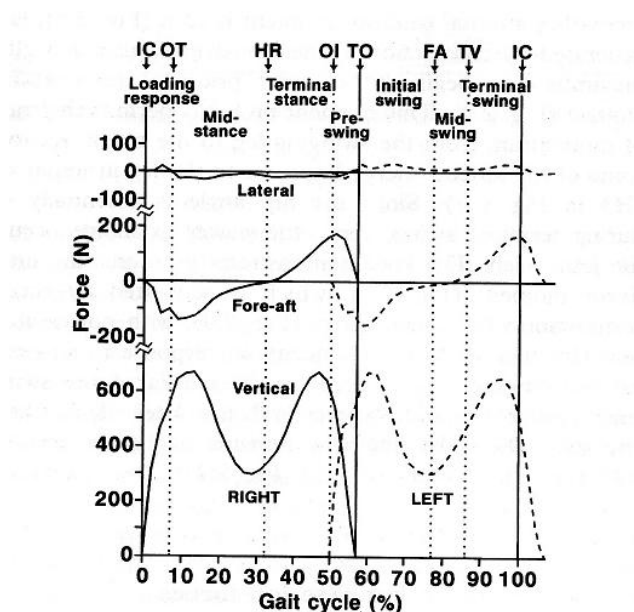
nakloněny dopředu (Tošnerová, 2002; Whittle, 1996). Všechny složky reakční síly jsou zobrazeny na obrázku 9.



Obrázek 8. Motýlkový diagram (Whittle, 1996)

Mediolaterální složka reakční síly

Mediolaterální složka má nejmenší velikost a představuje méně než 10 % tělesné hmotnosti. Při kontaktu paty s podložkou se objevuje mediální střih, který je způsoben dopadem dolní končetiny v lehké addukci na podložku. Mediolaterální složka reakční síly narůstá ve fázi dvojí opory a maxima dosahuje v polovině fáze zatížení. Laterální složka síly je maximální v konečné stojné fázi, z důvodu progredující abdukce končetiny. Konstantní velikosti se objevuje v opoře na jedné DK. Mediolaterální síly jsou výsledkem rotace dolní končetiny při chůzi a bez dostatečného tření by vedly k uklouznutí (Dungl, 2005; Tošnerová, 2002). Whittle (1996) uvádí, že tato složka reakční síly urychluje přesun těžiště na druhou stranu od stojné končetiny. Podle Neumanna (2002) je tato složka reakční síly mezi jedinci velmi variabilní.



Obrázek 9. Znázornění krokového cyklu a složek reakční síly (Whittle, 1996)

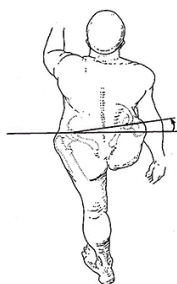
1.5 Kineziologické aspekty chůze

Véle (2006) uvádí, hlavní pohyby DK probíhají zejména ve směru flexe a extenze, pohyb se přenáší přes pánev i na osový orgán, kde získává torzní charakter, protože se pánev pohybuje protisměrně vzhledem k ramenním pletencům. Chůze ovlivňuje nejen funkci končetin, ale i celého axiálního systému.

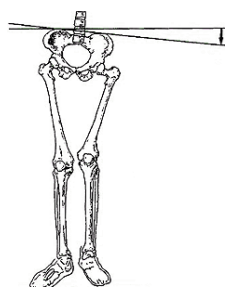
Rotace a sklon pánve

Pánev rotuje kolem vertikální osy na stranu stojné DK v rozsahu 4° (Obrázek 10). Při rotačním pohybu se pánev nejdříve navrácí do neutrální polohy a potom rotuje. Rozsah rotace se zvětšuje s rychlostí chůze. Účelem rotace je oploštění sinusového zakončení křivky. Pánev jako převážně rigidní struktura, přenáší pohyb na další struktury, zejména kyčelní klouby, které se tak vychylují z čisté flexe a extenze.

Pánev se na švihové DK sklání kaudálně v rozsahu 5° (neboli pozitivní Trendelenburgův příznak) (Obrázek 11). Pánevní sklon je spojen s flexí v kolenním kloubu švihové DK (Ayyappa, 1997a; Rose, 2006).



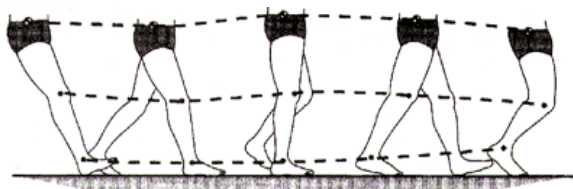
Obrázek 10. Rotace pánve na švihové končetině (Ayyappa, 1997a)



Obrázek 11. Zešikmení pánve (Ayyappa, 1997a)

Flexe kolenního kloubu na stojné DK

S postupným zatížením chodidla se v koleni objevuje flexe kolem 15° , potom dochází k extenzi až do odvíjení paty, kdy se opět objevuje mírná flexe v koleni. Flekční pohyb oplošťuje vzestup těžiště a tím se pohyb ekonomizuje (Obrázek 12) (Rose, 2006; Véle, 2006).



Obrázek 12. Pohyb kolenního a hlezenního kloubu (Ayyappa, 1997a)

Laterální přesun trupu

Ve stejné fázi dochází k přesunu trupu nad opěrný bod stojné DK, tím se snižují nároky na svalový a rovnovážný systém. Laterální přesun je v rozsahu 4 – 5 cm na každou stranu a její velikost je ovlivněna vzdáleností mezi chodidly, která se s vyšší vzdáleností zvyšuje (Ayyappa, 1997a; Rose, 2006).

Rotace hrudníku a ramenních kloubů

Rotační pohyb hrudníku a ramen se uskutečňuje v opačném směru než je rotace pánve. Rotace ramenních kloubů vyvolává švihový pohyb horních končetin, který současně doprovází švihovou fází opačné DK. Tyto pohyby mají vyvažující účinek (Rose, 2006).

Rotace stehů a bérců

Rotace probíhá ve stejné fázi jako rotace pánve a kaudálně od pánve směrem k bérům se její rozsah zvyšuje. Na začátku švihové fáze a ve fázi dvojí opory rotuje pánev a celá DK na vnitřní stranu k zatížené DK. Ve střední stojné fázi dochází k náhlé změně a DK začíná rotovat zevně. Rotační pohyby patří k charakteristickým rysům chůze každého člověka a odlišuje vzhled chůze mezi jednotlivci (Rose, 2006).

Rotace hlezenního kloubu a chodidla

Vařeka (2003) uvádí, že pohyb hlezenního kloubu do dorzální flexe ve chvíli dopadu paty, je vystřídán pasivní plantární flexí, která je spojena se supinací v subtalárním kloubu. Při postupném zatížení plosky chodidla se v subtalárním kloubu objevuje pronace se supinací v Chopartově kloubu, která odemyká tento kloub a chodidlo se může optimálně přizpůsobit povrchu. Ve střední stojné fázi, kdy je hlezenní kloub v dorzální flexi, je subtalární kloub v supinaci a Chopartův kloub v pronaci, která ho uzamyká a stabilizuje. Ve chvíli odrazu je hlezenní kloub převáděn do plantární flexe, v subtalárním kloubu přetrvává supinace a v Chopartově kloubu pronace.

Rotace a sklon pánve, flexe kolenního kloubu ve stejné fázi oplošťují sinusový průběh těžiště vyvolaný pohybem těla při chůzi. Rotace pánve zdvíhá zakončení sinusové křivky, zešíkmení pánve a flexe kolenního kloubu snižují vrcholy této křivky (Rose, 2006). Podle Vařeky (2009) je z hlediska ekonomiky chůze důležité omezit změny výšky těžiště, což je umožněno rotací pánve, koordinovanými pohyby v kyčelních a kolenních kloubech. V případě, že je některý z těchto pohybů omezen, dochází ke zvýšení energetické náročnosti chůze a k přetěžování ostatních kloubů plnění kompenzační funkce.

1.6 Patologické projevy chůze

Změna stereotypu chůze může být způsobena přímým strukturálním poškozením nebo se jedná o kompenzační mechanismus. Adaptabilita pohybového systému vytváří řadu možností jak modifikovat ideální způsob pohybu s cílem udržet schopnost chůze i za cenu vyšších energetických nároků. Nejběžnějšími příčinami patologické dysfunkce jsou bolest, porucha CNS nebo muskuloskeletální poškození (Neumann, 2002):

- bolest – objevuje se typická antalgická chůze s omezeným zatížením postižené DK, jsou patrné kratší kroky a zkrácená stojná fáze na postižené DK, s tím je spojena i zkrácená švihová fáze zdravé DK,
- porucha CNS – např. CMP, DMO, u těchto pacientů se objevuje spasticita svalů, zejména extenzorových skupin, následkem toho pozorujeme cirkumdukci nebo nůžkovitou chůzi spojenou se zvýšenou aktivitou adduktorů kyčelního kloubu. U pacientů s Parkinsonovou chorobou je patrná charakteristická šouravá chůze s malými krůčky. Při ataxii, která se může objevit i u starších osob v souvislosti s jiným onemocněním, se zvětšuje opěrná báze a dochází ke zkrácení krokového cyklu,
- muskuloskeletální poškození – se může projevovat abnormálním rozsahem pohybu (ve smyslu hypo – nebo hypermobility) a sníženou svalovou silou. Zvýšený rozsah pohybu může kompenzovat omezený pohyb v jiných kloubech. Svalové oslabení může být způsobeno poraněním, nebo poškozením periferních nervů.

Přehled dysfunkcí v chůzi

Whittle (1996) uvádí řadu patologických odchylek od fyziologického projevu chůze, viz. následující přehled.

Úklon trupu

Ve stejné fázi je patrný laterální úklon na stranu stejné DK (Trendeleburgův příznak), je to zapříčiněno oslabením abduktorů kyčelního kloubu. Trendeleburgův příznak je

pozitivní u pacientů s osteoartrózou kyčelního kloubu. Pokud se tělo pohybuje ze strany na stranu, jedná se o kolébavou chůzi (Whittle, 1996).

Předklon trupu

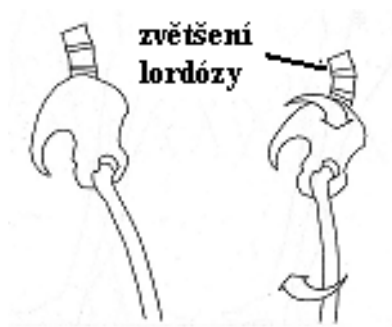
Na začátku stojné fáze jedinec předklání trup. Při postižení jedné DK dochází k napřímení trupu v okamžiku iniciálního kontaktu druhé DK. V případě oboustranného postižení je předklon trupu během celého krokového cyklu. Hlavní příčinou tohoto kompenzačního mechanismu je nedostatečná funkce extenzorů kolenního kloubu (Whittle, 1996).

Záklon trupu

V časně stojné fázi jedinec zaklání trup, tím kompenzuje nedostatečnou aktivitu extenzorů kyčelního kloubu, zejména m. gluteus maximus. Oslabení extenzorů způsobuje posun trupu dozadu. Záklon trupu se objevuje i v časně švihové fázi, kdy jedinci dopomáhá ke švihnutí nezátížené DK. Jedinci tímto mechanismem kompenzují nemožnost pohybu femuru dopředu na začátku švihové fáze z důvodu nedostatečnosti flexorů kyčelního kloubu nebo spasticity jejich extenzorů (Whittle, 1996).

Hyperlordóza bederní páteře

Hyperlordóza bederní páteře se za patologický projev považuje tehdy, jestliže její velikost v průběhu krokového cyklu narůstá a svého maxima dosahuje na konci stojné fáze postižené strany (Obrázek 13). Nejčastější příčinou je kontraktura flexorů kyčelního kloubu nebo jeho ankylóza, která neumožňuje dostatečný pohyb femuru dozadu a jedinec kompenzuje pohyb zvětšením lordózy v bederní páteři. S hyperlordózou je spojena anteverze pánve (Whittle, 1996).



Obrázek 13. Zvětšená lordóza bederní páteře (Whittle, 1996)

Funkční rozdíl v délce dolních končetin

Jednotlivé fáze krokového cyklu vyžadují jinou délku dolních končetin. Stojná fáze vyžaduje jakoby prodloužení DK, proto se objevuje extenze v kyčelním, kolenním kloubu a plantární flexe v hlezenním kloubu. Ve švihové fázi je zapotřebí zkrácení DK prostřednictvím flexe v kyčelním, kolenním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Nepřizpůsobení DK fázi krokového cyklu může být zapříčiněno spasticitou, svalovým oslabením nebo kontrakturou v kloubu (Whittle, 1996).

Nadměrná rotace kyčelního kloubu

Nadměrná rotace může být vyvolána nerovnováhou rotátorů kyčelního kloubu, nevhodným způsobem kladení nohy na podložku, případně se jedná o kompenzační mechanismus jiného postižení. Svalová nerovnováha mezi m. biceps femoris a semi-svaly (m. semitendinosus a m. semimembranosus) ovlivňuje postavení femuru. Oslabení m. biceps femoris, nebo spasticita semi – svalů vede k vnitřní rotaci femuru. Vnitřní rotace celé DK je spojena s inverzí nohy (např. pes varus), nebo s oslabením peroneálních svalů. Zevní rotace celé DK je spojena s everzí chodidla (např. pes valgus), nebo oslabením m. tibialis anterior et posterior. Zevní rotace slouží jako kompenzační mechanismus oslabení m. quadriceps femoris a usnadňuje zapojení adduktorů jako flexorů v případě jejich oslabení. Zevní rotace DK se objevuje i při oslabení m. triceps surae, kdy jejich funkci přebírají peroneální svaly (Whittle, 1996).

Hyperextenze kolenního kloubu

Patologická extenze kolenního kloubu (až hyperextenze) nahrazuje ve stojné fázi flexi kolenního kloubu. Jednou z příčin může být oslabení m. quadriceps femoris. Hyperextenze kolenního kloubu je doprovázena předklonem trupu (Whittle, 1996).

Nedostatečná dorzální flexe chodidla

Dorzální flexe se objevuje v krokovém cyklu během zatížení a švihové fáze. Oslabení dorzálních flexorů nohy (např. m. tibialis anterior) ve fázi zatížení vede k náhlému „plácnutí“ chodidla na podložku. Nedostatečná dorzální flexe může být výsledkem spasticity m. triceps surae (Whittle, 1996).

Neschopnost odrazu chodidla

Při této patologii je zátěž těla zejména na patě a chodidlo zůstává po celou dobu krokového cyklu zvednuté. Normální odvíjení chodidla zde chybí, proto není možný odraz chodidla, kterému brání postižení m. triceps surea nebo její šlachy (Whittle, 1996).

Chůze o abnormální bázi

Chůze se uskutečňuje o bázi kolem 50 – 100 mm, snížení nebo zvětšení báze mimo rozmezí je chápáno jako patologie. Zvětšení báze krokového cyklu se objevuje u osob s nestabilitou, trpícím strachem z pádů. Většinou je chůze o zvětšené bázi spojena s nedostatečnou exterocepcí a propiocepcí dolních končetin. Chůze o zúžené bázi vyplývá z addukční deformity kyčelního kloubu nebo varózního postavení kolenního kloubu (Whittle, 1996).

Narušení rytmu chůze

Asymetrické narušení rytmu ukazuje rozdíly mezi dolními končetinami. Narušení rytmu se objevuje u antalgické chůze, ve smyslu omezení doby zatížení bolestivé DK a prodloužení doby na zdravé DK (Whittle, 1996).

1.7 Metody analýzy chůze

Kinematická analýza

Základem kinematické analýzy jsou kinematické principy mechaniky. Pohyb je popisován pomocí fyzikálních veličin – dráha, rychlost, zrychlení apod., lidské tělo je chápáno jako mechanický model složený z několika segmentů – hlava, horní končetiny, trup, pánev, stehna, bérce a chodidla. Analýza zaznamenává změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty odpovídající lineární a úhlové rychlosti a zrychlení segmentů. Kinematická analýza se provádí v 2D (dvojdímenzionální) a 3D (třídímenzionální). Mezi metody kinematické analýzy dále patří (Ayyappa, 1997b; Kolář, 2009):

- kinematografická vyšetřovací metoda,
- akcelerometrie,
- elektrogoniometrie,
- stroboskopie,
- metoda světelné stopy.

Dynamická analýza

Dynamická analýza se zabývá příčinou pohybu – vnitřní (např. svalová síla) a vnější síla (např. reakční síla). Výstupem dynamické analýzy je velikost, směr vektorů reakční síly a moment síly během stojné fáze. K analýze se používají tenzometrické plošiny umístěné ve středu chodníku. Jednotlivé složky reakční síly a jejich momenty jsou snímány piezoelektrickými tenzometry v rozích plošiny. Zpracováváním snímaných dat přináší informace o momentech sil, jejich vektorech a o působištích reakčních sil. Přesnost naměřených dat je podmíněna plným kontaktem chodidla s plošinou (Giannini, 1994; Kolář, 2009).

Elektromyografická analýza

Elektromyografie (EMG) je elektrofyziologická metoda. Umožňuje nám posoudit stav kosterního svalstva a řízení nervové soustavy. Základem metody je snímání elektrických projevů prostřednictvím elektrod. K EMG mohou být použity povrchové a jehlové elektrody:

- povrchové elektrody – jsou přilepeny na kůži, snímají sumu potenciálů několika svalových vláken pod elektrodou a poskytují globální informace o aktivitě svalu jako celku nebo jeho podstatné části. Nejběžněji jsou používány povrchové vícekanálové elektrody, které dovolují snímání několika svalových skupin současně. Z technického hlediska je však omezeno četností poruch a výskytu artefaktů,
- jehlové elektrody – podávají informace o činnosti jen několika svalových vláken a jsou využívány u hlouběji uložených svalových skupin (Kolář, 2009).

Signál a jeho tvar závisí na typu a umístění elektrod, počtu snímaných akčních potenciálů motorických jednotek a jejich prostorovém uspořádání. Signál z elektrod prochází přes elektronická zařízení, kde probíhá zesílení, potlačení nežádoucích signálů a digitalizace, poté je přenesen do obrazové a zvukové podoby. Z výchylek potenciálů odečítáme informace o činnosti svalu (Kolář, 2009). Další zpracování přinese informace o svalové síle, náboru motorických jednotek a nástupu svalové únavy. EMG aktivita jednotlivých svalů ovlivněna rychlostí chůze, věkem a tělesnou výškou (Rose, 2006). Sutherland (2001) uvádí, že kinematická a dynamická analýza nepodá informace o svalové aktivitě jednotlivých svalů.

2 Řízení motorických funkcí

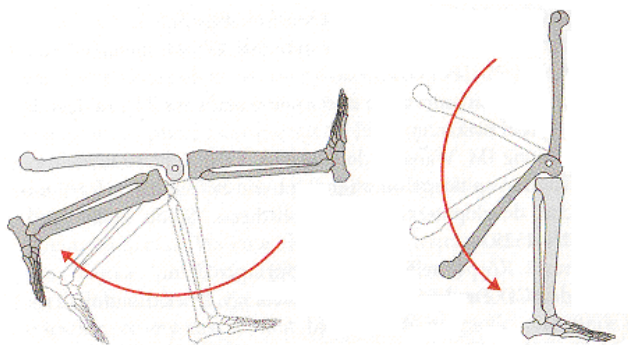
Véle (2006) uvádí, že proces řízení pohybu probíhá oboustrannou výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonnými orgány, které nemusí na příkaz správně zareagovat a pohyb se od původního záměru může vychýlit. Ke zpětné kontrole o vykonání pohybu a zda se pohyb neodchýlil od původního záměru, slouží proprioceptivní receptory ve svalecth, šlachách, kloubech, vestibulárním aparátu, ale i kožní, zrakové a sluchové receptory. Informace z těchto receptorů se porovnávají v CNS s původními příkazy. Zjistí-li se odchylka mezi zamýšleným a provedeným pohybem, mozeček vyhodnotí rozdíl a v průběhu pohybu se provede korekce. Účel pohybu je individuální povahy a záleží na mentalitě osobnosti, což vytváří faktor neurčitosti v řídicím pochodu. Tuto skutečnost je zapotřebí brát v úvahu při analýze pohybu.

Pohyby při lokomoci jsou řízeny CNS podle programů druhově specifických, které dědíme a jsou rámcově uloženy v CNS. Individuální detaily lokomočního pohybu vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy na vlivy zevního a vnitřního prostředí, ale i různými patogenními vlivy, a tím můžeme vysvětlit její značnou individualitu. Chůze je individuálně natolik odlišná, že lze chodce podle ní identifikovat. Zpracováním aferentních informací v CNS je chůze výsledkem interakce sensorických a motorických funkcí a její analýzou získáváme zpětně informace o řídicích pochodech v CNS (Véle, 2006).

2.1 Biomechanické principy motoriky

Pohyb lidského těla se odehrává mezi dvěma segmenty, které označujeme jako pohybový segment. Pohyb v pohybovém segmentu rozlišujeme podle toho, jestli dochází k pohybu proximálního segmentu vůči distálnímu a další pohyb je možný v součinnosti s pohyby v dalších segmentech, tj. v uzavřeném kinematickém řetězci, nebo k pohybu distálního segmentu vzhledem k proximálnímu tj. v otevřeném kinematickém řetězci.

Při chůzi dochází k pravidelnému střídání těchto pohybů. Ve stojné fázi krokového cyklu dochází k pohybu proximálního segmentu vůči distálnímu. Ve švihové fázi se distální segment pohybuje vzhledem k proximálnímu. Horní končetiny se pohybují v otevřeném kinematickém řetězci (Obrázek 14) (Kolář, 2009).



Obrázek 14. Znázornění otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce (Kolář, 2009)

Podle Dvořáka (2005) je součástí modelování pohybových řetězců stanovení stupně volnosti (**DOF, Degree Of Freedom**) charakterizující počet možných směrů či způsobů provedení pohybu v kloubu vůči nezávislým osám. U celého řetězce segmentů kloubně spojených se stupně volnosti sčítají a označují mobilitu řetězce. S větší mobilitou řetězce souvisí existence více variant pohybů uvnitř řetězce. Zajímavým důsledkem je tzv. Bernsteinův problém, kdy CNS vybírá vhodné pohybové strategie omezením stupňů volnosti určitého kloubu v rámci řetězce.

Podle Bernsteina je lidský pohybový systém vysoce komplexní s nelineárními vztahy mezi podněty a jejich výstupy, vzniká velké množství redundantních stupňů volnosti, které umožňují velkou flexibilitu a variabilitu pohybu spojenou s vysokými nároky na řízení pohybu. Bernsteinův model stupňů volnosti v rámci motorického učení tvrdí, že na začátku jsou DOF omezeny – tzv. freezing zvýšením napětí příslušného svalstva. Postupně dochází k proximodistálnímu uvolňování a do pohybu jsou začleněny všechny stupně volnosti i vlivy prostředí (např. reakční síly) – tzv. freeing. Na závěr se provádí selekce a vybrání nejefektivnějšího způsobu provedení pohybu (Dvořák, 2005; Vařeka, 2006).

2.2 Variabilita motorických funkcí

K variabilitě motorických funkcí přispívá komplexnost a složitost pohybového systému člověka, jak vysvětluje Bernsteinova teorie. CNS umožňuje zvolit a použít různé pohybové strategie limitované možnostmi pohybového systému člověka. Variabilita pohybu je předpokladem pro funkční pohyb a umožňuje pohybovému systému flexibilitu a schopnost adaptace. Variabilita pohybu byla dříve popisována jako nepřesnost či chyba prováděného pohybu. Nyní je chápána jako projev fyziologické aktivity. Snížená variabilita pohybu je způsobena opakovaným mechanickým poškozením. Zvýšený výskyt variability se objevuje např. u pacientů s ataxií. Optimální míra variability je v rozmezí mezi zvýšenou variabilitou a kompletní opakovatelností pohybu (Harbourne, 2009). Podle Masaniho et al. (2001)

nadmíra variability zapříčiňuje vyšší instabilitu systému, vede k pádu a brání hladkému provedení pohybu. Z tohoto důvodu by měla být variabilita co možná nejmenší, na druhou stranu nepoškozený neuromuskulární systém je schopen se s variabilitou vyrovnat.

Giakas (1997) ve své studii uvádí, že variabilita je přirozený fenomén spojený s opakováním pohybů zahrnující pohyb několika segmentů, proto se s jistou variabilitou při opakovaném pohybu setkáme.

Variabilita chůze

Základní charakteristiky a principy chůze jsou společné, ovšem existuje interindividuální variabilita v jejich načasování, kvalitativním a kvantitativním vyjádření. Zmíněná variabilita může být dána strukturálně např. antevertním úhlem krčku femuru, hmotností, výškou, pohlavím apod., ale i průběhem motorického vývoje. V interindividuální variabilitě se odráží vnitřní (např. únava, psychický stav) a zevní faktory (např. kvalita povrchu, osvětlení) (Vařeka, 2009). Kolář (2009) uvádí typy chůze rozdělené podle Jandy:

- kyčelní – hlavní pohyb dolních končetin je prováděn v kyčelních kloubech zejména flexory kyčelního kloubu, které bývají přetěžovány. Dochází k malému odvinování chodidla,
- akrální – je výrazné odvinování chodidla se zvětšenou plantární flexí nohy během konečné stojné fáze, hlavními svaly jsou plantární flexory nohy a prstů. Pohyb v kyčelních kloubech je minimální. Jedinec má výrazný posun těžiště vertikálním směrem,
- peroneální – je charakteristická výrazná flexe v kolenních kloubech, vnitřní rotace v kyčelních kloubech a everze nohy.

2.3 Ontogeneze chůze

Ontogeneze chůze je založena na motorických milnících a odkrývání predeterminovaných vzorů v CNS, dochází k vyžívání hierarchicky uspořádaného neuronového modelu a uvolňování vrozených motorických vzorů. Alternativou tohoto názoru je výklad založený na biomechanických principech a na schopnosti učení se v různých podobách a úrovních, která vychází z uvedené Bernsteinovy koncepce „zmrazování“ a uvolňování stupňů volnosti (degree of freedom, DOF) a z dynamických systémů dle Thelenové (Vařeka, 2009).

Vývoj postury je výchozím bodem pro všechny cílené pohyby. Dítě se musí nejprve naučit ovládat svoje těžiště nad základnou, následně se může pokusit o provedení jednotlivých

kroků. Těžiště lidského těla se pomalu začne posunovat dopředu a do stran tak, že se projekce těžiště přibližuje k okraji základny. Dítě se ocitá ve větší labilitě, podvědomě se snaží zaujmout stabilnější pozici a vrátit těžiště nad základnu. Cílem prvního kroku dítěte je předsunutí DK dopředu, tím změnit dosavadní základnu a zabránit pádu (Trojan, 2005).

Novorozenecké období (4 – 5 dní)

Období charakterizuje výrazná fyziologická hypertonie. Podle Bernsteinovy teorie se jedná o zmrazení DOF důsledkem silné posturální nejistoty vlivem změny vnějších podmínek. Dítě uplatňuje nejjednodušší reflexy a synkinézy (Vařeka, 2009). Podle Koláře (2009) neexistuje žádná opěrná báze, horní a dolní končetiny jsou flektovány a nejsou schopny opěrné funkce. Asymetrické držení těla se objevuje v poloze na zádech i na břiše. U dítěte může být hlava otočena k jedné straně, hovoříme o predilekčním držení hlavy a také sledujeme deklinační držení krční páteře.

Holokinetické stadium (od 5. dne do konce 1. měsíce)

Ve 4. – 6. týdnu se u dítěte objevuje optická fixace a dítě začíná zvedat hlavičku nad opěrnou bázi a předloktím se opírá o podložku. Objevuje se opěrná funkce horních končetin a v poloze na břiše také poloha šermíře (Kolář, 2009).

U dítěte se objevuje tzv. novorozenecké kopání a novorozenecká chůze, ovšem nejedná se o prekurzor bipedální lokomoce. Novorozenecká chůze je u dítěte vyvolána postavením na plosky a vychylováním vpřed a střídavě do stran, časem dojde k vymizení v důsledku inhibice nižších spinálních center a vyzrávání vyšších center. Novorozenecké kopání se objevuje u novorozence v poloze na zádech, bývá označováno za přítomnost vrozených programů spinálních motorických okruhů. U novorozeneckého kopání a chůze se jedná o projev učení systému na podkladě interakce s periferií. Tyto pohybové vzory nejsou shodné se vzory, které se objevují při pozdější chůzi (Vařeka, 2009).

Monokinetické stadium (2. – 5. měsíc)

V tomto období je u dítěte dokončena první opora. Opěrnou bázi tvoří v poloze na břiše lokty a symfýza (Obrázek 15). Extenze osového orgánu je výsledkem rovnováhy mezi extenční funkcí autochtonní muskulatury, flexory osového orgánu a nitrobřišním tlakem, který je zajišťován bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna. Zapojení bránice do posturální funkce je klíčové a je součástí posturální ontogeneze. Objevuje se centrované postavení kloubů. Dítě je schopno jednu končetinu využít pro oporu a zajištění postury

a druhou končetinu využije pro cílenou činnost. Tím lze vysvětlit lateralizaci funkcí. U dítěte ustupují masivní synergie, dokáže pohybovat jednotlivými končetinami, objevuje se laterální úchop. Ve 4. měsíci nastupuje fyziologická hypotonie, podle Bernsteinovy teorie období freeingu.

V tomto období je dítě schopno kopat dolními končetinami, to vyžaduje dostatečně zajištěné punctum fixum flexorů kyčelního kloubu na pánvi a zapojení břišních svalů k dosažení retroverze pánve. Dítě se snaží zpevnit trup, vytvořit z něj tuhý celek se společným těžištěm. Postupně přechází od hůře zajištěné postury a pohybů v otevřených kinematických řetězců s reciproční aktivací antagonistů k lepší postuře s pohyby v uzavřených kinematických řetězcích a s koaktivací antagonistů (Kolář, 2009; Vařeka, 2009).



Obrázek 15. Symetrická opora dítěte o lokty a symfýzu (Kolářová, J., Hánová, P. (2008). Včasná diagnostika hybných poruch kojenců v prvním trimenonu prvního roku života. *Pediatric pro praxi*, 2, 107 – 110. Retrieved 13. 1. 2011 from World Wide Web: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=3022&magazine_id=4.)

Dromokinetické stadium (5. – 12. měsíc)

Osový orgán a periferní klouby jsou v centrovaném postavení, oporu tvoří loket, spina iliaca anterior superior jedné strany a epicondylus medialis femoris na straně opačné. Dítě je schopno v poloze na břiše uchopit předmět před sebou. V 5. měsíci je dítě schopno úchopu předmětu přes střední rovinu, s čímž je spojeno otočení na bok (Kolář, 2009). Pohyby mají jasný směr a účel, ale jejich koordinace je zřetelně nedokonalá.

K tomuto stádiu řadíme i období lezení (6. – 8. měsíc) a v závěru tohoto období se objevuje zkřížená koordinace. Lezení je první forma cílené lokomoce dítěte. Při lezení se používají všechny čtyři končetiny, trup je v horizontální poloze bez kontaktu s opornou bází (Véle, 2006; Vařeka, 2009).

Kratikinetické stadium (12. – 15. měsíc)

Dítě je schopno vertikalizace do stoje, na kterou se připravuje již v 8. a 9. měsíci nárokem v poloze na čtyřech a ve vzpřímeném kleku. Dítě nejprve DK unožuje a potom flekčním pohybem zajistí oporu o chodidlo, vzpřimuje se o dlaně a přední stranu obou

chodidel, z hlubokého dřepu se postaví. Do vzporu o dlaně a přední strany chodidel se dítě dostane i přes šikmý sed. Další variantů vertikalizace je ze vzpřímeného kleku z původní polohy na čtyřech, kdy dítě nakročí jednu DK, která se stává vzpřimovací a opěrnou funkcí druhostranné horní končetiny se dítě vertikalizuje (Kolář, 2009).

Mezi 9. – 18. měsícem začíná dítě chodit samostatně bez zevní opory. Chůze se může objevovat i někdy na konci 4. trimenonu, nebo v 5. a 6. trimenonu. V nástupu chůze existuje značný interindividuální rozptyl. Zpočátku dítě využívá kvadrupedální chůzi. Pro dítě je jednodušší chodit než stát a spíše „běží za padajícím těžištěm“. Za samostatnou chůzi považujeme schopnost dítěte zahájit chůzi z volného stoje, zastavit a provést obrat. Podle Véleho (2006) je do té doby stabilizace vzpřímené polohy umožněna hmotností těla působící jako setrvačnick, proto dítě chodí rychle a pokud chce zastavit, změnit směr nebo zpomalit, snadno padá. V průběhu dalších měsíců se zlepšuje kvalita chůze, zvyšuje se frekvence a délka kroků a snižuje se oscilace hlavy a trupu. Kolem 6. – 8. roku vyžívají mozečkové funkce, které výrazně mění řízení a mechanismus zajištění posturální stability. V 18. – 24. měsíce se chůze vyvíjí a dítě začíná kontaktovat podložku patou. Kolem 4. roku koordinace chůze odpovídá dospělému člověku, ale vyšší energetické nároky pokračují do 12. roku (Vařeka, 2009).

2.4 Lateralita motorických funkcí

Lateralita významně ovlivňuje funkci pohybového systému a projevuje se laterální preferencí a laterální dominancí. Preference je zhodnocena na základě dotazníků, pozorování při spontánní aktivitě nebo pomocí jednoduchých testů. Dominance je zjištěna testy různé obtížnosti, složitosti a sofistikovanosti cílené na rozdílnou výkonnost párových orgánů při testu. Dominance jedné končetiny je dána trénovaností (souvisí s preferencí) a lépe zajištěnou posturou. Podmínkou všech motorických aktivit je postura, která je zajištěna svalovou aktivitou a činností CNS. Asymetrické zapojování párových orgánů je předpokladem pro optimální funkci dominantní končetiny, ale i celého pohybového systému. Nedominantní párová končetina se účastní na postuře. Při zajištění stejných podmínek kvalitní postury u obou dolních končetin např. sed bude dominance méně výrazná a dána získanou dřívější preferencí jedné DK. Asymetrie ve stavbě a v zapojování párových orgánů je do jisté míry fyziologické a stanovení hranice mezi asymetrií fyziologickou a patologickou je obtížné

Lateralita označuje převahu jedné poloviny těla, která není jednoznačně určená, pouze hovoříme o tendenci. Lateralita je nejvíce patrná na horních končetinách. Na dolních končetinách je tendence k dextrii, nebo sinistrii nižší z důvodu horší kvality jemné motoriky

na dolních končetinách. Dolní končetiny se zapojují do hrubé motoriky. Při chůzi se jejich funkce odlišuje. První DK plní funkci stabilizační a druhá DK dynamickou. Bez optimální funkce stojné DK se neuskuteční optimální pohyb volnou DK. Tyto funkční rozdíly nejsou za fyziologických podmínek klinicky patrné, mohou se prokázat pouze přístrojovým měřením. (Vařeka, 2001; Švajgl, 2006).

3 Totální endoprotézy kyčelního kloubu

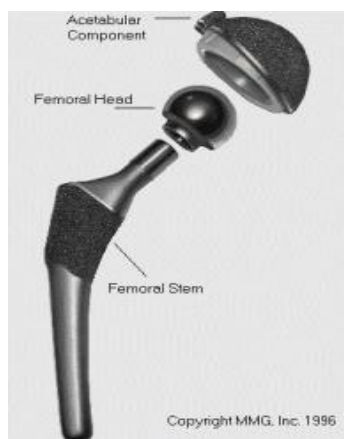
3.1 Historický vývoj endoprotézy

Implantace totální endoprotézy (TEP) patří v dnešní době k nejčastějším ortopedickým zákrokům. V klinické praxi se poprvé objevily koncem 60. let minulého století a do současnosti dosáhly významného pokroku ve způsobu implantace, tvaru jednotlivých komponent a použitém materiálu. Významný pokrok v této oblasti přinesl J. Charnley principem nízkého tření, kdy acetabulární komponenta je vytvořena z nízkotlakového vysokomolekulárního polyetylenu a femorální dřík z nerezavějící oceli. Obě komponenty jsou fixovány kostním cementem. Mezi hlavní zásady patří zajištění nízkého tření mezi femorální komponentou a kloubní jamkou a dokonale hladký povrch hlavičky.

První návrh nerealizované kloubní náhrady sestavil Glück v roce 1890. Kloubní jamku a hlavičku kyčelního kloubu vytvořil ze slonoviny a k fixaci použil směsici sádry, kalafuny a pemzy. V roce 1938 navrhl a odoperoval první endoprotézu Philips Wiles. Významnou osobností v rozvoji aloplastik u nás je O. Čech (Dungl, 2005; Janíček, 2001).

3.2 Typy endoprotéz kyčelního kloubu a způsob jejich ukotvení

Totální endoprotéza kyčelního kloubu nahrazuje hlavičku a kloubní jamku, skládá se z femorálního dříku, hlavičky a jamky (Obrázek 16). Dřík je vyráběn z různých kovových slitin o vysoké pevnosti a ověřené toleranci organismu. Na femorální dřík je nasazena hlavička ze stejné kovové slitiny jako dřík, nebo ze speciální keramiky. Hlavička je maximálně hladká a sférická, tím přispívá k menšímu opotřebení polyetylenové vložky v kloubní jamce. Pohybem hlavičky proti kloubní jamce dochází k abrazi drobných částic polyetylenu a mohou vyvolat rozvoj osteoagresivního granulomu a zapříčinit tak pozdější uvolnění implantátu. (Sosna, 2003; Sosna et al., 2001).



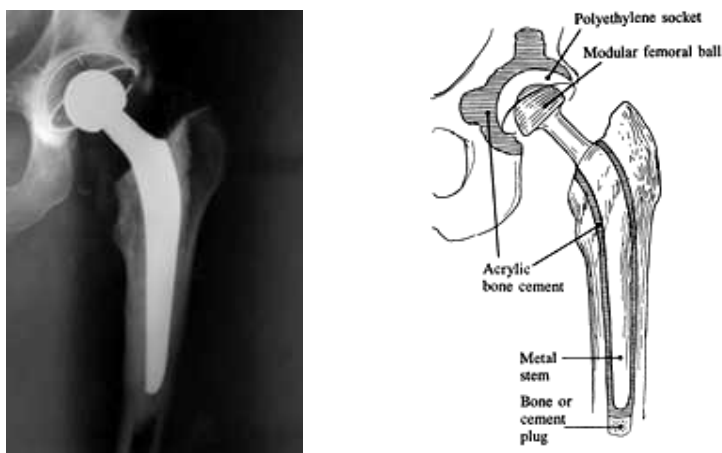
Obrázek 16. Jednotlivé části kloubní náhrady (<http://www.r-med.eu/totalni-endoproteza-kycelniho-kloubu>)

Podle způsobu ukotvení rozdělujeme náhrady na cementované a necementované. Hybridní endoprotézy kombinují oba typy fixace uvedené u cementované a necementované náhrady.

Cementovaná endoprotéza

Tento typ endoprotézy se používá od konce 60. let minulého století. K ukotvení je použit kostní cement. Pevná fixace implantátu do kosti dovoluje časnou zátěž. Nevýhodou představuje riziko kardiopulmonálních komplikací a vytvoření dalšího rozhraní mezi cementem a kostí, z něhož se implantát může uvolnit. Oblý tvar dřívků zabraňuje vzniku tlakových trhlinek v cementu a jsou výhradně v povrchově leštěné variantě (Obrázek 17). Zhotovují se z chromkobaltmolybdenové slitiny, nebo z koroziivzdorné oceli. Jamky se skládají pouze z polyetylenové části (Dungl, 2005; Sosna 2003).

Janíček (2001) uvádí, že kostní cement je polymetylmetakrylát. Podle typu rozlišujeme kostní cement – pomalu tuhnoucí, rychle tuhnoucí, RTG kontrastní a nektrastní, s antibiotiky, bez antibiotik. Cement můžeme aplikovat ručně, nebo dávkovacími injekčními pistolemi s vakuovou přípravou.



Obrázek 17. Cementovaná totální endoprotéza kyčelního kloubu
(<http://www.orthes.cz/types.htm#nocement>)

Necementová endoprotéza

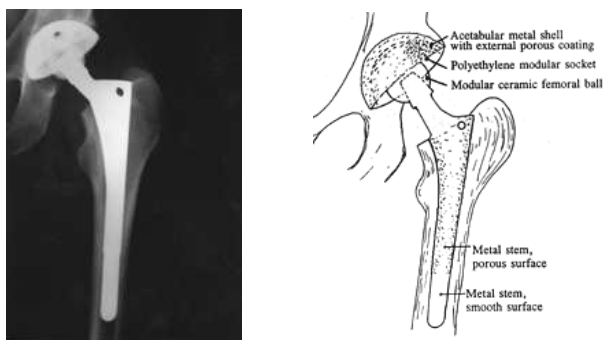
Koncem 80. let minulého století byl do praxe zaveden pokrokovější typ endoprotézy s cílem usnadnit reimplataci bez obtížného odstraňování kostního cementu a dalších kostních ztrát. Předpokladem implantace je přesné uložení obou komponent do vyfrézovaného kostního lůžka, těsný kontakt endoprotézy se spongiózní kostí a vrůstání kostních trámčů do strukturovaného povrchu femorální i acetabulární komponenty. Ukotvení necementované endoprotézy zajišťuje tvar obou komponent (Obrázek 18).

Femorální dříky rozdělujeme na anatomické a na typ s rovným dříkem. U anatomické endoprotézy se femorální dřík co nejvíce přibližuje tvaru dřene proximálního femuru a je zaražen do vyrašpované dřeňové dutiny. Rovné dříky mají čtyřhranný průřez. Hrany femorálního dříku se zaklíní do vnitřní kortikalis dřeňové dutiny. Dříky jsou zhotoveny v neleštěné variantě, s různou formou a strukturou drsnosti povrchu. Úprava povrchu se provádí speciální slévačskou technologií (tzv. sinterováním). Zmíněná technologie zvětšuje kontakt s kostí, zlepšuje sekundární fixaci a hydroxyapatitový nástrík na zhrubělý povrch vede k aktivaci osteoblastů k vazební osteogenezi.

Acetabulární komponenty se skládají z kovové kotvící části a teprve do ní se vkládá vložka z vysokomolekulárního polyetylenu. Dělíme je na modulární, ve verzi exact-fit, press-fit nebo závitořezné. U typu exact-fit a press-fit je jamka vyfrézována sférickými frézami, po které následuje fixace kovové části jamky. U exact-fitové jamky souhlasí velikost acetabulární komponenty s průměrem poslední použité frézy a fixace je zajištěna stabilizací jamky přídatnými šrouby. V tomto případě existuje riziko neurovaskulárního poškození při prominenci šroubů. Press-fit princip využívá předpětí mezi kostí a jamkou, kterého docílíme použitím implantátu s průměrem o 2 mm větším než je průměr poslední použité frézy. Tyto jamky mohou mít různý tvar – polokulovitý, polokoule s oploštělým dnem, nebo polokulovité dno s rozšířeným límcem (Dungl, 2005; Sosna, 2003).

Rozdělení endoprotéz z hlediska jejich konstrukce:

- typ monoblok TEP – celá endoprotéza včetně hlavičky je vyrobena z jednoho kusu stejného materiálu;
- modulární typ TEP – dřík se skládá z více částí, základním typem je dřík zakončený tzv. eurokónusem, na který se nasazuje hlavička. Výhodou modulárního typu je možnost přizpůsobit se dřeňové dutině a anatomickým poměrům původního femuru. Nevýhodou představuje komplikovaná konstrukce, spoje jednotlivých komponent mohou být místem pro rozvoj elektrokorozí. Při použití různých materiálů vzrůstá riziko oslabení mechanické pevnosti a uvolnění spojení (Dungl, 2005; Sosna, 2001).



Obrázek 18. Necementovaná totální endoprotéza kyčelního kloubu
<http://www.orthes.cz/types.htm#nocement>

Technika „hip resurfacing“

„Hip resurfacing“ se přibližuje anatomickým a biomechanickým vlastnostem zdravého kyčelního kloubu. Operační zákrok se dotýká pouze třecích ploch kloubu. Hlavice se obrousí, nasadí se „čepička“, krček femuru se neresekuje (Obrázek 19). Konstrukce „hip resurfacing“ předpokládá lepší funkční výsledky, použitý materiál lépe toleruje zátěž a dochází k menšímu otěru částic. Je vhodná pro mladší pacienty a může být použita u pacientů s osteoartrózou, pokud postižení hlavice není příliš velké. Vyloučení jsou pacienti s alergií na kovy a s poruchou renální funkce. Relativní kontraindikací jsou pacienti s vrozenou dysplázií kyčelních kloubů a s rozdílnou délkou končetin větší než 2 cm. Může být metodou volby u pacientů s extraartikulárními deformitami proximálního femuru znemožňující implantaci klasického dřívku femorální komponenty. V případě uvolnění komponent se snadno implantuje klasická endoprotéza (<http://www.orthes.cz/types.htm>; <http://www.lekari-online.cz/ortopedie/zakroky/kycel-resurfacing>).

Quaseda et al. (2008) zabývající se problematikou techniky „hip resurfacing“ popisuje její výhody a nevýhody oproti klasické implantaci TEP. Výhoda spojená se zachováním femuru je snížení počtu výskytu dislokací, které se u klasické TEP pohybuje kolem 2 – 5 %. Některé studie prokazují vliv na rozsah pohybu a stereotyp chůze. Implantace endoprotézy technikou „resurfacing“ je náročnější na provedení než u klasické TEP z důvodu zachování hlavice femuru, která komplikuje viditelnost acetabula. Velmi zde záleží na přesném umístění femorální komponenty, protože jednou z možných komplikací je fraktura krčku femuru.



Obrázek 19. „Hip resurfacing“ (<http://www.orthes.cz/types.htm#nocement>)

3.3 Indikace pacientů k náhradě kyčelního kloubu

Významnou skupinu, která je indikována k endoprotéze, tvoří pacienti:

- s artrózou, nereagující na konzervativní terapii,
- stavy po subkapitálních zlomeninách krčku s dislokací hlavice femuru, u mediocervikálních zlomenin typu Pauwels III, Garden III a IV u lidí starších 70 let,
- s patologickou zlomeninou proximálního konce femuru s prognózou přežití delší jak šest měsíců,
- revmatoidní artritida, vývojová dysplazie kyčelního kloubu a protruze acetabula,
- nádorová onemocnění horního konce femuru (Janíček, 2001; Dungl, 2005).

3.4 Operační přístupy implantace TEP

Při implantaci TEP je nahrazena destruovaná kloubní jamka i hlavice. Správná funkce cementované i necementované endoprotézy se na histologickém vyšetření projevuje těsným kontaktem povrchu endoprotézy a novotvořenou kostí – vazební osteogeneze. Jestliže jsou lamely novotvořené kosti od povrchu náhrady odděleny vrstvičkou vaziva – osteogeneze distanční, není zajištěna dokonalá fixace implantátu (Dungl, 2005; Sosna et al., 2001).

Operační přístupy jsou anterolaterální, laterální a posterolaterální. Každý z těchto postupů nese jistá rizika spojená s protětím kůže, podkoží, svalových skupin a kloubního pouzdra.

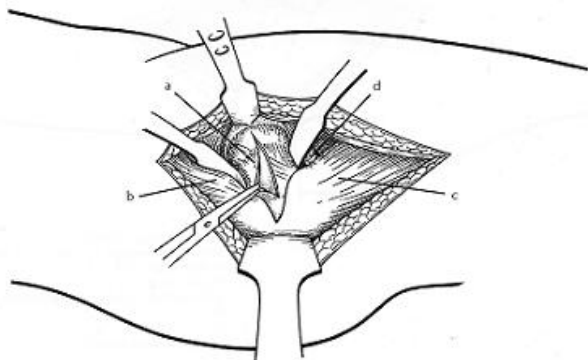
Anterolaterální přístup Watson-Jonesův

Pacient leží na zádech a operovaný bok je vysunutý přes okraj operačního stolu. Při operaci je pacient natočen k neoperované straně, aby se zlepšila přehlednost v operačním poli. Kožní řez začíná 5 cm nad vrcholem velkého trochanteru, je vedený nad jeho středem podélně v ose femuru v délce 15 cm. V tomto rozsahu dochází k protětí tractus iliotibialis, m. tensor fasciae latae zůstává vepředu. Dochází k protětí fascie a discizi přední části úponu m. gluteus medius et minimus (Obrázek 20). Artrotomie kloubního pouzdra se provede discizí ve tvaru písmene H. Po otevření kloubního pouzdra je viditelná ventrální plocha krčku femuru, která se odstraní. Osteotomie krčku femuru je snazší po vykloubení hlavice z acetabula pohybem do addukce, zevní rotace kyčelního kloubu za současné elevace a protekce trochanterického masivu, tím je umožněno lepší opracování dutiny proximálního femuru.

Při aplikaci umělé jamky se zavede kostní elevatorium za zadní okraj acetabula, na něj se pověsí závaží, které tlačí proximální konec femuru dorsálně, a tím je získán dostatečný prostor pro implantaci umělé jamky. Před uzavěrem rány se reinzeruje discidovaná část

m. gluteus medius et minimus a sešije se fascie lata. Pečlivá sutura fascie plní funkci antiluxačního fenoménu. Následuje sutura podkoží a kůže.

Rizika tohoto přístupu mohou být způsobena nešetrným postupem a zaváděním elevatorií v nesprávných vrstvách. V přední části je možné poškození a. et v. femoralis a n. ischiadicu v zadní části. Tahem elevatorií při příliš krátkém přístupu hrozí poškození n. femoralis. K poškození tohoto nervu může dojít i při stavění krvácení na přední ploše kyčelního kloubu elektrokoagulací (Čech 2004; Sosna, 2005).



Obrázek 20. Anterolaterální přístup Watson-Jonesův, a – kloubní pouzdro, b – m. gluteus medius et minimus, c – m. vastus lateralis, d – m. iliopsoas (Sosna, 2005)

Anterolaterální a laterální přístupy spojuje nízké riziko luxace implantátu, ale u pacientů může zvýšit riziko pooperačního kulhání. Potencionální komplikací operace je odtržení reparovaných svalů zejména přední části m. gluteus medius et minimus. Anterolaterální přístup je velmi často používaný a existuje několik jeho obměn. Tyto varianty se vyvíjejí ve snaze uchovat kontinuitu m. gluteus medius a m. vastus lateralis (Weber, 1997).

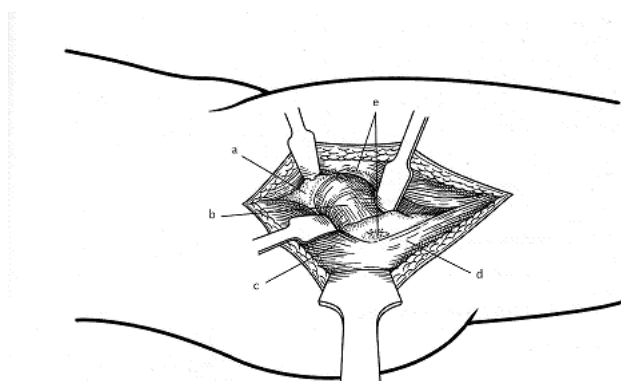
Studie Webera (1997), která hodnotila vliv reparace odtržených abduktorů kyčelního kloubu, se zaměřuje na pacienty s kompletní nebo částečnou avulzí abduktorů při primární TEP s přetrvávajícím kulháním. Vliv reparace byl hodnocen u devíti pacientů 2 až 13,5 roku od reparace. Výskyt pooperačního kulhání významně poklesl u 5 pacientů, používání kompenzačních pomůcek pro chůzi bylo sníženo u 5 pacientů z devíti. Další zlepšení se objevilo v průběhu 3 let. Před reparací svalu byl Trendelenburgův příznak pozitivní u 8 pacientů, po reparaci abduktorů kyčelního kloubu vymizel příznak u třech pacientů a u dvou pacientů byl pozorován okrajově. Pozitivní příznak přetrvával u dvou pacientů a u zbývajících nemohl být hodnocen. Autor uvádí, že přední část abduktorů se může také účastnit flekčního pohybu kyčelního kloubu, proto se s reparací těchto svalů schopnost vyjít schody zlepšuje. Podle autora studie trvá oslabení abduktorů kyčelního kloubu déle u pacientů

s anterolaterálním přístupem v porovnání s posteriorním přístupem a nemusí být způsobena avulzí abduktorů.

Transgluteální přístup Bauerův

Bauerův přístup patří mezi anterolaterální přístupy. Kožní řez je souhlasný s předchozím přístupem. Na rozdíl od Watson-Jonesova přístupu se ventrální porce m. gluteus medii et minimi a proximální část m. vastus lateralis po podélné incizi ve směru vláken jako blok odhrnou ventrálně (Obrázek 21). Před uzávěrem se důsledně rekonstruuje ventrální porce discizovaných svalů. Tento přístup oproti Watson-Jonesovu přístupu umožňuje lepší přehlednost při opracování acetabula a snazší opracování dutiny proximálního femuru a lepší orientaci femorální komponenty při implantaci (Čech, 2004).

Rizika tohoto přístupu nejsou prakticky žádná. Přetětím m. gluteus medius přerušíme inervaci m. tensor fasciae latae, ovšem nedochází k podstatným škodám. Hlavním svalem, který tonizuje tractus iliotibialis je m. gluteus maximus. Častěji zde bývá pooperační hematoma (Sosna, 2005).



Obrázek 21. Transgluteální přístup, a – supraacetabulární část os ilium, b – přední plocha kyčelního kloubu, c – m. gluteus medius, d – m. vastus lateralis, e – desinzerovaný m. vastus lateralis a m. vastus intermedius (Sosna, 2005)

Laterální přístup Weberův

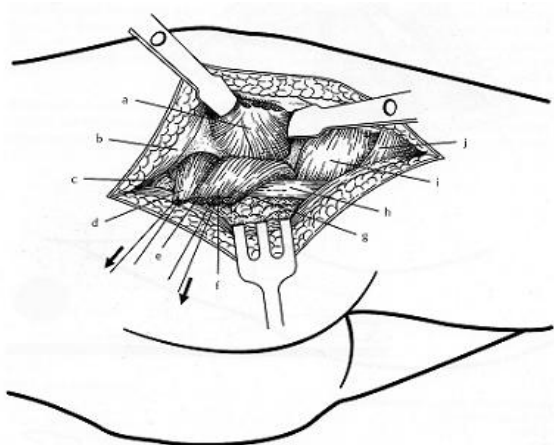
Pacient je v poloze na zdravém boku. Kožní řez je veden v délce 20 cm od hřebene kosti kyčelní nad velkým trochanterem distálně v ose femuru. Řez se může rozšířit proximálně nebo distálně podle potřeby. V tomto směru je také discize iliotibiálního traktu. Po roztažení je patrný velký trochanter se svalovými úpony. Následuje střechovitá osteotomie velkého trochanteru, po jehož odklopení je lepší přístup ke kyčelnímu kloubu a přilehlé části lopaty kosti kyčelní. K dosažení zadního okraje acetabula je nutné protnutí zevních rotátorů. Při uzávěru rány se osteotomovaný velký trochanter fixuje na původní místo tahovou cerkláží. Na závěr se provádí sutura discizovaného iliotibiálního traktu, podkoží a kůže. Při odklopení

velkého trochanteru hrozí poškození a. et v. glutea superior a n. gluteus superior. V přední části dochází téměř vždy k porušení inervace m. tensor fasciae latae (Sosna, 2005).

Posterolaterální přístup

Poloha pacienta je na zdravém boku, spodní končetina je flektovaná a operovaná končetina je volně pohyblivá. U samostatného odklopení zadní hrany uložíme pacienta na břicho. Zalomený řez s vrcholem nad vrcholem velkého trochanteru je veden distálně v délce 10 cm laterálně nad horní částí femuru, proximálně je řez zahnut dorzálně ke spina iliaca posterior superior v délce přibližně 10 cm. Rameno tohoto řezu má optimální uložení nad předním okrajem m. gluteus maximus. Po protnutí tractus iliotibialis obdobným způsobem se odhrnují snopce m. gluteus maximus dozadu, m. gluteus medius et minimus dopředu, tím jsou odkryty zevní rotátory kyčelního kloubu. Následuje vnitřní rotace kyčelního kloubu a protnutí zevních rotátorů se zavedením elevatoria (Obrázek 22). Kloubní pouzdro a úpony zevních rotátorů se většinou nesešívají, výjimku tvoří m. piriformis.

Při šetrném postupu nehrozí poškození n. ischiadicus, který je krytý svalovými bříšky zevních rotátorů. Tento přístup je kontraindikován při hřebování zlomenin krčku stehenní kosti. Jestliže dojde k přílišnému prodloužení řezu směrem ke spina iliaca posterior superior je riziko poranění vasa glutea superior, případně vasa glutea inferiora. Pokud při operaci dojde k protěti m. quadratus femoris je zapotřebí podvázat r. profundus a. circumflexae femoris medialis (Sosna, 2005).



Obrázek 22. Posterolaterální přístup, a – zevní plochy kyčelního kloubu, b – rozštěpené snopce m. gluteus maximus, c – a. glutea superior, d – m. piriformis, e – m. gemellus inferior, f – m. obturatorius internus, g – m. gemellus inferior, h – n. ischiadicus, i –

Ze studie Webera (1997), která se zabývala funkcí abduktorů kyčelního kloubu po primární implantaci TEP, vyplývá, že posterolaterální přístupy nepoškozují abduktory kyčelního kloubu, ale zvyšuje se riziko luxace endoprotézy.

Kiyama (2009) ve své studii sledoval svalovou sílu abduktorů kyčelního kloubu u pacientů po implantaci TEP laterálním a posterolaterálním operačním přístupem. U pacientů dva roky po operaci vyšetřovali Trendelenburgův příznak a izometrickou svalovou kontrakci a neshledali mezi těmito přístupy významné rozdíly. Pro optimalizaci funkce kyčelního kloubu hraje významnou roli obnova měkkých tkání.

Miniinvazivní přístupy

Operační přístup je proveden kožní incizí do 10 cm, někteří autoři popisují 12 – 15 cm. Kubeš (2009) považuje miniinvazivní přístup za optimální umístění řezu s přihlédnutím k anatomickým intervalům bez porušení svalových úponů a se zajištěním dostatečného přehledu operačního pole. Optimalizace přístupu umožňuje zkrátit délku kožní incize pouze na nezbytně nutnou míru.

Několik autorů uvádí řadu výhod spojených s tímto operačním přístupem. Podle Kubeše (2009) můžeme výhody logicky spojit s kratší incizí. Z toho se odvíjí menší poškození měkkých tkání a snížení krevních ztrát, bolestivost a rychlejší obnovení funkce. Další výhodou je větší stabilita TEP z důvodu menší dezinzercí svalů, s tím souvisí menší procento pooperačních luxací. Další výhodou spojenou s menší incizí, podle Stehlíka (2008), je nižší riziko infekce. Výhody miniinvazivního přístupu, spojeny s rychlejší restitucí měkkých tkání, jsou časově omezené trvající zhruba 6 měsíců od operace, což neodpovídá předpokládané životnosti implantátu. K relativním kontraindikacím patří (Kubeš, 2009):

- obézní pacienti, osoby se silnými stehenními a gluteálními svaly, BMI přesahuje 30,
- revizní a jiné operace kyčelního kloubu,
- pokročilá artróza kyčelního kloubu,
- výrazně dysplastická kyčel (nad II. stupeň dle Crowa),
- neschopnost pooperační spolupráce,
- délková diskrepance (zkrat nad 3 cm).

Podle studie Bennetta (2006) nebyla schopnost chůze v pooperačním období dostatečně prokázána. Studie porovnávala rychlost, kadenci, délku a šířku kroku, stojnou fázi u postižené i nepostižené dolní končetiny, dále pánevní sklon, rozsah pohybu v kyčelním a kolenním kloubu a pohyb v hlezenním kloubu. Na základě výsledků se neprokázalo zlepšení v žádném z těchto parametrů v porovnání se standardními přístupy.

3.5 Komplikace u pacientů s kyčelní náhradou

Komplikace u pacientů s endoprotézou mohou být spojeny s operací, jedná se o kardiopulmonální selhání a tromboembolickou nemoc, rizika spojená s anestézií pacienta, s krvácením a infekcí. Moderní metody umožňují tyto rizika eliminovat např. aplikací epidurální anestézie, autotransfúzí vlastní krve, profylaxí antibiotiky a přísně sterilním prostředím operačního sálu. Pooperační prevence vzniku krevních sraženin je polohování dolní končetiny, navléknutí elastických punčoch a aplikace warfarinu (<http://www.orthes.cz/benefits.htm>).

Otěr u totální endoprotézy kyčle

Otěr je primárně limitující faktor životnosti kloubní náhrady a vede ke ztenčování polyetylenové části mezi pohybujícími se protilehlými komponenty. Částice o velikosti pod 1 μm vznikají mechanismem adheze či abraze, pohybem a hydraulickými fenomény jsou vtlačovány do štěrbinového prostoru. Osteolýzu primárně způsobují pravděpodobně makrofágy. Aktivují se fagocytózou částic polyetylenu a zahájí se kaskáda reakcí, na jehož konci je destrukce kosti (periprotetická kostní resorpce). Uvolňují se různé tkáňové faktory např. interleukin IL – 6, IL – 1, TNF – α (tumour necrosis factor), prostaglandin (PGE2), macrophage – colony stimulating factor (M – CSF), transformující růstové faktory (TGFb) a metaloproteinázy. Tkáň kloubního pouzdra má určitou kapacitu transportovat otěrové částice do lymfatického systému. Při jejím vyčerpání se částice akumulují v periartikulárních tkáních. Fagocytóza částic vytváří granulomy kolem cizích těles s okrsky nekrózy a fibrózy. K otěru dochází u cementových částic, u polyetylenových a kovových povrchů (Dungl, 2005; Pokorný, 2006).

Vývoj měřících technik má význam pro nalezení implantátu s minimální produkcí částic. Podle Galla (2006) se míra opotřebení implantátu sleduje rychlostí zanořování kloubní hlavičky do polyetylenové vložky buď in vivo rentgenologickými snímky, nebo in vitro po vyjmutí implantátu ověřenými fyzikálními metodami či speciálními měřícími přístroji. Měření celkového úbytku polyetylenu zjistíme i stanovením polohy hlavičky TEP kyčelního kloubu v extrahované jamce pomocí měřícího mikroskopu.

Heterotopická osifikace

Vzniká zejména u mužů někdy z nejasné příčiny, u některých stavů je její výskyt významnější např. u morbus Bechtěrev, morbus Forestier, hypertrofické osteoartrózy, ale i posttraumatické sekundární osteoartrózy a septické artritidy. Exaktní příčina je nejasná.

Pooperační heterotopická osifikace se vyvíjí činností pojivových buněk s fibroblastickou aktivitou. Ve třetím týdnu po operaci je patrná kalcifikace a během třetího měsíce progreduje v rozsáhlou kostní novotvorbu. Histologicky heterotopickou kost nelze odlišit od myositis ossificans. Osifikace nezpůsobuje bolest, výrazně omezuje pohyb asi v 5 – 7 % případů. Operační revize a odstranění vzniklých osifikací se nedoporučuje, výjimkou je výrazné omezení pohybu (Dungl, 2005).

Luxace endoprotézy

Stabilita TEP je zajištěna správným mechanickým nastavením komponent a adekvátní tenzí měkkých tkání. Luxace náhrady se vyskytuje v rozmezí 1 – 10 % u primárních implantací a až 20 % u reimplantací. Přibližně 70 % luxací se objevuje během prvního měsíce po operaci. Mezi rizikové faktory ze strany pacienta patří mozková dysfunkce a abúzus alkoholu. Nejčastěji se vyskytuje zadní typ luxace a to bez ohledu na zvolený operační přístup představují 70 – 90 % všech vymknutí. Rozlišujeme tři způsoby luxace TEP (Dungl, 2005):

- spontánní luxace způsobená nedostatečnou stabilitou endoprotézy z důvodu technické chyby nebo rizikového pacienta,
- páčení krčku femorální komponenty okraj acetabulární komponenty,
- páčená femuru o kostní prominenci pánve.

Podle Štipčáka (2006) je při implantaci TEP snaha získat co nejideálnější pozici acetabulární jamky, která je v 45° abdukci a 15° antevertzi. Studie porovnávala určení polohy jamky na základě rtg-vyšetření a přesnost navigačního systému u posterolaterálního přístupu. Autoři neshledali žádné výhody v použití navigačního systému při tomto operačním přístupu.

Nestejná délka končetin

Po implantaci TEP kyčelního kloubu by měla být délka dolní končetiny v ideálním případě stejná jako před operací. S nestejnou délkou dolní končetiny se setkáváme až v 18 – 32 % případů, z toho u 50 % činí subjektivní potíže. Ve většině případů je končetina operací prodloužena následkem odstranění addukčně/flekční deformity nebo skutečným prodloužením končetiny. Dyskomfort z nestejné délky dolní končetiny se může objevit i při správné anatomické délce, pokud je vyvinuta např. rigidní degenerativní skolióza bederní páteře. Peroperační prodloužení dolní končetiny do 4 cm většinou nečiní potíže, v případě větších prodloužení hrozí přechodné nebo trvalé poškození n. ischiadici.

Předoperační měření a peroperační kontrola délky DK mohou nežádoucím prodloužením zamezit. S ohledem na zajištění stability implantátu to není vždy možné. Peroperační kontrola délky dolní končetiny je náročná a z důvodu polohy pacienta i těžko objektivně zjištělná. Délka končetiny se stanovuje dle Amstutz zavedením K drátu supraacetabulárně a změřením vzdálenosti k resekční ploše femuru před luxací hlavice. Müller se orientoval podle úrovně středu hlavice femuru, lehce kraniálně od vrcholu velkého trochanteru (Dungl, 2005). Matsuda (2006) představuje ve své studii metodu minimalizující výskyt nestejně délky dolních končetin, kterou aplikovali u pacientů s necementovým typem femorální komponenty, na základě změřením vzdáleností mezi středem hlavice a trochanterem minor.

Poranění nervů

K etiologii poškození nervu patří komprese, trakce, ischemie, natržení a nebo kombinace těchto příčin. Reziduální slabost a bolest nepříznivě ovlivňuje funkci TEP. Klinicky významná paréza je komplikací asi u 1 % pacientů po implantaci náhrady, ovšem EMG změny se objevují asi u 70 % operovaných.

Podle Farrela et al. (2005) je případná peroneální paréza spojena s prodloužením dolní končetiny o 3,8 cm, u ischiadického nervu je to o více než 4 cm. Jiní autoři upozorovali změnu ve funkci nervu po 20% a 35% změně jeho délky, kdy dochází k přerušení axonálního toku. K poranění nervu může dojít nesprávným založením hrotnatého elevatoria (n. femoralis, n. ischiadicus), při reimplantaci s použitím šroubovací jamky a opakovanou traumatizací nervu o ostrý závit, ale i velký hematom způsobující kompresi nervu (nejčastěji u hemofiliků). Poškození nervu může být ovlivněno fixací necementovaného typu femorální komponenty a zadním operačním přístupem, který probíhá v blízkosti n. ischiadicus. Kompletní úpravu můžeme očekávat ve 40 % případů, 40 % se upraví částečně a ve 20 % je paréza trvalá (Dungl, 2005; Farrel, 2005).

Periprotetická zlomenina

Zlomeniny se objevují v důsledku implantace náhrady u osob nižšího věku, neboť implantát je ve femuru dlouho a postupně dochází k úbytku kostní hmoty. Výskyt periprotetických zlomenin může podle některých autorů ovlivnit i použití necementovaných implantátů. Většinou se objevují fraktury femuru než zlomeniny acetabula s implantovanou acetabulární komponentou TEP. Klasifikace periprotetických zlomenin hodnotí, které z nich vyžadují reimplantaci náhrady a které jsou ošetřitelné bez rizika uvolnění dířku. V literatuře

se používá AAOS klasifikace zahrnující šest stupňů podle lokalizace a typu fraktury. Periprotetická zlomeniny v oblasti acetabula jsou klasifikovány podle RTG snímku jako stabilní a nestabilní (Dungl, 2005).

Infikovaná TEP kyčelního kloubu

Životnost náhrady komplikují akutní septické komplikace a častěji infekce s primárně chronickým průběhem. Polovina infekcí vzniká přímým zavlečením bakteriálního agens např. ovzduším v průběhu operace. Existuje řada opatření, které by měly procento výskytu snížit (např. antibiotická profylaxe a režimová opatření), ale nevylučuje se ani selhání lidského faktoru. Hlavními příčinami akutních pooperačních infekcí jsou *Staphylococcus pyogenes aureus*-koaguláza pozitivní, u pozdních infekcí *Staphylococcus epidermidis* a *S. pyogenes albus*.

Infekce jsou z větší části způsobeny sekundární kolonizací při bakteriemiích (např. při exacerbaci chronických infekcí urogenitálního traktu). Výskyt infekcí je vyšší u pacientů s obezitou, diabetem, u alkoholiků, revmatiků, pacientů s imunosupresivní léčbou, při dlouhodobém užívání kortikoidů nebo antikoagulační léčbě. Další možností je i předoperační kolonizace nemocničními kmeny, proto je vhodné provést operaci během 24 hod od přijetí. Dalšími rizikovými faktory jsou trvání operačního výkonu déle než 2 hod, předchozí operace kyčelního kloubu, nekróza okrajů operační rány a hematoma v ráně.

Infikovaná TEP kyčelního kloubu se u pacientů projevuje bolestivostí, při akutním průběhu se v klinickém obrazu objevují vysoké hodnoty zánětlivých markerů. Diagnostickou metodou je punkce kloubu a odsátí výpotku a v chronickém stadiu scintigrafie (Dungl, 2005).

3.6 Revizní operace náhrady kyčelního kloubu

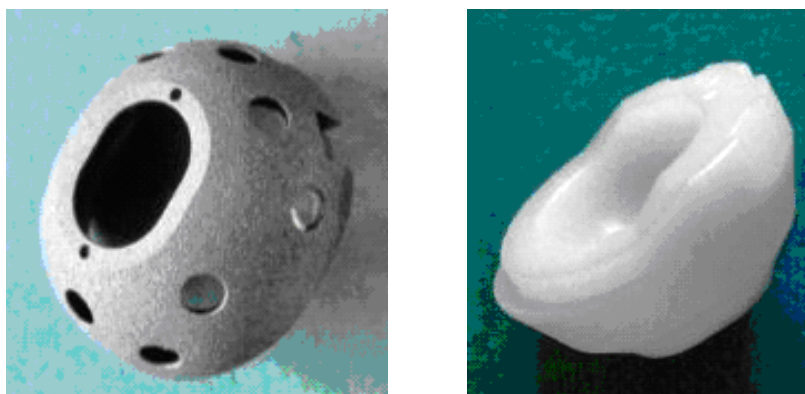
Podle Džupy (2006) dochází k rozvoji revizní endoprotetiky v posledních 30 letech a uvádí následující příčiny těchto revizních operací:

- infekce v oblasti endoprotézy,
- „aseptické uvolnění“ jedné nebo obou komponent endoprotézy,
- periprotetické zlomeniny,
- nereponabilní nebo opakovaná luxace,
- rozlomení některé komponenty.

Ve svém článku Džupa (2006) zmiňuje nejčastější příčiny revizních operací infekční komplikace a aseptické uvolnění. Infekce se objevuje v časně pooperační fázi, kdy je operační

rána osídlena mikroorganismy. Pozdní hematogenní infekce je způsobena infikováním povrchu endoprotézy ze vzdáleného infekčního fokusu (např. chronické močové infekce), nebo bakteriemi provázející akutní bakteriální infekci (např. respirační, gastrointestinální). Aseptické uvolnění je vyvoláno otěrovými částicemi polyetylénu. Peroprotetické zlomeniny vznikají vysokoenergetickým úrazovým mechanismem (např. autonehoda), nebo působením polyetylenového granulomu. Nereponabilní luxace endoprotézy jsou přítomny většinou u pacientů dlouhodobě imobilních, kdy jejich stav nedovoluje okamžité řešení luxované endoprotézy. Opakované luxace jsou následkem malpozice jednotlivých komponent. Rozlomení některé komponenty je méně časté a je způsobené vadou materiálu.

Volba materiálu při revizních výkonech záleží na uplynulé době. V rámci časně indikace k reoperaci se používají materiály určené pro primární implantaci. Dnes jsou upřednostňovány necementované titanové náhrady pro jejich osteokonduktivní vlastnosti. V případě výrazných kostních defektů se implantují revizní komponenty např. revizní oválná jamka L.O.R. a variabilní revizní dřík S-ROM, případně se používá augmentační prstenec a přemostňující dlahy (Džupa, 2006; Sosna, 2003). Revizní náhrady L. O. R. se skládají z kotvící a artikulační vložky (Obrázek 23).



Obrázek 23. Revizní náhrada, kotvící a artikulační vložka (Landor, I., Vavřík, P., Jahoda, D., Pokorný, S., & Sosna, A. Ovální implantáty v problematice revizí totálních náhrad kyčelního kloubu. Acta chirurgie orthopaedicae et traumatologie čechos.,76, 462 – 472.

4 PŘEHLED LITERATURY

V přehledu literatury se zabývám studii zaměřující se na hodnocení symetrie a variability krokového cyklu, jakým způsobem je ovlivněna rychlostí chůze, lateralitou a náhradou kyčelního kloubu. K prokázání těchto vlivů byla použita dynamická analýza, zejména hodnocení reakční síly podložky.

McCrory et al. (2001) se ve studii zabývali měřením vertikální složky reakční síly u pacientů po implantaci endoprotézy kyčelního kloubu. Předpokladem této studie bylo porovnat vertikální složku reakční síly mezi skupinou 27 osob s totální endoprotézou kyčelního kloubu nejméně dva měsíce po operaci a skupinou tvořící 35 zdravých osob. Kontrolní skupina zdravých osob věkově neodpovídala souboru s implantovanou TEP, byli průměrně o 32 let mladší, tím se předpokládalo zajištění fyziologické chůze. K zaznamenání reakčních sil byly použity dvě silové plošiny. Účastníci studie si před měřením vyzkoušeli chůzi po chodícím páse. Každý z nich chodil přirozenou rychlostí přibližně 2 min. Data se zaznamenávala frekvencí 500 Hz posledních 10 s závěrečné minuty, poslední tři kroky se na obou končetinách zprůměřovaly a statisticky zpracovaly. Data byla normalizována tělesnou hmotností.

Autoři hodnotili tyto proměnné – maximální vertikální složku reakční síly v brzdící fázi krokového cyklu a procentuální vyjádření doby jejího dosažení, maximální vertikální složku reakční síly v akcelerační fázi a procentuální vyjádření doby jejího dosažení, rychlost zatížení, rychlost odrazu, impuls vertikální síly a doba stojné fáze. Rychlost zatížení byla vypočítána z podílu hodnoty maximální vertikální síly v brzdící fázi a dobou jejího dosažení. Rychlost odrazu se vypočítala podílem hodnoty maximální vertikální síly v akcelerační fázi a dobou jejího dosažení.

U silových proměnných byla provedena variační analýza pro operovanou a zdravou končetinu. V kontrolní skupině byla operovaná končetina náhodně vybraná. Následně byla u obou skupin testována hladina významnosti ($\alpha = 0,05$). U obou uvedených skupin byl vypočítán index symetrie, který je ovlivněn inter – a intraindividuální variabilitou. Indexy symetrie osob s TEP a kontrolní skupiny byly vypočítány v programu ANOVA.

Ve studii byly zjištěny významné rozdíly u naměřených sil a indexů symetrie mezi souborem s TEP a kontrolní skupinou. Velikost maximálních vertikálních sil v brzdící a akcelerační fázi byly významně menší ($p < 0,05$) na operované DK, nebyly rozdíly v těchto silových proměnných mezi zdravou končetinou a skupinou zdravých osob. Studie prokázala

nižší hodnoty maximálních silových proměnných vertikální síly, rychlosti zatížení, impulsu síly a doby stojné fáze na končetině s TEP oproti zdravé končetině a kontrolní skupině. Dalším zjištěním byla delší doba dosažení maximální vertikální síly v brzdící fázi na končetině s TEP v porovnání se zdravou DK a kontrolní skupinou. Rozdíly byly zaznamenány v indexech symetrie ($p < 0,05$) maximální vertikální síly v brzdící fázi a doby jejího dosažení, maximální vertikální síly v akcelerační fázi, rychlosti zatížení, impulsu vertikální síly a doby stojné fáze při porovnávání se skupinou s TEP a kontrolní skupinou. Indexy symetrie byly u souboru s TEP vyšší.

Jedinci s TEP při chůzi zatěžovali dolní končetiny asymetricky. Rozdíl v rychlosti zatížení je zjištěný z křivek reakčních sil, ale je i kvantifikována vzájemným porovnáváním mezi končetinami a s kontrolní skupinou. Maximální vertikální síly v akcelerační fázi se objevila přibližně ve stejné době na obou dolních končetinách a u obou skupin. Rychlost zatížení byla vyšší na zdravé DK, ale nebyly přítomny rozdíly mezi dolními končetinami v rychlosti odrazu. Velikost reakčních sil byla vyšší u kontrolní skupiny než u souboru s TEP a byla zde i delší stojná fáze. Osoby s kyčelní endoprotézou přenášeli na operovanou DK menší váhu a prokázali větší asymetrii vertikální síly než u kontrolní skupiny. Asymetrie v zatěžování dolních končetin přetrvává i po implantaci TEP a stanovení reakční síly podložky umožňuje kvantifikovat antalgickou chůzi u těchto osob. Autoři reziduální pooperační asymetrii odůvodnili nepřítomností kloubních proprioreceptorů u operované DK a větší stabilitou na zdravé DK. Neadekvátní zatížení kyčelního kloubu může vést k patogenezi artrózy. Měření reakční síly podložky kvantifikuje toto nefyziologické zatížení před operací a po ní.

Rabuffetti, M. & Frigo, C. (2001) se ve studii zaměřili na vnitřní a vnější variabilitu a na metodu upravující artefakty vzniklé při měření reakčních sil dynamometrickými plošinami. Reakční síla podložky poskytuje informace o dynamické interakci pohybujícího se těla s podložkou, která je ovlivněna pozicí a orientací chodidla jedince na plošině. Variabilita reakční síly podložky se u jedinců projevuje jako variabilita ve vykonávání pohybu („intrinsic variability“), nebo změna ve směru a pozici dopadajícího chodidla na plošinu („extrinsic variability“).

Složky reakční síly jsou stereotypní a vykazují omezenou variabilitu dvojroku. Měření reakční síly je modifikováno zejména mediolaterální složkou reakční síly. Autoři studie definovali model reakční síly, ke které se připojuje „vnitřní“ proměnná týkající se neuromuskulárního systému a je transformován „vnějším“ faktorem. Při porovnávání opakujících se pokusů, tento model dovolil kvantifikovat vnější variabilitu reakční síly

z hlediska úhlové odchylky mezi dvěma opakovanými reakčními silami. Vliv vnější a vnitřní variability byl vyjádřen jako reziduální indexy. Model byl popsán následovně: $GR_{mi} = T(GR + \delta_i)$, kde „ GR_{mi} “ byla naměřená reakční síla podložky, „ i “ počet opakování, „ GR “ ideální hodnota, „ δ_i “ zastupovala „intrinsic“ variabilitu, „ T “ transformace „extrinsic“ variabilitu. Model popisoval variabilitu mezi dvěma reakčními silami podložky GR_A a GR_B , která byla mezi pokusy porovnávána a popsána vztahem $GR_{mA} = T(GR_{mB} + \delta_{AB})$. Autoři při korekci artefaktů reakčních sil vycházeli z funkčního porovnávání mezi artefakty GR_A a GR_R , což byla označena jako referenční hodnota. Autoři předpokládali, že hodnoty obou souborů dat byla získaná za podobných podmínek chůze, proto identifikovali část záznamu složky reakční síly podložky s artefaktem a nahradili jej vyhovujícími daty.

Metoda pro stanovení variability a korekci artefaktů byla provedena programem MATLAB. Jednotlivá data byla aplikována ze souboru naměřených reakčních sil 30 žen a to z pravé a levé DK. Každý proband provedl přirozenou rychlostí chůze 5 pokusů. Data byla zaznamenána dynamometrickými plošinami AMTI se zaznamenávací frekvencí 100 Hz. Plošiny byly zasazeny do chodníku o délce 12 m. U měřeného souboru byly přítomny změny ve směru pokládání chodidla (více než 10° , medián $1,9^\circ$), které ovlivňovaly složky reakční síly. Tento tzv. rotační parametr byl u každého jedince individuální a reprezentoval vnější faktor variability. Podle autorů bychom měli spoléhat na data odvozená z anterioposteriorní a vertikální složky reakční síly a vypustit proměnné získané z mediolaterální složky reakční síly. Metoda počítala s „median operator“, který pracoval pouze s částí s minimálními rozdíly, tedy v části bez artefaktů.

Autoři uvedli metodu, která evidovala změny ve směru chůze a orientace chodidla modifikující komponenty reakční síly a kvantifikovala obě složky variability. Na základě této metody byl odvozen algoritmus obnovující reakční síly podložky, jejichž záznamy byly poškozené artefakty. Výhody této metody jsou zejména u pacientů, u kterých podmínky nedávají možnost opakování měření nebo dosažení požadovaného počtu korektních pokusů.

Jordan, K. et. al. (2007) ve své studii sledovali, jak rychlost chůze ovlivňuje rozsah a strukturu kolísání krokového cyklu. Zaměřili se na dobu a délku dvojkroku, kroku, impuls síly, maximální hodnoty vertikální síly v brzdící a akcelerační fázi a na její minimální hodnotu. Autoři zjistili prostřednictvím „Detrended fluctuation analysis“ (DFA) přítomnost „long range“ korelace u všech těchto proměnných krokového cyklu.

Studie se zúčastnilo 11 žen ve věku 22 – 30 let s dobrou fyzickou kondicí. Měřicí aparatura se skládala z pohyblivého pásu „Kistler Gaitway treadmill“ spolu se dvěma silovými plošinami typu Kistler. Vertikální složka reakční síly byla zaznamenávána při frekvenci

250 Hz, pás se pohyboval rychlostí 0,8 – 20 km/hod. Rychlost tohoto pásu se postupně zvyšovala minimálně o 0,1 km/hod. K výpočtům se použil MATLAB software.

Měření jedné osoby trvalo 12 min, během kterých osoba šla chůzí o rychlosti 80 %, 90 %, 100 %, 110 % a 120 % preferované rychlosti chůze. Preferovaná rychlost chůze se stanovila po 10-minutové chůzi den před vlastním měřením. Jedinci šli nejdříve pomalou rychlostí chůze, která se postupně zvyšovala o 0,1 km/hod, dokud jedinec nedosáhl preferované rychlosti chůze. Následně se tato rychlost zvyšovala o 1,5 km/hod a poté se postupně snižovala o 0,1 km/h do obnovení preferované rychlosti chůze.

Doba dvojkroku byla vyhraněna dopadem paty téže končetiny. Doba kroku byla vymezena od dopadu paty jedné končetiny k dopadu paty následující končetiny. Délka kroku byla vypočítána dobou kroku, průměrnou rychlostí pohyblivého pásu a rozdílem vzdálenosti mezi dopady paty téže DK, délka dvojkroku byla počítána podobně. Impuls síly byl určen plochou pod křivkou reakční síly, první a druhý vrchol byl maximem vertikální reakční síly, „prohnutí“ vyjadřovalo minimum reakční síly. Autoři studie pro analýzu dat jednotlivých proměnných použili aritmetický průměr, variační koeficient a sílu „long range“ korelace (α). Variační koeficient definoval rozsah variability, korelace stanovila strukturu variability pomocí DFA analýzy. U jednotlivých pokusu byl vypočítán aritmetický průměr, variační koeficient a hladina významnosti. K analýze dat byl použit program ANOVA. U výsledků DFA analýzy byla provedena nelineární regrese a testování přítomnosti parabolické křivky. Výsledky byly považovány za signifikantní při hladině významnosti $p < 0,05$.

Z výsledků studie ANOVA je zřejmé, že doba kroku a dvojkroku, impuls síly, minimální hodnota vertikální složky reakční síly se snižovala s narůstající rychlostí, zatímco délka kroku, dvojkroku, maximální hodnoty vertikální síly se zvyšovaly. U proměnných krokového cyklu byla testována „long range“ korelace a nebyly prokázány významné rozdíly v aritmetickém průměru, variačním koeficientu a DFA mezi končetinami, s výjimkou korelace u doby trvání jednoho kroku, kde byla na pravé končetině vyšší než na levé.

Doba kroku a dvojkroku, impuls síly, minimální hodnota vertikální síly se snižovaly, zatímco délka kroku a dvojkroku, maximální hodnoty vertikální síly vzrůstaly s narůstající rychlostí. Rozsah variability byl vyjádřen významným poklesem variačního koeficientu u doby kroku a dvojkroku, délky kroku a dvojkroku, impulsu síly a to v rozmezí 80% a 90% preferované rychlosti chůze. Struktura variability byla ovlivněna rychlostí chůze u doby kroku a dvojkroku, délky dvojkroku a impulsu síly s hladinou α pro tyto proměnné. Délka kroku se měnila se vzrůstající rychlostí a její závislost byla vyjádřena parabolickou funkcí. Síla „long range“ korelace se významně snížila u doby a délky dvojkroku mezi 80 % a 110 %

preferované rychlosti chůze. Doba trvání kroku významně poklesla mezi 80 % a 100-110 %. U impulsu síly byly zaznamenány rozdíly mezi 80 % a 110-120 % preferované rychlosti chůze a stejně tak mezi 90 % - 110 %.

Závislost u 5 z 8 proměnných na rychlosti byla vyjádřena parabolickou funkcí a minimum spadalo mezi 100 % s 110 % preferované rychlosti. Variační koeficient u délky a doby kroku a dvojkroku, impulsu síly s navyšující rychlostí klesala. Nejvýraznější pokles byl v rozmezí 80 % a 90 % preferované rychlosti chůze. Důsledkem těchto výsledků je zjištění, že se zvyšující se rychlostí se stává krokový cyklus konzistentnější. Chůze preferovanou rychlostí byla adaptabilnější než u ostatních rychlostí. Výsledky studie potvrzují hypotézu, že snížení „long range“ korelace u chůze preferovanou rychlostí je důkazem stability a adaptability v těchto rychlostech.

Otázkou funkční asymetrie dolních končetin se zabývala studie Seeleyho, M., K., Umbergera B., R. & Shapira, R. (2008). Funkční asymetrie byla zaznamenávána v kontextu jiných úkolů např. kopnutí do balónu, výstup na židli apod., kde opornou funkci vykonávala nedominantní DK a dominantní DK vykonávala pohybovou aktivitu. Funkční asymetrie dolních končetin může být vyjádřena asymetrií v chůzi.

Cílem studie bylo porovnat impulsy reakční síly podložky a zhodnotit případnou funkční asymetrii. Impulsy síly vertikální a anterioposteriorní složky reakční síly v akcelerační fázi krokového cyklu podložky poskytují informaci o podílu končetin na opoře a propulzi těžiště lidského těla při chůzi. Studie se zúčastnilo 10 mužů a 10 žen. Před měřením se změřila délka DK (vzdálenost mezi trochanterem major a maleolus lateralis) a určila dominantní končetina, kterou by jedinec kopnul do balonu. Průměrná preferovaná rychlost chůze byla $1,49 \pm 0,20$ m/s, pomalá rychlost chůze byla o 20 % nižší a rychlá chůze byla o 20 % vyšší než preferovaná rychlost chůze. Reakční síla podložky se měřila dvěma silovými plošinami zasazených do 12-ti metrového chodníku. Data se zaznamenávala frekvencí 1 200 Hz. U každého ze tří rychlostí se provedlo 5 pokusů. Grafické znázornění křivek reakčních sil a jejich velikost byla podobná u obou dolních končetin ve všech třech stupních rychlosti. U každé ze tří rychlostí pro dominantní a nedominantní končetinu byly impulsy síly všech pěti pokusů zprůměrnovány. Data byla normalizována tělesnou hmotností. Variační analýza byla provedena použitím dvou interindividuálních faktorů – dominantní/nedominantní DK a rychlost chůze (pomalá, preferovaná a rychlá).

Z výsledků studie vyplývá, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka vertikální složky reakční síly neprokázaly vzájemný vztah mezi končetinou a rychlostí chůze ($p=0,089$), ani jiné bilaterální rozdíly u žádné ze tří rychlostí chůze. Aritmetický průměr a směrodatná

odchylka u anterioposteriorní složky reakční síly, vyjádřeny vzájemnou vazbou mezi DK a rychlostí ($p < 0,001$), neodhalily žádné významné rozdíly mezi dolními končetinami při pomalé ($p = 0,208$) a preferované ($p = 0,586$) rychlosti chůze. Impuls síly byl na dominantní DK o 7 % vyšší než na nedominantní DK při chůzi vysokou rychlostí ($p = 0,013$). Chůze byla bilaterálně symetrická, s výjimkou chůze vyšší rychlosti.

Studie neprokázala funkční asymetrii dolních končetin při chůzi preferovanou rychlostí, ani tendenci preferovat nedominantní DK v oporné fázi nebo vyšší podíl dominantní DK v anterioposteriorní síle v akcelerační fázi. U vyšší rychlosti chůze byl podíl dominantní DK na této síle vyšší, stejně tak byl vyšší impuls anterioposteriorní složky síly než u nedominantní DK. Vertikální složka síly, vyjadřující opornou funkci DK, byla u obou dolních končetin a ve všech rychlostí celého měřeného souboru podobná. V situaci, kdy jsou zvýšené nároky na propulzi DK, se může projevit neuromuskulární asymetrie dolních končetin.

Vliv pohlaví na asymetrii dolních končetin nebyl zcela prokázán, přesto u mužů byl o 4 % ($p = 0,011$) vyšší impuls vertikální složky reakční síly při chůzi preferovanou rychlostí. U žen byl o 7 % ($p = 0,044$) vyšší impuls anterioposteriorní složky při chůzi vyšší rychlostí. Celkově byla funkce dolních končetin považována za symetrickou u nižší a mírné rychlosti chůze.

Masani et al. (2001) ve své studii zkoumali optimální funkci neuromuskulárního systému testováním variability reakční síly podložky při odlišných rychlostech chůze. Anterioposteriorní složka reakční síly podložky ovlivňuje při chůzi propulzi lidského těla, mediolaterální složka její laterální vychylování a vertikální složka popisuje vychylování těla ve vertikální ose. Studie se zúčastnilo 10 mužů, kteří byli vyzváni, aby chodili po pohyblivém pásu s rychlostí 3,0, 4,0, 5,0, 6,0, 7,0 a 8,0 km/hod. Vertikální, mediolaterální a anterioposteriorní složka reakční síly podložky byly měřeny u 35 po sobě následujících kroků.

Reakční síla podložky byla měřena speciálním ergonomických pásem se čtyřmi trojrozměrnými piezoelektrickými senzory. Měřicí aparatura byla tvořena dvěma pohyblivými pásy vzdáleny od sebe 4 mm. Data se snímala frekvencí 100 Hz a amplitudy křivek byly normalizovány tělesnou hmotností. Indexy byly automaticky spočítány pomocí algoritmu vytvořeného pro tuto studii. Kvantifikování tvaru reakční síly podložky pomáhalo stanovení pěti indexů – první a druhý vrchol vertikální složky reakční síly podložky, první a druhý vrchol anterioposteriorní složky reakční síly podložky a vrchol mediální složky. Data byla zpracována běžnými statistickými metodami pomocí aritmetického průměru a směrodatné

odchytky jednotlivých indexů. Variační koeficienty byly vypočítány u těchto pět indexů a zhodnotili tak variabilitu reakční síly podložky pro jednotlivé rychlosti. Vliv jednotlivých rychlostí na variační koeficienty byly testovány jednosměrnou variační analýzou u opakovaných měření podle Tukey testu (SAS, verze 6.12) a hladina významnosti byla stanovena na $p < 0,05$.

Z výsledků vyplývá, že u dolních končetin je bilaterální asymetrie, která byla vyjádřena rozdíly u 15 % (54 z 360) všech indexů pro pravou a levou DK (F test, $p < 0,05$) a při srovnávání průměrů indexů aritmetických průměrů pro pravou a levou DK (t – test, $p < 0,05$), byly rozdíly u 78 % (281 z 360) ze všech indexů. Variabilita vertikální a mediolaterální složky reakční síly se zvyšovala s narůstající rychlostí chůze. Variabilita anterioposteriorní složky reakční síly při střední rychlosti chůze (kolem 5,0 km/hod) byla nejmenší ve srovnání s výsledky nižších (3,0 km/hod) a vyšších rychlostí (8,0 km/hod). Vlivy rychlostí na variační koeficienty všech indexů reakčních sil byly významné s výjimkou levé F_{yp1} (první vrchol anterioposteriorní složky). Tukeyův test naznačoval trend zvyšování variačního koeficientu u vertikální (F_z) a mediolaterální (F_x) složky s rychlostí, pro F_y byl variační koeficient u středních rychlostí chůze (6,0 – 7,0 km/hod u pravé F_{yp1} a 5,0 – 6,0 km/hod u F_{yp2} – druhý vrchol anterioposteriorní složky) nižší než u nejpomalejší a nejrychlejší chůzi.

Statistické výsledky poukazují na to, že dynamická variabilita se zvyšuje spolu s rychlostí u vertikální a mediolaterální složky reakční síly podložky. Minimální variabilita byla zjištěna u anterioposteriorní složky reakční síly. Závislost rychlosti na variabilitě reakční síly podložky charakterizuje vzrůstající tendence vertikální a mediolaterální složky reakční síly podložky u rychlostí od 3 do 8 km/hod. Minimální variabilita byla zjištěna u anterioposteriorní složky reakční síly podložky a to v rozmezí 5,5 – 5,8 km/hod. Studie prokazuje, že stabilita neuromuskulárního systému nastává a „optimální“ rychlost se nachází pouze v případě anterioposteriorní složky reakční síly podložky.

Giakas (1997) se ve studii zaměřuje na variabilitu a symetrii reakční síly podložky během chůze. Studie se zúčastnilo 10 mužů, kteří procházeli přirozenou rychlostí po chodníku dlouhém 12 m se zasazenými dynamometrickými plošinami. U každého z nich bylo zaznamenáno 10 – 15 pokusů. Data byla normalizována tělesnou hmotností. Všechny záznamy reakční síly podložky byly posuzovány z hlediska časových parametrů a harmonické analýzy.

Ke každému z deseti pokusů byla vypočítána směrodatná odchylka, aritmetický průměr, dále byly určeny variační koeficienty. Data byla vystavena statistickému zpracování.

Směrodatná odchylka na pravé a levé končetině byla posuzována t – párovým testem. Všechny statistické ukazatele byly testovány při 95% hladině významnosti a míra variability byla vyjádřena variačním koeficientem. Aritmetický průměr časových proměnných u mediolaterální síly byl významně vyšší v porovnání se zbývajících dvěma silami. Z průměrné hodnoty deseti pokusů reakční síly vyplývá přijatelná míra variability $<10\%$, což potvrdilo symetrii chůze. Časové parametry u mediolaterální síly vykazovaly značnou asymetrii, kterou lze vysvětlit vysokou variabilitou v této ose.

Autoři z výsledků odvodili, že reakční síla podložky je závislá na rychlosti chůze, která je podmíněna délkou kroků a jejich frekvencí. Normální rychlost chůze je odlišná, z důvodu antropometrických rozdílů. Výsledkem studie bylo potvrzení symetrie lidské chůze podle harmonické analýzy, zatímco podstatná asymetrie byla u časových proměnných pro mediolaterální složku reakční síly.

Sadeghi et al. (2000) se zabýval problematikou symetrie dolních končetin a pokusil se odpovědět na otázku zda se dolní končetiny chovají symetricky a jak dominance DK ovlivňuje symetričnost chůze. Přehled studií k této problematice prokázal, že předpoklad symetrie pohybu zjednodušuje pohled na shromažďování a analýzu dat chůze. Naproti tomu, řada výzkumů prokázala asymetrii dolních končetin vyjadřující funkční rozdíly mezi končetinami. Funkční rozdíly jsou spojeny s rozdílnou úlohou při chůzi. Jedna DK větší měrou přispívá k propulzi a druhá DK zajišťuje oporu lidského těla. Vysvětlení existence funkčních rozdílů nabízí lateralita dolních končetin. Výklad chůze je ovlivněn předpokladem symetrie, která vyžaduje, aby se dolní končetiny chovaly zcela identicky, proto je asymetrie považována za projev patologie.

Literární přehled studií obsahuje řadu úvah a názorů mnoha autorů např. DuChatinier a Rozendal (in 1970) prohlásili, že dolní končetiny nejsou v chůzi používány stejně a tato asymetrie byla prokázána u časoprostorových veličin a kinematických parametrů. Asymetrie byla zaznamenána i u dat dynamické analýzy mezi pravou a levou DK u vrcholů vertikální, anterioposteriorní a mediolaterální složky reakční síly podložky u 62 osob. Podle Wheelwrighta (in 1993) je asymetrie chůze spojena s pozicí chodidla během švihové fáze a lateralitou.

5 CÍLE PRÁCE

- úkolem diplomové práce je získat základní data dynamické analýzy krokového cyklu u zdravých osob,
- zjistit symetrii krokového cyklu u zdravých osob,
- vyjádřit rozdíly v krokovém cyklu u souboru zdravých osob v porovnání s jedinci s implantovanou TEP kyčelního kloubu.

6 METODIKA

Charakteristika měřeného souboru

Měření diplomové práce se dobrovolně zúčastnilo 28 žen ve věku 22 – 28 let bez poškození pohybového aparátu. Jejich základní tělesné rozměry jsou uvedené v tabulce 1. Každému z probandů byla změřena anatomická délka dolních končetin (vzdálenost trochanter major – maleolus lateralis) a umbilikomaleolární (umbilikus – maleolus medialis). U většiny z nich byla délka dolních končetin symetrická. U 4 osob byla rozdílná umbilikomaleolární délka dolních končetin, u jedné osoby rozdílná anatomická délka dolních končetin. Rozdíly v obou délkách končetin byly pouze u jednoho probanda.

Laterální preference dolních končetin byla určena na základě úspěšnosti v kopu probandem zvolenou DK do tenisového míčku mezi dva kužele vzdálené od sebe 30 cm z označeného místa 3 m od středu mezi těmito kužely. Podle běžných testů laterální preference by měla být dominantní (D) kopající DK úspěšnější v provedení kopu, zatímco nedominantní (N) DK zajišťuje stabilní oporu těla. Laterální preference byla u 26 osob prokázána ve prospěch pravé končetiny. U zbylých dvou osob byla preferovanější levá končetina.

Tabulka 1. Základní tělesné rozměry

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S
TV	1,678	0,041	1,59	1,76	*
THM	63,28	7,95	50	88	*

Vysvětlivky: TV – tělesná výška

THM – tělesná hmotnost

$\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Popis použité aparatury

K získání potřebných dat pro dynamickou analýzu chůze byly využity dvě silové plošiny zn. KISTLER (typ 9286AA) integrované do dřevěného chodníku (Obrázek 24). Údaje ze silových plošin byly získány systémem Bioware a dále zpracovány v aplikaci Vaverka & Elfmark (2006). Celková doba chůze byla zachycena pomocí čtyř fotobuněk, které byly od sebe vzdálené 5 m a vymezovaly začátek a konec měřené dráhy. Záznam času z fotobuněk

byl zaokrouhlen na dvě desetinná místa a použit pro výpočet rychlosti chůze v jednotlivých pokusech každého probanda.



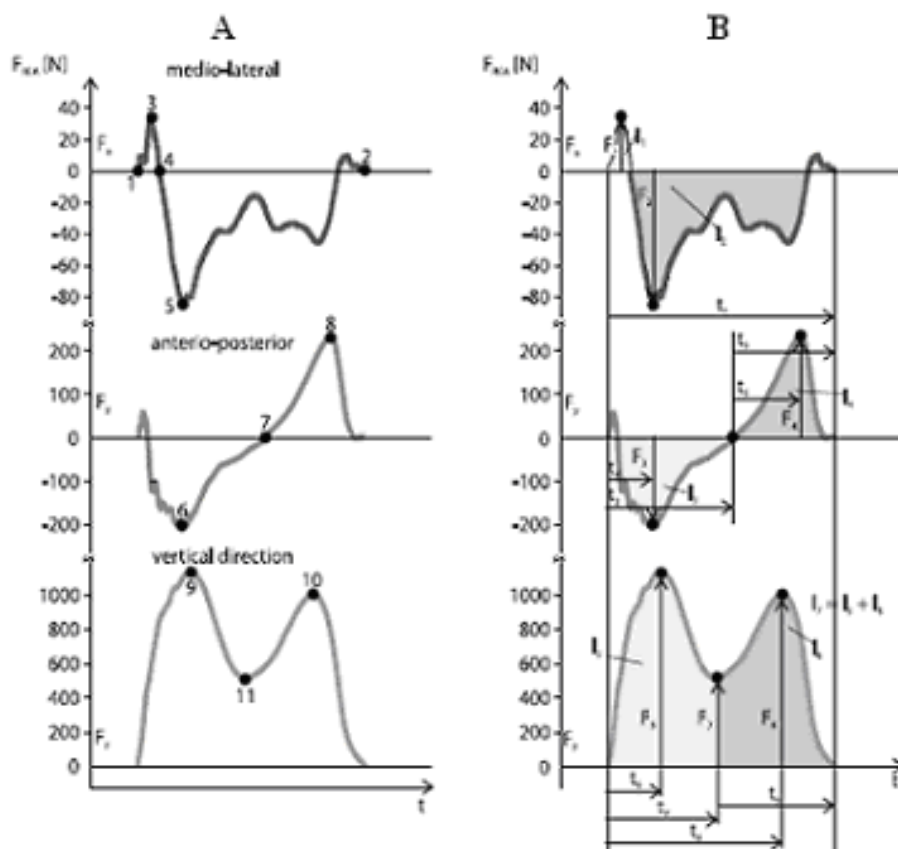
Obrázek 24. Pohled na použité silové plošiny

Popis měřených proměnných

Reakční síla podložky je z jedné silové plošiny zaznamenávána ve třech základních směrech – mediolaterálním, anterioposteriorním a vertikálním. Mediolaterální složka reakční síly poskytuje informaci o korekci rovnováhy a je nejvariabilnější. Anterioposteriorní složka podává informace o fázi brzdící lidské tělo (anteriorní část) a o fázi akcelerační (posteriorní část). Vertikální složka popisuje průběh zatížení plošiny.

Data z plošin byla převedena do grafické podoby křivek $F_{x,y,z}$, na kterých byly vyznačeny klíčové body definované pro analýzu chůze (Obrázek 25). Mediolaterální síla je charakterizována silami F_1 , F_2 a z nich dopočítanými impulsy síly I_1 a I_2 . Anterioposteriorní složka byla popsána silami F_3 , F_4 a impulsy síly I_3 , I_4 . Vertikální složka reakční síly byla vyjádřena silami F_5 , F_6 , F_7 a impulsy síly I_5 , I_6 a I_7 . Průběh jednotlivých křivek je popsán také časovými proměnnými (Obrázek 25).

Křivky jednotlivých sil byly vyhodnoceny v programu MatLab a konečné hodnoty přeneseny do programu MC Excel, zde se následně vypočítaly základní statistické charakteristiky – aritmetický průměr, směrodatná odchylka, minimum a maximum, které sloužily pro zpětnou kontrolu získaných údajů. Výsledné hodnoty dynamické analýzy nám podávají informace o provedení kroku na pravé a levé končetině, charakterizuje brzdící a akcelerační fázi krokového cyklu, dobu krokového cyklu a fázi dvojí opory, uvádí také indexy symetrie jednoho kroku i celého krokového cyklu.



Obrázek 25. Jednotlivé křivky reakční síly, A – označené klíčové body, B – grafické znázornění časových a silových proměnných (Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). 5th international conference Movement and health)

Časové charakteristiky jednoho kroku:

t_1 – doba trvání jednoho kroku

t_2 – doba trvání brzdící fáze

t_3 – doba trvání akcelerační fáze

t_4 – doba dosažení maximální anterioposteriorní síly v brzdící fázi

t_5 – doba dosažení maximální anterioposteriorní síly v akcelerační fázi

t_6 – doba dosažení maximální vertikální síly v brzdící fázi

t_7 – doba dosažení minimální vertikální síly

t_8 – doba dosažení maximální síly v akcelerační fázi

t_9 – doba dosažení minimální síly na konci kroku

Časové charakteristiky krokového cyklu:

t_d – doba trvání dvojí opory

t_z – doba celého krokového cyklu

Silové proměnné a impulsy síly:

F1 – maximální hodnota laterální síly na levou stranu

F2 – maximální hodnota laterální síly na pravou stranu

F3 – maximální hodnota anterioposteriorní síly v brzdící fázi

F4 – maximální hodnota anterioposteriorní síly v akcelerační fázi

F5 – maximální hodnota vertikální síly v brzdící fázi

F6 – maximální hodnota vertikální síly v akcelerační fázi

F7 – minimální hodnota vertikální síly

I1 – impuls laterální síly na levou stranu

I2 – impuls laterální síly na pravou stranu

I3 – impuls anterioposteriorní síly v brzdící fázi

I4 – impuls anterioposteriorní síly v akcelerační fázi

I5 – impuls vertikální síly v brzdící fázi

I6 – impuls vertikální síly v akcelerační fázi

I7 – celkový impuls vertikální síly

Indexy symetrie jednoho kroku:

St2,3 – index symetrie doby brzdící (t2) a akcelerační (t3) fáze

SI3,4 – index symetrie impulsů sil v brzdící (I3) a akcelerační (I4) fázi

St7,9 – index symetrie doby impulsů vertikálních sil (t7) a (t9)

SI5,6 – index symetrie impulsů vertikálních sil (I5) a (I6)

Indexy symetrie krokového cyklu mezi dominantní a nedominantní končetinou:

SF1 – index symetrie sil F1D a F1N

SF2 – index symetrie sil F2D a F2N

SI1 – index symetrie impulsů sil I1D a I1N

SI2 – index symetrie impulsů sil I2D a I2N

St1 – index symetrie t1D a t1N

SF3 – index symetrie sil F3D a F3N

SF4 – index symetrie sil F4D a F4N

SI3 – index symetrie impulsů sil I3D a I3N

SI4 – index symetrie impulsů sil I4D a I4N

St2 – index symetrie t2D a t2N

St3 – index symetrie t3D a t3N

SF5 – index symetrie sil F5D a F5N

SF6 – index symetrie sil F6D a F6N

SI7 – index symetrie impulsů sil I7D a I7N

Průběh měření

Před začátkem měření byla u probanda zjištěna laterální preference dolních končetin a změřena délka dolních končetin. Tělesná hmotnost byla zjištěna standardní osobní váhou. Kalibrace silových plošin byla provedena porovnáním hmotností z pravé a levé silové plošiny s údaji z osobní váhy. Další informace o své osobě (např. tělesná výška, věk atd.) sdělil proband při odebírání osobní anamnézy. Každý z nich si před měřením vyzkoušel chůzi po chodníku s korektním kontaktem chodidla pravé a levé DK a označil si svůj výchozí bod. Probandi byli instruováni, aby po chodníku chodili přirozenou rychlostí a zrakem se nezaměřovali na silové plošiny (Obrázek 26). U každého probanda bylo naměřeno 17 – 20 pokusů, z nich se vybralo 15 úspěšných pokusů k dalšímu statistickému zpracování vybrat. V průběhu celého měření jedna osoba kontrolovala korektní kontakt chodidla s plošinou a zapisovala časové údaje z fotobuněk. Druhá osoba sledovala grafickou podobu jednotlivých pokusů zobrazenou na počítači a průběhy naměřených křivek reakčních sil podložky, které následně ukládala do počítače.



Obrázek 26. Průběh měření

7 VÝSLEDKY

Jak vyplynulo z úkolů, zajímá nás otázka symetrie krokového cyklu u zdravých osob. Podstatou řešení je analýza rozdílů mezi oběma končetinami. V našem projektu charakterizujeme jednotlivé končetiny z hlediska laterality, hovoříme o dominantní a nedominantní končetině. Nejdříve je nutno ověřit základní statistické předpoklady k použití parametrických metod statistického výzkumu a ověřit reliabilitu měřeného pohybového děje.

Nejprve se ve výsledcích zaměříme k ověření základních předpokladů, ve druhé části budou prezentovány rozdíly v krokovém cyklu jednotlivých končetin.

Ověření normality a reliability měřených proměnných

Ověření základních předpokladů a reliability je uvedeno v tabulkách 2 – 6. Nejdříve jsou uvedeny měřené proměnné pro dominantní končetinu (Tabulka 2, 3), dále pro nedominantní (Tabulka 4, 5) a proměnné celého krokového cyklu a indexy symetrie (Tabulka 6).

Tabulka 2. Dynamická analýza chůze, časové a silové proměnné na dominantní končetině – základní statistické charakteristiky, normalita rozložení dat, reliabilita

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S	reliabilita R1
t1_D	0,613	0,041	0,542	0,718	*	0,988
t2_D	0,342	0,027	0,303	0,399	*	0,967
t3_D	0,271	0,037	0,217	0,346	*	0,978
t4_D	0,117	0,007	0,108	0,136	*	0,919
t5_D	0,184	0,029	0,135	0,252	*	0,973
t6_D	0,148	0,022	0,122	0,21	-	0,981
t7_D	0,302	0,02	0,276	0,34	*	0,974
t8_D	0,468	0,028	0,427	0,539	*	0,991
t9_D	0,311	0,029	0,26	0,378	*	0,983
F1_D	25,9	9,94	9,08	50,77	*	0,98
F2_D	48,35	10,84	33,46	77,66	*	0,976
F3_D	135,71	27,95	134,86	196,08	*	0,988
F4_D	153,73	26,88	102,63	202,29	*	0,995
F5_D	720,97	94,85	533,65	988,65	*	0,996
F6_D	763,33	100,02	611,13	1005,22	*	0,998
F7_D	409,73	78,31	291,05	700,99	*	0,997

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Základní statistické charakteristiky a výsledky K – S testu, výsledky normality rozložení dat a reliability pro časové a silové údaje na dominantní končetině poskytují informace, které jsou uvedeny v tabulce 2. Základní statistické charakteristiky ukazují na rozmezí měřených hodnot testovaného souboru, u všech měřených proměnných s výjimkou t6D byla prokázána normalita rozložení experimentálních dat. Koeficienty reliability jsou větší než 0,92 a převážně se pohybují v těsné blízkosti 1,0. Výsledky jednoznačně potvrdily reliabilitu měřených proměnných.

Tabulka 3. Dynamická analýza chůze, relativní hodnoty silových proměnných, silových impulsů a indexy symetrie na dominantní končetině – základní statistické charakteristiky, normalita rozložení dat, reliability

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S	reliabilita R1
F1r_D	4,14	1,39	1,65	7	*	0,974
F2r_D	7,8	1,5	5,73	12,88	*	0,968
F3r_D	21,9	4,02	14,22	31,23	*	0,986
F4r_D	24,75	3,15	19,35	32,53	*	0,989
F5r_D	116,32	8,05	103	136,19	*	0,986
F6r_D	123,05	6,74	108,91	138,88	*	0,987
F7r_D	65,92	7,75	51,53	81,2	*	0,993
I1_D	0,96	0,43	0,25	1,88	*	0,977
I2_D	14,48	3,39	10,13	24,3	*	0,967
I3_D	19,89	3,68	12,21	28,55	*	0,983
I4_D	18,21	3,28	11,2	25,32	*	0,992
I5_D	145,64	19,93	109,34	207,39	*	0,994
I6_D	156,98	25,46	120,38	247,91	*	0,997
I7_D	302,61	42,72	229,71	455,31	*	0,999
S_t2,3_D	1,3	0,2	0,93	1,65	*	0,961
S_I3,4_D	1,11	0,18	0,77	1,58	*	0,961
S_t7,9_D	0,98	0,08	0,83	1,14	*	0,953
S_I5,6_D	0,94	0,1	0,76	1,18	*	0,971

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Základní statistické charakteristiky a výsledky K – S testu, výsledky normality rozložení dat a reliability pro relativní silové proměnné, silové impulsy a indexy symetrie na dominantní končetině podávají informace uvedené v tabulce 3 a poskytují informace

o rozmezí základních statistických charakteristik a u všech měřených proměnných byla prokázána normalita rozložení dat. Koeficienty reliability se pohybují v rozmezí od 0,95 až k 1,0. Výsledky potvrdily reliabilitu měřených proměnných.

Tabulka 4. Dynamická analýza chůze, časové a silové proměnné na nedominantní končetině – základní statistické charakteristiky, normalita rozložení dat, reliabilita

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S	reliabilita R1
t1_N	0,623	0,037	0,563	0,69	*	0,986
t2_N	0,346	0,027	0,285	0,401	*	0,972
t3_N	0,277	0,029	0,235	0,347	*	0,97
t4_N	0,118	0,006	0,104	0,128	*	0,841
t5_N	0,184	0,223	0,145	0,251	*	0,968
t6_N	0,154	0,021	0,119	0,209	*	0,975
t7_N	0,306	0,02	0,267	0,337	*	0,971
t8_N	0,471	0,026	0,416	0,513	*	0,989
t9_N	0,316	0,026	0,275	0,362	*	0,997
F1_N	27,01	9,55	7,6	46,31	*	0,98
F2_N	37,52	8,51	21,3	60,34	*	0,968
F3_N	127,58	22,51	77,12	160,08	*	0,985
F4_N	151,88	25,56	97,79	212,93	*	0,993
F5_N	698,89	91,47	539,23	927,83	*	0,996
F6_N	749,08	99,8	570,38	995,32	*	0,998
F7_N	416,02	77,15	310,45	727,79	-	0,998

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Základní statistické charakteristiky a výsledky K – S testu, výsledky normality rozložení dat a reliability pro časové a silové proměnné na nedominantní končetině jsou uvedeny v tabulce 4. Základní statistické charakteristiky popisují rozmezí měřených hodnot daného souboru a u všech proměnných byla určena normalita rozložení dat, s výjimkou F7N. Koeficienty reliability jsou v těsné blízkosti 1,0 s výjimkou t4N, kde byla zjištěna nižší reliabilita.

Tabulka 5. Dynamická analýza chůze, relativní hodnoty silových proměnných, silové impulsy a indexy symetrie na nedominantní končetině – základní statistické charakteristiky, normalita rozložení dat, reliabilita

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S	reliabilita R1
F1r_N	4,34	1,46	1,38	7,38	*	0,977
F2r_N	6,05	1,13	3,1	9,09	*	0,953
F3r_N	20,61	3,17	13,32	27,2	*	0,981
F4r_N	24,45	2,72	19,55	30,07	*	0,986
F5r_N	112,74	7,46	97,87	127,81	*	0,986
F6r_N	120,64	5,15	110,97	129,79	*	0,982
F7r_N	66,93	6,81	55,52	84,31	*	0,991
I1_N	1,02	0,42	0,22	1,97	*	0,978
I2_N	10,42	3,53	5,15	17,2	*	0,974
I3_N	19,02	3,78	11,33	27,23	*	0,988
I4_N	19	3,36	13,85	29,79	*	0,992
I5_N	145,66	20,48	111,23	208,19	*	0,994
I6_N	157,32	25,33	122,49	252,44	*	0,996
I7_N	302,98	43,44	233,72	460,63	*	0,999
S_t2,3_N	1,27	0,17	0,88	1,58	*	0,958
S_I3,4_N	1,01	0,14	0,71	1,24	*	0,951
S_t7,9_N	0,98	0,09	0,83	1,18	*	0,948
S_I5,6_N	0,93	0,09	0,79	1,15	*	0,962

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Základní statistické charakteristiky a výsledky K – S testu, výsledky normality rozložení dat a reliability pro relativní hodnoty silových proměnných, silových impulsů a indexy symetrie na nedominantní končetině vyjadřují informace v tabulce 5. Základní statistické charakteristiky vymezují rozmezí měřených hodnot tohoto souboru a u všech měřených proměnných byla prokázána normalita rozložení dat. Koeficienty reliability jsou v rozmezí od 0,95 k 1,0 a potvrdily reliabilitu měřených proměnných.

Tabulka 6. Dynamická analýza chůze, doba dvojí opory a celého krokového cyklu, indexy symetrie mezi dominantní a nedominantní končetinou – základní statistické charakteristiky, normalita rozložení dat, reliabilita

proměnná	$\bar{x}$	s	minimum	maximum	K - S	reliabilita R1
rychlost	1,463	0,127	1,25	1,753	*	0,996
td	0,134	0,027	0,103	0,223	-	0,954
tz	1,097	0,065	0,985	1,22	*	0,977
S_F1	1,03	0,25	0,63	1,62	*	0,87
S_F2	1,34	0,25	0,97	1,98	*	0,918
S_I1	1,07	0,35	0,55	1,93	*	-0,328
S_I2	1,59	0,49	0,73	3,02	*	0,904
S_t1	0,98	0,03	0,94	1,06	*	0,916
S_F3	1,07	0,15	0,78	1,46	*	0,943
S_F4	1,02	0,09	0,81	1,19	*	0,965
S_I3	1,07	0,17	0,83	1,6	*	0,951
S_I4	0,97	0,13	0,69	1,2	*	0,971
S_t2	0,99	0,06	0,82	1,12	*	0,918
S_t3	0,98	0,11	0,79	1,37	*	0,952
S_F5	1,03	0,03	0,99	1,08	*	0,843
S_F6	1,02	0,04	0,94	1,09	*	0,961
S_I7	1	0,02	1	1,03	*	0,911

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

K – S – Kolmogorovův – Smirnovův test

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Základní statistické charakteristiky a výsledky K – S testu, výsledky normality rozložení dat a reliability pro rychlost, dobu dvojí opory a celého krokového cyklu, indexy symetrie mezi dominantní a nedominantní končetinou jsou uvedeny v tabulce 6. Podle základních statistických charakteristik je patrné rozmezí měřených hodnot testovaného souboru a u všech měřených proměnných byla prokázána normalita rozložení dat s výjimkou td. Koeficienty reliability se vesměs přibližují k 1,0 s výjimkou SI1, kde nebyla prokázána reliabilita a u SF5 zjišťujeme nižší reliabilitu.

Ověření symetrie krokového cyklu

Symetrii krokového cyklu posuzujeme pomocí rozdílů mezi proměnnými, které charakterizují jednotlivé končetiny. V našem případě končetiny označujeme termínem

dominantní a nedominantní. Výsledky testů rozdílů mezi dominantní a nedominantní končetinou jsou uvedeny v tabulce 7.

Tabulka 7. Dynamická analýza chůze, rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou

proměnná	dominantní		nedominantní		d	párový t - test
	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s		
t1	0,613	0,041	0,623	0,037	0,01	*
t2	0,342	0,027	0,346	0,027	0,004	-
t3	0,271	0,037	0,277	0,029	0,006	-
t4	0,117	0,007	0,118	0,006	0,001	-
t5	0,184	0,029	0,184	0,023	0	-
t6	0,148	0,022	0,154	0,021	0,006	*
t7	0,302	0,019	0,306	0,02	0,004	*
t8	0,468	0,028	0,471	0,026	0,004	-
t9	0,311	0,029	0,316	0,026	0,006	*
F1	25,9	9,94	27,01	9,55	1,117	-
F2	48,35	10,84	37,52	8,51	10,827	*
F3	135,71	27,95	127,58	22,51	8,128	*
F4	153,73	26,88	151,88	25,56	1,857	-
F5	720,97	94,85	698,89	91,47	22,082	*
F6	763,33	100,02	749,08	99,8	14,25	*
F7	409,73	78,31	416,02	77,15	6,294	-
F1r	4,14	1,39	4,34	1,46	0,204	-
F2r	7,8	1,5	6,05	1,13	1,752	*
F3r	21,9	4,02	20,61	3,17	1,292	*
F4r	24,75	3,15	24,45	2,72	0,302	-
F5r	116,32	8,05	112,74	7,46	3,587	*
F6r	123,05	6,74	120,64	5,15	2,407	*
F7r	65,92	7,75	66,93	6,81	1,002	-
I1	0,96	0,43	1,02	0,42	0,052	-
I2	14,81	3,39	10,42	3,53	4,058	*
I3	19,89	3,68	19,02	3,78	0,87	-
I4	18,21	3,28	19	3,36	0,789	-
I5	145,64	19,93	145,66	20,48	0,026	-
I6	156,98	25,46	157,32	25,33	0,34	-
I7	302,61	42,72	302,98	43,44	0,368	-
S_t2,3	1,296	0,205	1,271	0,173	0,025	-
S_I3,4	1,11	0,18	1,01	0,14	0,101	-
S_t7,9	0,981	0,082	0,977	0,087	0,003	-
S_I5,6	0,94	0,1	0,93	0,09	0,003	-

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

|d| – rozdíl

Statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$.

Z celkového počtu měřených proměnných (34) bylo zjištěno, že statisticky významný rozdíl je u 13 proměnných. Jedná se jak o proměnné charakterizující časový průběh jednotlivých fází, tak u proměnných silového průběhu. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u t1, t6, t7, t9 a silových proměnných F2, F3, F5 a F6. Je pochopitelné, že stejné statisticky významné rozdíly byly zjištěny i u relativních silových proměnných. U impulsů sil byly zjištěny statisticky významné rozdíly u I2. Výsledek analýzy rozdílů mezi dvěma končetinami je překvapující.

Doba trvání jednoho kroku (t1) byla delší na nedominantní končetině. Doba dosažení maximální hodnoty vertikální složky reakční síly v brzdící fázi (t6) byla delší na nedominantní končetině. Obdobná situace byla i u doby minimální velikosti vertikální složky reakční síly (t7). Časová proměnná popisující dosažení minimální síly vertikální složky reakční síly na konci kroku (t9) byla také větší na straně nedominantní končetiny.

Silová proměnná popisující maximální hodnotu laterální síly u mediolaterální komponenty reakční síly (F2) byla vyšší u dominantní končetiny. Maximální hodnota anterioposteriorní síly v brzdící fázi (F3) byla také zjištěna vyšší na dominantní končetině, stejně tak tomu bylo i u relativních hodnot těchto sil. Silové proměnné pro maximální velikost vertikální složky reakční síly v brzdící fázi (F5) a v akcelerační fázi (F6) krokového cyklu nabývaly větších hodnot na dominantní končetině, stejný výsledek byl i u relativních hodnot těchto sil. Impuls laterální síly (I2) u mediolaterální komponenty reakční síly byl v našem případě významně vyšší na dominantní končetině.

8 KAZUISTIKA

V předkládané práci jsme se zabývali kazuistikami pacientů po implantaci TEP kyčelního kloubu.

Kazuistika číslo 1

Iniciály: A. S.

Věk: 56 let

Pohlaví: žena

Tělesné výška, hmotnost: 168 cm, 67 kg

Paní A. S. podstoupila implantaci totální endoprotézy pravého kyčelního kloubu miniinvazivní metodou z důvodu pokročilé oboustranné osteoartrózy. V době vyšetření je již 8 měsíců po operaci a schopna chůze bez kompenzačních pomůcek.

Kazuistika číslo 2

Iniciály: D. CH.

Věk: 33 let

Pohlaví: muž

Tělesné výška, hmotnost: 185 cm, 94,5 kg

Pan D. CH. podstoupil náhradu pravého kyčelního kloubu klasickým přístupem, která byla indikována vyšším stupněm osteoartrózy. V době vyšetření je již 7 měsíců po operaci a schopen samostatné chůze bez kompenzačních pomůcek.

Kazuistika číslo 3

Iniciály: R. P.

Věk: 50 let

Pohlaví: žena

Tělesné výška, hmotnost: 164 cm, 69 kg

Paní R. P. podstoupila totální endoprotézu levého kyčelního kloubu, která byla provedena miniinvazivní technikou, na podkladě osteoartrózy. V době vyšetření je již 18 měsíců po operaci a tedy schopna samostatné chůze bez využití kompenzačních pomůcek.

Základní výsledky dynamické analýzy chůze u pacientů s TEP kyčelního kloubu jsou uvedeny v tabulce 8, 9, 10, které vyjadřují informace o výsledcích časových, silových

proměnných a impulsů sil, dále o indexech symetrie jednoho kroku pro operovanou a neoperovanou končetinu, době dvojí opory a celého krokového cyklu.

Tabulka 8. Výsledky analýzy chůze u probanda č. 1

proband 1					
proměnná	počet pokusů	$\bar{x}$	s	minimum	maximum
t1_N	8	0,585	0,010	0,575	0,600
t2_N	8	0,328	0,018	0,310	0,350
t3_N	8	0,257	0,022	0,225	0,280
t4_N	8	0,101	0,004	0,095	0,105
t5_N	8	0,189	0,022	0,155	0,210
t6_N	8	0,129	0,018	0,115	0,160
t7_N	8	0,278	0,010	0,265	0,295
t8_N	8	0,451	0,012	0,440	0,465
t9_N	8	0,307	0,008	0,295	0,320
F1_N	8	41,88	4,56	34,33	47,32
F2_N	8	-34,33	7,16	-49,46	-27,39
F3_N	8	-133,45	7,90	-144,91	-122,92
F4_N	8	125,49	7,21	118,30	138,92
F5_N	8	710,29	15,50	690,84	739,51
F6_N	8	728,05	15,18	715,41	753,96
F7_N	8	470,72	13,38	446,32	489,88
I1_N	8	1,78	0,23	1,45	2,08
I2_N	8	-11,49	3,01	-17,67	-9,01
I3_N	8	-19,16	1,20	-20,75	-17,23
I4_N	8	15,79	1,48	13,78	18,01
I5_N	8	150,78	4,29	142,87	155,09
I6_N	8	164,74	5,16	157,30	170,53
I7_N	8	315,51	5,34	308,32	323,49
S_t2,3_N	8	1,29	0,18	1,11	1,56
S_I3,4_N	8	-1,22	0,13	-1,44	-1,04
S_t7,9_N	8	0,91	0,05	0,86	1,00
S_I5,6_N	8	0,92	0,05	0,85	0,99
t1_O	8	0,584	0,009	0,570	0,595
t2_O	8	0,303	0,014	0,280	0,320
t3_O	8	0,282	0,009	0,270	0,295
t4_O	8	0,098	0,004	0,095	0,105
t5_O	8	0,213	0,011	0,200	0,230
t6_O	8	0,121	0,012	0,115	0,150
t7_O	8	0,278	0,012	0,270	0,305
t8_O	8	0,459	0,007	0,445	0,465
t9_O	8	0,307	0,009	0,290	0,320
F1_O	8	-54,28	7,92	-70,18	-46,37
F2_O	8	31,01	5,14	24,17	38,18
F3_O	8	-141,38	16,02	-163,00	-116,96
F4_O	8	136,68	9,10	121,02	153,18
F5_O	8	729,44	26,55	704,57	772,46
F6_O	8	744,62	10,83	724,99	759,83
F7_O	8	457,16	19,07	431,89	483,35
I1_O	8	-2,31	0,40	-2,85	-1,74

Pokračování tabulky

I2_O	8	8,03	1,79	5,56	10,77
I3_O	8	-20,31	2,21	-23,62	-16,96
I4_O	8	18,76	1,54	16,05	21,52
I5_O	8	151,54	7,59	142,95	167,41
I6_O	8	166,04	5,70	155,66	173,20
I7_O	8	317,58	5,02	310,04	324,86
S_t2,3_O	8	1,08	0,08	0,95	1,17
S_I3,4_O	8	-1,08	0,11	-1,23	-0,96
S_t7,9_O	8	0,91	0,06	0,84	1,05
S_I5,6_O	8	0,92	0,07	0,84	1,08
td	8	0,10	0,01	0,09	0,11
tz	8	1,07	0,01	1,06	1,09

Vysvětlivky: N – neoperovaná končetina

O – operovaná končetina

$\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

Tabulka 9. Výsledky analýzy chůze u probanda č. 2

proměnná	počet pokusů	proband 2			
		$\bar{x}$	s	minimum	maximum
t1_N	10	0,945	0,034	0,900	0,995
t2_N	10	0,504	0,037	0,445	0,550
t3_N	10	0,441	0,037	0,395	0,490
t4_N	10	0,195	0,037	0,110	0,240
t5_N	10	0,286	0,028	0,255	0,325
t6_N	10	0,219	0,046	0,155	0,290
t7_N	10	0,450	0,144	0,300	0,715
t8_N	10	0,655	0,127	0,370	0,755
t9_N	10	0,495	0,146	0,205	0,600
F1_N	10	51,88	9,17	32,55	64,51
F2_N	10	-32,58	6,28	-42,01	-23,89
F3_N	10	-127,84	15,28	-155,61	-103,56
F4_N	10	171,50	9,82	154,88	184,29
F5_N	10	904,74	28,75	852,78	949,56
F6_N	10	899,75	71,34	759,90	959,26
F7_N	10	816,02	61,31	777,43	942,34
I1_N	10	-3,11	0,75	-4,10	-1,58
I2_N	10	7,97	3,84	1,87	14,19
I3_N	10	27,66	1,88	25,08	30,67
I4_N	10	-28,56	2,38	-31,89	-23,30
I5_N	10	294,95	120,11	200,48	535,37
I6_N	10	332,52	118,37	101,06	417,13
I7_N	10	627,47	19,44	594,93	660,10
S_t2,3_N	10	1,15	0,16	0,91	1,39
S_I3,4_N	10	-0,98	0,12	-1,22	-0,80
S_t7,9_N	10	1,18	1,04	0,50	3,39
S_I5,6_N	10	1,42	1,68	0,48	4,89
t1_O	10	0,875	0,034	0,830	0,935

pokračování tabulky

t2_O	10	0,513	0,028	0,465	0,565
t3_O	10	0,362	0,033	0,310	0,420
t4_O	10	0,194	0,015	0,170	0,205
t5_O	10	0,222	0,025	0,190	0,275
t6_O	10	0,273	0,014	0,255	0,300
t7_O	10	0,489	0,111	0,360	0,645
t8_O	10	0,545	0,121	0,370	0,670
t9_O	10	0,386	0,120	0,215	0,505
F1_O	10	-16,51	7,65	-28,73	-7,49
F2_O	10	31,06	6,21	19,64	40,80
F3_O	10	-101,11	7,54	-114,72	-92,27
F4_O	10	133,84	7,63	120,60	143,36
F5_O	10	887,36	19,34	856,66	912,24
F6_O	10	869,27	63,34	780,46	949,54
F7_O	10	839,50	63,72	768,09	921,24
I1_O	10	0,30	0,44	-0,22	1,17
I2_O	10	-10,47	3,78	-16,58	-2,82
I3_O	10	21,26	1,85	18,12	24,29
I4_O	10	-20,33	1,72	-22,43	-17,14
I5_O	10	303,87	97,78	205,79	437,59
I6_O	10	239,85	99,39	105,21	339,52
I7_O	10	543,72	14,55	525,07	571,16
S_t2,3_O	10	1,43	0,18	1,11	1,74
S_I3,4_O	10	-1,05	0,11	-1,23	-0,93
S_t7,9_O	10	1,52	0,91	0,77	2,95
S_I5,6_O	10	1,82	1,52	0,64	4,16
td	10	0,26	0,03	0,21	0,31
tz	10	1,56	0,04	1,51	1,65

Vysvětlivky: N – neoperovaná končetina

O – operovaná končetina

$\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

Tabulka 10. Výsledky analýzy chůze u probanda č. 3

proband 3					
proměnná	počet pokusů	$\bar{x}$	s	minimum	maximum
t1_N	10	0,716	0,025	0,670	0,755
t2_N	10	0,387	0,041	0,325	0,470
t3_N	10	0,330	0,023	0,285	0,375
t4_N	10	0,127	0,014	0,105	0,145
t5_N	10	0,213	0,029	0,165	0,275
t6_N	10	0,155	0,020	0,120	0,190
t7_N	10	0,318	0,023	0,290	0,360
t8_N	10	0,542	0,033	0,495	0,585
t9_N	10	0,399	0,023	0,345	0,430
F1_N	10	19,52	4,32	12,75	27,86
F2_N	10	30,73	3,59	23,71	36,39
F3_N	10	100,30	14,18	69,60	110,44

pokračování tabulky

F4_N	10	142,97	8,08	128,42	152,63
F5_N	10	651,73	27,43	596,00	678,00
F6_N	10	758,79	15,31	729,56	776,73
F7_N	10	558,50	6,66	548,93	573,79
I1_N	10	0,74	0,21	0,49	1,28
I2_N	10	10,65	1,41	7,48	11,74
I3_N	10	16,53	2,17	12,71	19,09
I4_N	10	19,42	1,29	17,49	21,95
I5_N	10	151,37	9,20	135,56	164,39
I6_N	10	214,45	12,14	192,31	235,80
I7_N	10	365,82	8,21	356,70	383,92
S_t2,3_N	10	1,19	0,21	0,87	1,65
S_I3,4_N	10	0,86	0,14	0,58	1,02
S_t7,9_N	10	0,80	0,09	0,70	0,94
S_I5,6_N	10	0,71	0,08	0,58	0,86
t1_O	10	0,707	0,041	0,650	0,780
t2_O	10	0,376	0,032	0,325	0,430
t3_O	10	0,332	0,020	0,310	0,360
t4_O	10	0,134	0,008	0,120	0,145
t5_O	10	0,221	0,023	0,180	0,260
t6_O	10	0,171	0,020	0,145	0,205
t7_O	10	0,322	0,020	0,300	0,360
t8_O	10	0,520	0,027	0,480	0,575
t9_O	10	0,386	0,045	0,290	0,445
F1_O	10	22,56	4,59	16,32	30,58
F2_O	10	28,32	4,14	21,40	34,28
F3_O	10	99,74	9,12	86,91	114,42
F4_O	10	123,79	5,23	113,40	130,36
F5_O	10	660,02	20,58	631,82	695,11
F6_O	10	753,85	16,65	714,04	770,26
F7_O	10	534,16	15,53	503,19	554,20
I1_O	10	0,99	0,24	0,67	1,44
I2_O	10	9,22	1,98	6,85	13,50
I3_O	10	16,88	2,01	13,12	19,24
I4_O	10	15,84	1,18	14,49	17,84
I5_O	10	153,75	12,89	142,13	180,80
I6_O	10	201,11	19,52	156,15	223,23
I7_O	10	354,86	14,26	336,95	381,08
S_t2,3_O	10	1,14	0,11	0,92	1,31
S_I3,4_O	10	1,07	0,12	0,87	1,24
S_t7,9_O	10	0,85	0,15	0,67	1,24
S_I5,6_O	10	0,78	0,15	0,64	1,16
td	10	0,17	0,01	0,15	0,19
tz	10	1,26	0,06	1,18	1,37

Vysvětlivky: N – neoperovaná končetina

O – operovaná končetina

$\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

Následující tabulka 11 vyjadřuje časové, silové proměnné a impulsy sil krokového cyklu u pacientů s TEP kyčelního kloubu a porovnává výsledné hodnoty těchto proměnných mezi operovanou a neoperovanou končetinou.

Tabulka 11. Komparace výsledků analýzy chůze mezi operovanou a neoperovanou končetinou u probandů s TEP kyčelního kloubu

proměnné	proband 1				proband 2				proband 3			
	operovaná DK		neoperovaná DK		operovaná DK		neoperovaná DK		operovaná DK		neoperovaná DK	
	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
t1	0,584	0,009	0,585	0,010	0,875	0,034	0,945	0,034	0,707	0,041	0,716	0,025
t2	0,303	0,014	0,328	0,018	0,513	0,028	0,504	0,037	0,376	0,032	0,387	0,041
t3	0,282	0,009	0,257	0,022	0,362	0,033	0,441	0,037	0,332	0,020	0,330	0,023
t4	0,098	0,004	0,101	0,004	0,194	0,015	0,195	0,037	0,134	0,008	0,127	0,014
t5	0,213	0,011	0,189	0,022	0,222	0,025	0,286	0,028	0,221	0,023	0,213	0,029
t6	0,121	0,012	0,129	0,018	0,273	0,014	0,219	0,046	0,171	0,020	0,155	0,020
t7	0,278	0,012	0,278	0,010	0,489	0,111	0,450	0,144	0,322	0,020	0,318	0,023
t8	0,459	0,007	0,451	0,012	0,545	0,121	0,655	0,127	0,520	0,027	0,542	0,033
t9	0,307	0,009	0,307	0,008	0,386	0,120	0,495	0,146	0,386	0,045	0,399	0,023
F1	-54,28	7,92	41,88	4,56	-16,51	7,65	51,88	9,17	22,56	4,59	19,52	4,32
F2	31,01	5,14	-34,33	7,16	31,06	6,21	-32,58	6,28	28,32	4,14	30,73	3,59
F3	-141,38	16,02	-133,45	7,90	-101,11	7,54	-127,84	15,28	99,74	9,12	100,30	14,18
F4	136,68	9,10	125,49	7,21	133,84	7,63	171,50	9,82	123,79	5,23	142,97	8,08
F5	729,44	26,55	710,29	15,50	887,36	19,34	904,74	28,75	660,02	20,58	651,73	27,43
F6	744,62	10,83	728,05	15,18	869,27	63,34	899,75	71,34	753,85	16,65	758,79	15,31
F7	457,16	19,07	470,72	13,38	839,50	63,72	816,02	61,31	534,16	15,53	558,50	6,66
I1	-2,31	0,40	1,78	0,23	0,30	0,44	-3,11	0,75	0,99	0,24	0,74	0,21
I2	8,03	1,79	-11,49	3,01	-10,47	3,78	7,97	3,84	9,22	1,98	10,65	1,41
I3	-20,31	2,21	-19,16	1,20	21,26	1,85	27,66	1,88	16,88	2,01	16,53	2,17
I4	18,76	1,54	15,79	1,48	-20,33	1,72	-28,56	2,38	15,84	1,18	19,42	1,29
I5	151,54	7,59	150,78	4,29	303,87	97,78	294,95	120,11	153,75	12,89	151,37	9,20
I6	166,04	5,70	164,74	5,16	239,85	99,39	332,52	118,37	201,11	19,52	214,45	12,14
I7	317,58	5,02	315,51	5,34	543,72	14,55	627,47	19,44	354,86	14,26	365,82	8,21

Vysvětlivky: $\bar{x}$ – aritmetický průměr

s – směrodatná odchylka

Souhrnné výsledky analýzy mezi operovanou a neoperovanou končetinou u tří pacientů jsou uvedeny v tabulce 11. V této fázi výzkumu uvádíme u výsledků pouze základní statistické charakteristiky. Posouzení rozdílů mezi operovanou a neoperovanou končetinou není jednoznačné. Základní zhodnocení ukazuje, že jednotliví pacienti se vzájemně odlišují a lze velmi obtížně nalézt společnou charakteristiku v rozdílech mezi jednotlivými končetinami. Přibližně podobné trendy v diferencích byly zjištěny u proměnných v oblasti síly. Uvedený nález je pochopitelný, vychází z jednoduché skutečnosti, kdy pacient šetří operovanou končetinou a došlapuje opatrněji. Náznaky uvedeného trendu se objevují u F2 (korekce rovnováhy v mediolaterálním směru), u F4 (akcelerační fáze v anterioposteriorním směru), rozdíly ve velikosti I4 (silový impuls v akcelerační fázi v anterioposteriorním směru) vidíme u dvou pacientů výrazné rozdíly ve prospěch neoperované končetiny a podobně i u I7 (celkový silový impuls vertikálního směru) nacházíme stejnou tendenci. V oblasti časových proměnných charakterizující různé úrovně krokového cyklu jsou difference mezi operovanou a neoperovanou končetinou velmi nepravidelné. Výsledky naznačují, že operace postihuje především oblast silových proměnných .

Z uvedených hodnot v tabulce 11 vyplývá, že reakce pacienta s TEP kyčelního kloubu na operaci je velmi individuální a nelze z daného malého vzorku nalézt obecné tendence. To znamená, že je nutno zvětšit počet sledovaných pacientů s TEP a současně je hodnotit individuálně.

9 DISKUZE

Lidská chůze je základní motorickou dovedností člověka a je výsledkem ontogenetického vývoje a interakce s vnějším a vnitřním prostředím. Z toho je zřejmé, že lokomoční pohyby jsou společné, ale vzájemně se liší způsobem jejich provedení, které je do značné míry variabilní. Variabilitu chůze hodnotíme prostřednictvím dynamické analýzy krokového cyklu, zejména sledováním reakční síly podložky a jejich tří složek – mediolaterální, anterioposteriorní a vertikální síly, ale i impulsů sil a časových proměnných krokového cyklu. Při porovnání výsledných hodnot reakčních sil u zdravého souboru a u pacientů s TEP se studii zabývajícími se problematikou variability reakční síly, vlivu laterální preference a náhrady kyčelního kloubu zjistíme, že autoři studií používali dynamickou analýzu pohybu, jejichž výsledky byly vyhodnoceny jinými způsoby.

Studie Jordana et al. (2007) zkoumala závislost různých stupňů rychlosti na proměnné krokového cyklu a prokázala její vliv u doby trvání jednoho kroku a dvojkroku, délky jednoho kroku a dvojkroku a u impulsu síly. Korelační závislost rychlosti a zmíněných proměnných lze vyjádřit parabolickou funkcí s minimem mezi 100 % a 110 % preferované rychlosti chůze. V tomto rozmezí rychlostí je nižší síla „long range“ korelace a potvrzuje zvýšenou stabilitu a adaptabilitu jedince.

U našeho testovaného souboru byli probandi instruováni, aby procházeli po plošinách přirozenou rychlostí chůze. Statistické výsledky dokládají normální rozložení dat a koeficient reliability se přibližuje k 1,0. Ve studii (Jordan, 2004) můžeme preferovanou rychlost chůze chápat jako přirozenou rychlost chůze u našeho měřeného souboru. U doby jednoho kroku (t_1) a doby krokového cyklu (t_z) byla prokázána normalita rozložení dat a vysoká reliabilita. U impulsu vertikální složky reakční síly (I_7) byla situace podobná. Nebyly zde měřeny délky kroků, ani dvojkroků a nebyla určena korelační závislost rychlosti a parametrů chůze. V testovaném souboru byla variabilita posuzována směrodatnou odchylkou a aritmetickým průměrem jednotlivých proměnných popisujících krokový cyklus, vyšší hodnoty byly zaznamenány pro silové proměnné a impulsy sil vertikální složky reakční síly.

Hlavní záměrem diplomové práce je stanovit míru interindividuelní variability a vliv laterální preference končetiny na krokovém cyklu. Funkční asymetrii se zabývala studie Seeleyho et al. (2008) s cílem prokázat opornou funkci nedominantní končetiny a vyšší podíl dominantní končetiny na propulzi. Asymetrie dolních končetin by se v dynamické analýze chůze projevila vyšším impulsem vertikální síly (I_7) na nedominantní končetině a vyšším

impulsem anterioposteriorní síly v akcelerační fázi (I4). Nepoměr impulsů anterioposteriorní síly v akcelerační fázi mezi končetinami by se měl s vyšší rychlostí zvýraznit. Autoři studie potvrdili vyšší impuls anterioposteriorní síly v akcelerační fázi na dominantní končetině o 7 % jen v případě rychlé chůze.

Z výsledků testovaného souboru, kde byl statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou posuzován aritmetickým průměrem a směrodatnou odchylkou, vyplývá, že u impulsu vertikální složky reakční síly (I7) nebyly mezi končetinami významné rozdíly, při současné normalitě rozložení dat a vysokém koeficientu reliability. Aritmetický průměr a směrodatná odchylka nabývaly přibližně stejných hodnot. Ke stejnému výsledku jsme dospěli i u impulsu anterioposteriorní síly v akcelerační fázi krokového cyklu (I4). V našem souboru byl významně vyšší pouze impuls mediolaterální síly (I2) na dominantní končetině, která ovšem nebyla cílem výše uvedené studie. Je možné, že by výsledné hodnoty ovlivnily odlišné rychlosti chůze, ale to nebylo záměrem této práce.

Další studie Masaniho et al. (2002), která popisuje vliv rychlosti chůze na variabilitu reakční síly, označuje vrcholy křivek jako indexy vertikální síly – Fzp1, Fzp2, mediální síly – Fxp a antero-posteriorní síly – Fyp1, Fyp2. U indexů byl vypočítán variační koeficient hodnotící variabilitu reakční síly při různých rychlostech. Variabilita se zvyšovala úměrně s rychlostí u vertikální a mediolaterální síly, zatímco variabilita anterioposteriorní síly dosáhla minima při střední rychlosti. Z našich výsledů je patrný bilaterální rozdíl u vertikální složky reakční síly (F5, F6), laterální síly (F2) a u anterioposteriorní síly v brzdící fázi (F3), jejich hodnoty jsou vyšší na dominantní končetině. Reliabilita nebyla prokázána u indexu symetrie impulsu mediální síly (SI1) a nižší reliabilita byla u indexu symetrie pro maximální vertikální sílu v brzdící fázi krokového cyklu (SF5) a pro index symetrie mediální síly (SI1). Ze studie Masaniho et al. je patrná nižší variabilita u anterioposteriorní síly při střední rychlosti. Na rozdíl od autora jsme při chůzi přirozenou rychlostí získali bilaterální rozdíl a vyšší hodnotu anterioposteriorní síly v brzdící fázi (F3) na dominantní končetině.

Podle studie Giakase (1997) jsou nejvíce variabilní časové proměnné mediolaterální složky reakční síly. Tato síla byla v našem testovaném souboru zdravých osob charakterizována silovými proměnnými F1, F2 a impulsy síly I1, I2 a dobou jednoho kroku (t1). U těchto proměnných byla prokázána normalita rozložení dat s vysokou mírou reliability. Sporná situace nastala v indexech symetrie SI1, kde nebyla prokázána reliabilita a u indexu symetrie (SF1) byl nízký koeficient reliability. Porovnáme-li rozdíly mediolaterální složky mezi končetinami u proměnných se statisticky významným rozdílem, zjistíme vyšší směrodatnou odchylku pro maximální laterální sílu (F2) a dobu jednoho kroku na dominantní

končetině, nedominantní hodnota bude mít vyšší hodnoty směrodatné odchylky u impulsu síly (I2). Doba jednoho kroku (t1) má vyšší směrodatnou odchylku na dominantní končetině.

Součástí diplomové práce jsou i tři kazuistiky pacientů po implantaci TEP kyčelního kloubu, kteří podstoupili vyšetření chůze dynamickou analýzou. Porovnali jsme výsledky se studií McCroryho et al.(2001). Autoři této studie porovnávali vertikální složku reakční síly zdravého souboru a jedinci s TEP kyčelního kloubu. Ve statistickém zpracování pracovali s průměrnými hodnotami a vypočítanými indexy symetrie. Zjistili, že maximální hodnoty vertikální síly v brzdící (F5) a v akcelerační (F6) fázi krokového cyklu, rychlost zatížení, impuls vertikální síly (I7) a doba stojné fáze (tedy doba jednoho kroku t1), byla na operované končetině významně nižší, zatímco doba dosažení maximální hodnoty vertikální síly v brzdící fázi (t6) byla na operované končetině delší.

Při porovnávání uvedených výsledků proměnných krokového cyklu s případovými kazuistikami jsme zjistili, že výsledky studie potvrzovaly všechny hodnoty pouze u probanda č. 2, u probanda č. 3 s výjimkou maximální síly vertikální složky v brzdící fázi krokového cyklu (F5) a výsledné hodnoty posledního probanda tuto studii nepotvrzovaly v žádném z parametrů. V naší analýze se nehodnotila rychlost zatížení dolní končetiny.

Autoři studie zvažují jako jeden z důvodů pooperační asymetrie chybějící kloubní proprioreceptory operované končetiny, tím se stává neoperovaná končetina stabilnější. Studie Ishiiho et al. (1999), která porovnávala kloubní propriorecepci u pacientů s TEP kyčelního kloubu a s cervikokapitální náhradou („hemiarthroplasty“) prostřednictvím elektrogoniometru, nepotvrdila mezi nimi žádný rozdíl. Podle jejich výsledků má větší vliv na propriorecepci kloubu svalová vřeténka a šlachová tělíska.

V teoretické části diplomové práce je představena funkce dolní končetiny v jednotlivých fázích krokového cyklu, které jsou vysvětleny v kineziologických i biomechanických souvislostech. V terminologii a členění fází krokového cyklu se mohou autoři odlišovat. Z hlediska výdeje energie u lokomočních pohybů jsou důležité kineziologické aspekty chůze, které oplošťují výchylky těžiště a podmiňují energetickou efektivnost pohybu. Jestliže je některá část pohybového systému postižena, odráží se to v přetěžování dalších struktur a zvýšením energetických nároků chůze.

V současné době se snažíme najít způsob jak objektivně hodnotit motorické činnosti člověka s cílem posuzovat, zda se v jejich plánování, provedení a uskutečnění daného pohybu neobjevuje projev patologie. Hodnocení pohybu v rehabilitaci je značně ovlivněno subjektivním vnímáním a významnou roli sehrává i praktické zkušenosti fyzioterapeuta. Jak

bylo uvedeno výše, chůze je jedním z nejčastějších motorických činností a jako taková patří k důležitým ukazatelům soběstačnosti člověka.

Hlavním přínosem diplomové práce je soubor hodnot proměnných krokového cyklu u zdravých osob při použití dynamické analýzy chůze. Na základě porovnávání dolních končetin z hlediska časových a silových proměnných můžeme posoudit, zda je krokový cyklus symetrický, či nikoliv. Výsledky našeho měření ukazují na značné rozdíly u těchto hodnot mezi končetinami. Můžeme tedy říci, že krokový cyklus u zdravých osob není zcela symetrický.

U zdravých osob bychom předpokládali fyziologický stereotyp chůze, který by se projevoval symetrií pohybu. Podle některých studií není asymetrie v chůzi znakem patologie, ale odlišnou funkcí dolních končetin spojenou s laterální preferencí končetiny. Dominantní končetina se podílí z vyšší části na propulzi končetiny. Nedominantní končetina hraje významnou roli při zajištění dostatečné opory těla. V testovaném souboru zdravých osob se laterální preference projevila ve prospěch dominantní končetiny u silových proměnných, u nedominantní končetiny tomu bylo v případě časových proměnných.

V dnešní době se čím dál častěji objevuje názor, že fyziologická funkce pohybové a nervové soustavy podmiňuje variabilitu vykonávaného pohybu, tedy že je ovlivněna psychikou jedince, únavou, ale i stavbou skeletu, zapojování svalů při chůzi apod. Variabilita motorických funkcí ve fyziologické míře umožňuje organismu reagovat a adaptovat se na změněné podmínky. S jistou variabilitou pohybu se setkáme v ontogenetickém vývoji, kde významnou roli hraje schopnost motorického učení společně s působením vnějšího prostředí dítěte. Obecně, je způsob chůze pro všechny stejný, ale existují patrné individuální odchylky pro nás charakteristické. Z toho vyplývá, že jistá asymetrie pohybu by měla být chápána jako fyziologická. Do jaké míry lze brát variabilitu chůze jako fyziologický jev nebylo záměrem této práce.

Z výsledných hodnot jednotlivých proměnných krokového cyklu dostáváme referenční hodnoty dynamické analýzy chůze pro zdravé osoby, které nám umožňují porovnávání výsledků s pacienty s TEP kyčelního kloubu. Z analýzy chůze pacientů s TEP vyplývá, že i zde jsou nepravidelné rozdíly mezi pacienty.

Když bychom porovnávali významné rozdíly společné pro pacienty s TEP a u zdravého souboru, našli bychom rozdíly v hodnotě silové proměnné F2. Zdravý soubor by měl vyšší hodnoty této síly na dominantní končetině, která je u většiny z nás pravá. U pacientů s TEP by byla hodnota síly větší na neoperované končetině. Tato silová proměnná působí v mediolaterálním směru a je významná pro korekci rovnováhy. Z vyšších hodnot

můžeme soudit lepší schopnost vyrovnat se s dopadem paty na podložku na dominantní, příp. neoperované končetině.

Závěrem je třeba shrnout, že základní data u zdravých osob pokládáme za referenční hodnoty, které nám pomohou při vyšetřování patologických odchylek u pacientů. Z výsledků vyplývá, že krokový cyklus u zdravých osob není symetrický. Analýza pacientů s TEP naznačuje taky rozdíly zejména v časových proměnných. Silové proměnné vykazují pravidelnější rozdíly. Je zřejmé, že v budoucnu bude nutné sledovat větší soubor pacientů s TEP a současně hodnotit individuálně.

V rehabilitaci se velmi často setkáváme s pacienty, u kterých se zaměřujeme na reedukaci chůze, proto je třeba na začátku terapie objektivně zhodnotit schopnost chůze a v průběhu terapie ji vyšetřit. Využití metod dynamické analýzy chůze může pomoci zefektivnit terapii a lépe vyjádřit její přínos.

ZÁVĚR

Na základě zjištěných výsledků lze konstatovat:

- byly získány základní data u souboru zdravých osob, která považujeme za referenční soubory informující o krokovém cyklu v oblasti dynamické analýzy pohybu,
- analýza rozdílu mezi dominantní a nedominantní končetinou ukázala na statisticky významné difference u některých časových a silových proměnných. Ukazuje se, že také krokový cyklus zdravých osob není ve všech aspektech symetrický,
- analýza symetrie krokového cyklu u pacientů s TEP prokázala nepravidelné a nesystematické difference především časových proměnných. U silových proměnných se v náznacích objevily pravidelnější rozdíly mezi operovanou a neoperovanou končetinou. Pro další analýzu je nutné zvětšit počet sledovaných pacientů s TEP a hodnotit je individuálně.

SOUHRN

Diplomová práce se zaměřuje na dynamickou analýzu chůze u souboru zdravých osob. Výzkumu se zúčastnily zdravé ženy ($n=28$) ve věku 22 – 28 let bez poškození pohybového aparátu. U každé osoby bylo naměřeno 15 pokusů, jejichž výsledky se dále statisticky zpracovávaly. Jednoduchým testem byla zjištěna laterální preference dolní končetiny. Před vlastním měřením si jednotlivé osoby chůzi po plošinách vyzkoušeli a označili si svůj výchozí bod. Po celou dobu měření byl kontrolován korektní kontakt chodidla s plošinou. K záznamu reakčních sil v mediolaterálním, anterioposteriorním a vertikálním směru byly použity dvě dynamometrické plošiny typu KISTLER a dynamická analýza se provedla podle standardního programu.

Výsledky analýzy představují referenční hodnoty v oblasti dynamické analýzy pohybu a zabývají se časovými a silovými proměnnými krokového cyklu. Při analýze rozdílů mezi dominantní a nedominantní končetinou se projevila v některých časových a silových proměnných výrazná diference. Z toho vyplývá, že u zdravých osob není krokový cyklus ve všech aspektech zcela symetrický.

Hlavním cílem práce bylo získání souboru referenčních hodnot, který nám umožňuje porovnávat patologické odchylky v chůzi s daty zdravých osob. V uvedených kazuistikách pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu jsme porovnávali rozdíly mezi operovanou a neoperovanou končetinou. Zjistili jsme nepravidelné a nesystematické rozdíly zejména v časových proměnných. U silových proměnných nabývaly rozdíly mezi končetinami pravidelnější tendenci. Můžeme tedy shrnout, že je nutno zvětšit počet sledovaných pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu a současně hodnotit individuálně. Získaná data nám mohou pomoci při vyšetřování patologických odchylek chůze u pacientů.

V rehabilitaci je jedním z cílů terapie obnovení správného stereotypu chůze. Je zřejmé, že na začátku terapie je důležité vyšetření pacienta, které je do značné míry ovlivněno subjektivním vnímáním a zkušeností terapeuta. Využití metod dynamické analýzy chůze může objektivně zhodnotit schopnost chůze, pomoci v hodnocení stavu pacienta v průběhu terapie a na základě výsledků dynamické analýzy chůze můžeme posoudit efekt terapie.

SUMMARY

The diploma thesis focuses on dynamic gait analysis in a set of healthy individuals. The survey included healthy females (n=28), aged 22 – 28, without any locomotive system disorders. Each person underwent 15 experimental measurements, whose results were statistically processed. Lateral preference of a lower extremity was determined through a simple test. Prior to the measurement itself, individuals had tried walking on the platforms and identified their initial point. Correct contact of foot soles with the platform was monitored throughout the measurement. Two dynamometric platforms of KISTLER type were used to record reaction forces in mediolateral, anteroposterior and vertical direction, and dynamic analysis was performed using a standard programme.

The results of analysis represent reference values in the sphere of dynamic analysis of motion and they are related to the time and force variables of the step cycle. The analysis of differences between the dominant and non-dominant extremity has shown significant differences in some of the time and force variables. This implies that the step cycle in healthy people is not absolutely symmetrical in every aspect.

The main purpose of the thesis was to obtain a set of reference values that would enable us to compare pathologic gait deviations with the data obtained from healthy individuals. Within the above mentioned case studies in patients with total hip replacement we compared the differences between the operated and the non-operated limb. Irregular and non-systematic differences were found, especially in time variables. As regards the force variables, the differences between limbs have shown a more regular tendency. Therefore, it can be concluded that it is necessary to increase the number of studied patients with total hip replacement and assess them individually. The acquired data may help us in the examination of pathological gait deviations in patients.

One of the therapeutic targets in rehabilitation is the restoration of the correct gait stereotype. It is obvious that patient examination at the beginning of therapy is necessary, which is to a great extent affected by subjective perception and experience of the therapist. Using the method of dynamic gait analysis we can objectively assess the gait ability, better evaluate the patient's status during therapy, and using the results of dynamic gait analysis we can assess the effect of therapy.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous. (2001). *Výhoda, rizika potencionální komplikace*. Retrieved 22. 3. 2010 from World Wide Web: <http://www.orthes.cz/types.htm>.
- Anonymus. (2008). *Resurfacing kyčle*. Retrieved 26. 3. 2010 from <http://www.lekari-online.cz/ortopedie/zakroky/kycel-resufacing>.
- Ayyappa, E. (1997a). Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concept and Terminology, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 9, 10 – 17. Retrieved 21. 7. 2009 from World Wide Web: http://www.oandp.org/jpo/library/1997_01_010.asp.
- Ayyappa, E. (1997b). Normal Human Locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity, *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 9, 49 – 61. Retrieved 25. 7. 2009 from World Wide Web: http://www.oandp.org/jpo/library/1997_02_049.asp.
- Bennett, D., Ogonda, L., Elliott, D., Humphreys, L. & Beverland, D., E. (2006). Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: A prospective blinded study. *Gait & Posture*, 23, 374 – 382. Retrieved 14. 12. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Čech, O., & Džupa, V. (2004). *Revizní operace náhrad kyčelního kloubu*. Praha: Galén.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12 – 17.
- Džupa, V. (2006). Revizní endoprotetika kyčelního kloubu. *Sanquis*, 46, 24. Retrieved 15. 12. 2009 from World Wide Web: <http://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=art227>.
- Farrel, Ch., Springer, B., Haidukewych, G., & Morrey, B (2005). Motor Nerve Palsy Following Primary Total Hip Arthroplasty. *Journal of bone and joint surgery*, 87, 2619 – 2627. Retrieved 5. 1. 2010 from Google scholar on the World Wide Web: <http://www.ejbjs.org/cgi/content/abstract/87/12/2619>.
- Gallo, J., Havránek, V., Zapletalová, J., & Mandát, D. (2006). Měření otěru polyetylenových jamek TEP kyčelního kloubu univerzálním měřicím mikroskopem. *Acta chirurgie orthopaedicae et traumatologie čechos.*, 73, 28 – 33. Retrieved 15. 2. 2010 from World Wide Web: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=18>.
- Giakas, G., Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5, 189

- 197. Retrieved 5. 1. 2010 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M., G., & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis, methodologies and clinical applications*. Amsterdam. IOS Press.
- Harbourne, R., T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89, 267 – 279. Retrieved 11. 12. 2010 from World Wide Web: <http://physicaltherapyjournal.org/content/89/3/267.full.pdf+html>
- Ischii, Y., Tojo, T., Terajima, K., Terashima, S., & Bechtold, J., E. (1999). Intracapsular components do not change hip proprioception. *Journal of bone and joint surgery*, 81, 345 – 349. Retrieved 30. 12. 2009 from World Wide Web: <http://web.jbjs.org.uk/cgi/reprint/81-B/2/345.pdf>.
- Janiček, P. (2001). *Ortopedie*. Brno: Masarykova univerzita.
- Jordan, K., Challis, J., H., & Newell, K., M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*, 26, 128 – 134. Retrieved 5. 1. 2010 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Kiyama, T., Naito, M., Shinoda, T., & Maeyama, A. (2009). Hip Abductor Strength After Total Hip Arthroplasty Via the Laterál and Posterolateral Approaches. *The Journal of Arthroplasty*, 0, 1 – 5. Retrieved 14. 12. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kubeš, J., Landor, A., Podškubka, M., Majerníček, M., & Včelák, J. (2009). Totální endoprotéza kyčelního kloubu MIS – AL přístupu – porovnání se standardním anterolaterálním přístupem. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et traumatologiae czechosl.*, 76, 288 – 294. Retrieved 20. 11. 2009 from World Wide Web: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=301>.
- Masani, K., Kouzaki, M., Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92, 1885 – 1890. Retrieved 27. 12. 2010 from World Wide Web: <http://jap.physiology.org/content/92/5/1885.full>.
- Matsuda, K., Nakanuta, S., & Matsushita. (2006). A simple method to minimize limb – length discrepancy after hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica*, 77, 375 – 379. Retrieved 5. 1. 2010 from Google scholar on the World Wide Web: <http://informahealthcare.com/doi/pdf/10.1080/17453670610046280>.

- McCrory, J., L., White, S., C., & Lifeso, R., M. (2001). Vertical ground reaction force: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait & Posture*, 14, 104 – 109. Retrieved 14. 12. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Neumann, D., A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundation for Physical rehabilitation*, St. Louis, Mo.
- Pokorný, D., Šlouf, Z., Horák, Z., Jahoda, D., Entlicher, G., Eklová, S., & Sosna, A. (2006). Metodika sledování distribuce otěrových částic UHMWPE v okolních tkáních u TEP kyčelního kloubu. *Acta chirurgie orthopaedicae et traumatologie čechos.*, 73, 243 – 250. Retrieved 15. 2. 2010 from World Wide Web: http://www.achot.cz/dwnld/0604_243.pdf.
- Quesada, M.,J., Marker, D., R. & , Mont, M., A. (2008). Metal-on-metal Hip Resurfacing, advantages and disadvantages. *The Journal of Arthroplasty*, 23, 69 – 73. Retrieved 14. 12. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2001). Ground reaction: intrinsic and extrinsic variability assessment and related method for artefact treatment. *Journal of Biomechanics*, 34, 363 – 370. Retrieved 5. 1. 2010 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Rose, J., & Gamble, J., G. (2006). Human walking. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able – bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, 34 – 45. Retrieved 5. 1. 2010 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Seeley, M., K., Umberger, B., R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture*, 28, 24 – 28. Retrieved 5. 1. 2010 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Sosna, A. (2005). *Operační přístupy ke skeletu končetin, pánve a páteře*. Praha: Triton.
- Sosna, A., Krbec, M., Pokorný, D., & Vavřík, P. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Sosna, A., Pokorný D., & Jahoda, D. (2003). *Náhrada kyčelního kloubu*. Praha: Triton.
- Sutherland, D., H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14, 61–70. Retrieved 17. 11. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Štipčák, V., Hart, R., & Kučera, B. (2006). Zkušenosti s navigací jamky TEP kyčelního kloubu při posterolaterálním miniinvazivním přístupu. *Acta chirurgie orthopaedicae et*

- traumatologie čechos.*, 73, 350 – 352. Retrieved 15. 2. 2010 from World Wide Web: http://www.achot.cz/dwnld/0605_350.pdf.
- Švajgl, J. (2006). *Motorická lateralita*. Retrieved 29. 12. 2010 from World Wide Web: http://www.bodybuilding.cz/svajgl/motoricka_lateralita.html.
- Tošnerová, V. (2002). *Movement analysis in a clinical practice*. Praha: Galén.
- Trojan, S., Votava, J., Druga, R., & Pfeiffert, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologie pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92 – 98.
- Vařeka, I. (2006). Alternativní pohled na původ a povahu motorických vzorů. In. Smékal, D., & Urban, J. (Ed.), *Sborník abstraktů I. absolventská konference Katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury*. Olomouc.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 94 – 102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc:Univerzita Palackého.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Weber, M. (1997). Abductor Avulsion After Primary Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 12, 202 – 206. Retrieved 14. 12. 2009 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/>.
- Whittle, M., W. (1996). *Gait analysis: as an introduction*. Oxford: Butterworth – Heinemann.