

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KOLENNÍHO KLOUBU NA DYNAMICKÉ PARAMETRY CHŮZE

Diplomová práce

Autor: Bc. Nela Valuchová

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

Fyzioterapie

OLOMOUC 2019

Jméno a příjmení autora: Nela Valuchová

Název diplomové práce: Vliv totální endoprotézy kolenního kloubu na dynamické parametry chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: Předkládaná diplomová práce se v teoretické části zaměřuje na artrózu kolenního kloubu, degenerativní onemocnění kloubů představující výrazný socioekonomický problém dnešní populace. Cílem této práce bylo zhodnotit vliv totální endoprotézy kolenního kloubu na dynamické parametry chůze u pacientů s gonartrózou. Výzkumný soubor tvořilo celkem 10 osob, 7 žen a 3 muži. Průměrný věk všech zúčastněných byl $68,8 \pm 6,81$ roku. U probandů byla diagnostikována gonartróza II. až III. stupně podle RTG dle Kellgrena a Lawrence. K porovnání získaných hodnot dynamických parametrů před a po operaci byl použit Wilcoxonův párový test a pro srovnání zdravé a operované končetiny Mann Whitney test. Z výsledků vyplývá, že u probandů po implantaci totální endoprotézy došlo ke zvýšení impulzu vertikální složky reakční síly podložky ve stojné fázi chůze v porovnání se stavem před operací. Doba trvání stojné fáze byla po operaci na postižené ($p=0,013$) i nepostižené ($p=0,028$) končetině významně kratší, což svědčí o dynamičtější provedení chůze.

Klíčová slova: kolenní kloub, gonartróza, totální endoprotéza, biomechanika, chůze

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Nela Valuchová

Title of the master thesis: Influence of Total Endoprosthesis of the Knee Joint on Dynamic Parameters of Gait

Department: Department of natural sciences in kinanthropology

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2019

Abstract: This presented diploma thesis focuses in its theoretical part on arthrosis of the knee joint, degenerative joint disease representing a significant socio-economic issue of the present population. The target of this work was to evaluate influence of total endoprosthesis of the knee joint on dynamic parameters of gait in patients suffering from gonarthrosis. The group under the research consisted of 10 persons, 7 women and 3 men. Their average age was $68,8 \pm 6,81$ years. Gonarthrosis of the II – III grade was diagnosed in probands by Kellgren and Lawrence RTG. In order to compare the obtained values of dynamic parameters before and after the operation, the Wilcoxon pair test was applied and for comparison of the healthy and operated limb the Mann Whitney test. The results show that in probands after total endoprosthesis there was an increased impulse of vertical element of reaction force plate in the stance phase of gait in comparison with the condition before the operation. The duration of the stance phase after the operation was on the operated limb ($p=0,013$) and non-operated limb ($p=0,028$) significantly shorter, which suggests a more dynamic performance of gait.

Keywords: knee joint, gonarthrosis, total endoprosthesis, biomechanics, gait

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za trpělivost, ochotu a cenné rady, které mi poskytl při vedení a zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Zdeňku Svobodovi za pomoc při statistickém zpracování dat.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	SYNTÉZA POZNATKŮ.....	10
2.1	Articulatio genus	10
2.1.1	Kloubní plochy	10
2.1.2	Menisky	10
2.1.3	Kloubní pouzdro	11
2.1.4	Nitrokloubní vazy	12
2.2	Kineziologie kolenního kloubu	13
2.3	Biomechanika kolenního kloubu.....	15
2.4	Artróza.....	16
2.4.1	Gonartróza	18
2.4.2	Rizikové faktory	18
2.4.3	Příznaky	18
2.4.4	Diagnostika	19
2.4.5	Možnosti terapie	19
2.5	Totální endoprotéza kolenního kloubu.....	21
2.5.1	Typy endoprotéz kolenního kloubu	22
2.6	Terapie.....	23
2.6.1	Předoperační fáze.....	23
2.6.2	Pooperační fáze.....	24
2.6.3	Komplikace	25
2.7	Krokový cyklus	26
2.7.1	Fáze krokového cyklu	28
2.8	Dynamická analýza chůze.....	30
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	34
3.1	Cíle	34
3.2	Hypotézy	34
4	METODIKA	35
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	35
4.2	Metoda měření	35
4.3	Průběh měření	36

4.4	Zpracování výsledků	36
5	VÝSLEDKY	38
5.1	Výsledky k hypotéze H_{01}	39
5.2	Výsledky k hypotéze H_{02}	40
5.3	Výsledky k hypotéze H_{03}	40
6	DISKUZE	41
6.1	Diskuze k limitům práce	44
7	ZÁVĚR	45
8	SOUHRN	46
9	SUMMARY	47
10	REFERENČNÍ SEZNAM	48
11	PŘÍLOHY	54

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AP	anteroposteriorní
BMI	body mass index
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LCP	ligamentum cruciatum posterius
lig.	ligamentum
m.	musculus
ML	mediolaterální
mm.	musculi
OA	osteoarthróza
TEP	totální endoprotéza
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub

1 ÚVOD

Chůze je nejstarším pohybovým stereotypem pro lokomoci člověka. Jedná se o střídavý cyklický pohyb dolních končetin se souhyby celého těla ve vzpřímené poloze. Základním hybným aparátem člověka, sloužícím k lokomoci jsou dolní končetiny, které nesou hmotnost těla a jsou přizpůsobeny gravitaci (Novák, 2018).

Množství nemocných s osteoartrózou (OA) v celosvětovém měřítku roste, což je dáno demografickým vývojem, stárnutím populace a ve velké míře také poměrně vysokým procentem obyvatel s nadváhou či obezitou. Degenerativní onemocnění kolenního kloubu představují výrazný socioekonomický problém dnešní aktivní populace. Uvádí se, že artróza je ve 20 % důvodem návštěvy ordinace praktického lékaře. Výskyt osteoartrózy v populaci stoupá s věkem – ve věku nad 75 let je jí postiženo více než 80 % populace (Holubová, Pilný, Remr, Švarc, & Macková 2017; Horčíčka, 2004; Martinek, Hrazdira, Krupa, Řezaninová, & Tomáš, 2018). Nejčastěji postiženými klouby jsou kolenní 24% a kyčelní 11 % (Pavelka, 2015).

Důležitá je včasná diagnostika, která je základem správného vyhodnocení klinického obrazu a morfologických změn. Charakteristická je absence celkových příznaků, příznaky jsou omezeny na konkrétní kloub. Ze subjektivních příznaků dominuje bolest, nejdříve intermitentní, zhoršující se zátěží, při chůze v terénu, či schodech. S postupem onemocnění se přidává bolest klidová. Léčbu indikuje ortoped či revmatolog. U starší populace je alopastika kloubu relativně velmi úspěšná metoda řešení degenerativních změn kloubu (Horčíčka, 2004; Martinek, Hrazdira, Krupa, Řezaninová, & Tomáš, 2018). Totální endoprotéza je rozšířenou a velice efektivní operací. Při správné přípravě pacienta, implantaci i doléčení dochází ke zlepšení zdravotního stavu a zvýšení kvality života. Za zcela optimálních okolností umožňují pacientům nejen návrat do zaměstnání, ale i možnost sportovního vyžití (Příkryl, Selucký, & Fialová, 2009).

Vzhledem k častému výskytu a závažnosti onemocnění je podstatné se věnovat objektivnímu posouzení chůze. Diplomová práce zjišťuje, k jakým změnám chůze dochází u osob s gonartrózou před a po totální endoprotéze kolenního kloubu. Sleduje změnu stereotypu chůze pomocí dynamické analýzy.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 *Articulatio genus*

Kolenní kloub je největším kloubem lidského těla. Jedná se o složený kloub, kde se stýká femur, tibia a patela. Mezi femurem a tibií jsou vloženy kloubní menisky (Čihák, 2011; Trnavský, Rybka et al., 2006).

2.1.1 Kloubní plochy

Condyli femoris fungují jako kloubní hlavice. Facies articularis superior kondylů tibie, její dvě kloubní plochy spolu s menisky fungují jako kloubní jamky. Facies articularis patellae se dvěma fasetami a facies patellaris femoris jsou další styčné plochy kostí kolenního kloubu. Kontakt mezi kondyly femuru a tibií je prakticky v horizontální rovině. Tibie při stožení míří svisle distálně, zatímco tělo femuru je od vertikály odkloněno – s osou tibie svírá úhel zevně otevřený. Fyziologický abdukční úhel je 170° - 175° . V klinické praxi se pro stanovení odklonu femuru používá na místo tupého abdukčního úhlu jeho doplňující úhel do vertikály, označovaný jako Q - úhel (Čihák, 2011).

Condyli femoris jsou oblé při předozadním pohledu; v bočním pohledu se jejich zakřivení směrem dozadu spirálovitě stupňuje. Laterální kondyl se nachází v sagitální rovině. Mediální kondyl se k laterálnímu kondylu zezadu dopředu přibližuje v charakteristickém zakřivení; laterální kondyl vyčnívá dále dopředu (Čihák, 2011).

Condyli tibiae mají facies articulares téměř ploché, mediální styčná plocha je předozadně protáhlá a mírně vyhloubená, laterální styčná plocha je kruhovitá, menší a téměř rovná (Čihák, 2011).

Zakřivení kondylů femuru jsou větší a neodpovídají tvaru plošek tibie. Z tohoto důvodu se femur v každé poloze stýká vždy jen s malými okrsky tibie. Většinu styčné plochy pro femur představují menisky (Čihák, 2011).

Patella je přiložena k patelární ploše stehenní kosti. Do kloubu je připojena zadní plochou, která je pokryta silnou vrstvou chrupavky (Čihák, 2011).

2.1.2 Menisky

Meniscus medialis et lateralis jsou vazivové chrupavky. Liší se tvarem a velikostí, odpovídají kloubním plochám na tibií. Na vnějším obvodu jsou vyšší,

na vnitřním obvodu jsou velmi tenké. Cípy menisků se upínají na tibií do area intercondylaris anterior et posterior. Obvod menisků je připojen ke kloubnímu pouzdru. Při pohybech kloubu se menisky posunují ze základní polohy dozadu a zpět, přičemž současně mění tvar, větší rozsah pohybů vykonává meniskus laterální (Čihák, 2011).

Laterální meniskus je svým zadním obvodem spojen s m. popliteus a je tedy ve své poloze a tvaru ovlivňován i stahy tohoto svalu. Mediální meniskus je prostřednictvím kloubního pouzdra spojen se zadní částí vnitřního kolaterálního vazy, proto je i méně pohyblivý, je však také ve své dorsomediální části prostřednictvím kloubního pouzdra spojen s přední částí úponové šlachy musculus (dále m.) semimembranosus a tedy ovlivňován také pohyby tohoto svalu. Održení menisků od kloubního pouzdra způsobí jejich uvolnění a možnost uskřínutí mezi kloubními plochami (Čihák, 2011).

Menisky jsou důležité pro správnou funkci kolenního kloubu. Zkvalitňují kongruenci kloubních ploch, přispívají ke stabilitě kloubu a tlumí nárazy (Dungl et al., 2014).

2.1.3 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro je velmi prostorné. Upíná se na tibií a na patelu při okrajích kloubních ploch, na femuru o něco dále od kloubních ploch. Pouzdro vynechává epikondyly femuru, kam jsou připojeny svaly a vazy. Recessus suprapatellaris je záhyb, jímž se pouzdro vpředu vyklenuje nad patelu. Bursa suprapatellaris (subtendinea) je tíhový váček na recessus suprapatellaris. Zpravidla splývá s recessus suprapatellaris a tím jej zvětšuje (Čihák, 2011; Trnavský, Rybka et al., 2006).

M. articularis genu je samostatný štíhlý sval pod m. quadriceps femoris, od kterého je v průběhu vývoje oddělený; sestupuje od přední strany femuru k recessus suprapatellaris kloubního pouzdra a při pohybech napíná pouzdro a táhne je vzhůru, čímž zabraňuje jeho uskřínutí mezi kloubní plochy (Čihák, 2011).

Zesilující vazivový aparát kolenního kloubu tvoří ligamenta (dále lig.) kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy spojující femur s tibií (Čihák, 2011).

Šlacha m. quadriceps femoris je připojená na patelu. Pokračováním šlachy m. quadriceps femoris od pately na tuberositas tibiae je lig. patellae, kde je zanořen hrot pately – retinacula patellae (Čihák, 2011).

Lig. patellae společně s m. quadriceps femoris, patellou a jejím závěsným aparátem (retinaculum patellae) tvoří extenční aparát kolenního kloubu, což má velký význam pro stabilitu patelly a biomechaniku femoropatelního skloubení (Dungl et al., 2014, Trnavský, Rybka et al., 2006).

Lig. collaterale tibiale et fibulare jsou postranní vazy, jdoucí od příslušného epikondylu femuru na tibií (tibiální vaz) na hlavičce fibuly (fibulární vaz). Postranní vazy zajišťují stabilitu kolena při extenzi kloubu, kdy jsou maximálně napjaty a při průběhu pohybu do částečné flexe (Čihák, 2011).

2.1.4 Nitrokloubní vazy

Zkřížené vazy jsou dva silné vazivové pruhy navzájem se křížící, uložené mezi synoviální a fibrózní vrstvou kloubního pouzdra. Ligamenta cruciata genus – zkřížené vazy kolenní spojující femur a tibií. Lig. cruciatum anterius (dále LCA) jde od vnitřní plochy laterálního kondylu femuru do area intercondylaris anterior tibie. Lig. cruciatum posterius (dále LCP) je rozepjato od zevní plochy vnitřního kondylu femuru do area intercondylaris posterior tibie a zadem kříží přední zkřížený vaz. Zkřížené vazy zajišťují pevnost kolena, zejména při ohnutí, kdy se napínají. Omezují též vnitřní rotaci v kloubu tím, že se na sebe navíjejí. Napjaté LCA táhne bérce do mírné zevní rotace (Čihák, 2011; Trnavský, Rybka et al., 2006).

Lig. transversum genus propojuje vpředu napříč menisky. Je zabudováno v kloubním pouzdra a v tukové plica alaris (Čihák, 2011).

Lig. meniscofemorale posterius a lig. meniscofemorale anterius fixují zadní cíp laterálního menisku, jdou z něho po zadní a přední straně zadního zkříženého vazy k vnitřnímu kondylu femuru (Čihák, 2011).

Dutina kloubní je prostorná, komplikovaného tvaru. Synoviální membrána totiž nevystýlá pouzdro rovnoměrně, ale od zadní strany pouzdra jde po obou stranách zkřížených vazů dopředu, připojena na tibií a do fossa intercondylaris femoris. Vytváří tak jakousi střední sagitální přepážku kloubu, jejíž přední část pokračuje jako řasa – plica synovialis patellaris – před předním zkříženým vazem od fossa intercondylaris femoris šikmo dopředu dolů, pod hrot pately – zde se rozbíhá do stran ve vodorovné, dozadu členité synoviální řasy – plicae alares. Plicae alares jsou vyztuženy průběhem lig. transversum genus a tukovým polštářem, který zasahuje ještě dále dopředu

do pouzdra jako corpus adiposum infrapatellare, též označováno jako Hoffovo těleso (Čihák, 2011).

V okolí kolenního kloubu je několik burz, z nichž některé mohou komunikovat s kloubní dutinou. Bursae mucosae se při kolenním kloubu vyskytují v místech tlaku a tření (Čihák, 2011; Trnavský, Rybka et al., 2006).

2.2 Kineziologie kolenního kloubu

Kloub kolenní je největší a nejsložitější kloub v lidském těle (Kolář et al., 2012). Nedoma et al. (2006) označují kolenní kloub zároveň jako nejzatěžovanějším kloub v lidském těle. Pohyb v kolenním kloubu je kombinací valivého pohybu, rotací a posunů.

Čihák (2011) udává, že při extenzi jsou napjaty postranní vazy a všechny vazivové útvary na zadní straně kloubu; femur, menisky a tibie pevně vzájemně naléhají. Tento stav se označuje jako „uzamknuté koleno“. Základní pohyb je flexe a zpětná extenze.

Geometrické poměry kloubních ploch, kloubní vazy a menisky automaticky přidružují k flexi a extenzi další souhyby, takže pohyb z flexe do extenze a zpět je dosti složitý a probíhá takto:

1. Počáteční rotace, při níž se tibie otáčí dovnitř, je spojena s flexí v prvních 5° pohybu. Osa této rotace jde z hlavice femuru do středu laterálního kondylu, takže laterální kondyl se otáčí, mediální kondyl se posouvá. Počáteční rotací se uvolní lig. cruciatum anterius. Tento pohyb se označuje jako „odemknutí kolene“.
2. Valivý pohyb uskutečňuje flexi po počáteční rotaci a probíhá v meniskofemorálních kloubech – femur se valí po plochách tvořených tibií a menisky.
3. Posuvný pohyb dokončuje flexi. V konečné fázi flexe, kdy pro stále větší zakřivení zadních částí kondylů femuru je zmenšena plocha jejich styku s tibií mění menisky kolem femuru svůj tvar a spolu s kondyly se posouvají po tibií dozadu. Konečná fáze flexe je tedy spojena s „posuvným“ pohybem v kloubu meniskotibiálním. Při extenzi probíhá celý děj opačně – extenze začíná posuvným pohybem dopředu, pokračuje valivým pohybem femuru po kondylech a končí „závěrečnou rotací“ tibie zevně.

Při flexi zajišťují pohyb kolena zkřížené vazy, které brání nežádoucím posuvným pohybům (Kolář et al., 2012).

Při chůzi, doskocích a jiných silových okamžicích působících na KOK je důležitá funkce okolních svalů (mediální a laterální hamstringy, m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius) pro stabilizace kloubu a jeho zapojení do kinematického řetězce celé dolní končetiny (Novák, 2018).

Rozsah flexe KOK je 130-160°. Z toho ovšem lze flexi provést aktivně maximálně do 140°, neboť při dosažení tohoto úhlu na sebe nalehnou svalové hmoty stehna a lýtky a pohyb nemůže aktivně pokračovat; zbývajících 20° flexe lze provést pasivně (Kolář et al., 2012).

Extenze může po dosažení základního postavení a „uzamknutí“ kloubu ještě pokračovat o asi 5° do tzv. hyperextenze. Ta může být výjimečně i větší, u zdravého kloubu by však neměla přesáhnout 15°. Patella při flexi klouže distálně, při extenzi proximálně. Zajištění kloubu v extenzi působí tah kolaterálních vazů. Sdružené rotace jsou rotace počáteční a rotace závěrečná. Samostatné rotace – vnitřní a zevní – jsou v KOK možné jen za současné flexe, kdy je kloub „odemknutý“. Rotace probíhají hlavně v meniskotibiálním skloubení, za současného posunu menisků. Rozsah posunu je větší u menisku laterálního (Kolář et al., 2012).

Rozsahy samostatných rotací jsou – vnitřní rotace 10°, zevní rotace 30-40°, podle stupně flexe kolene. Střední postavení kolenního kloubu je ve flexi 20-30°. Samostatné rotace v KOK jsou možné jen za současné flexe, kdy je kloub „odemknutý“. Rotace probíhají hlavně v meniskotibiálním skloubení za současného posunu menisků. Důležitým momentem při rotačním pohybu je průběh obou zkřížených vazů. Zatímco LCP probíhá téměř vertikálně, sklon LCA je mnohem větší. To je jednou z příčin umožňujících při rotacích větší volnost kondylu laterálnímu než mediálnímu. Rozsah zevní rotace bérce je určen zejména napětím postranního vazy. Po jeho protěti se zmenší rozsah zevní rotace na dvojnásobek. Při vnitřní rotaci bérce má významnou úlohu kromě laterálních kapsulárních stabilizátorů také LCA, který je dokonce většinou autorů označován jako primární stabilizátor vnitřní rotace bérce. Stabilizační funkce LCA je určena jeho šikmým průběhem ve frontální rovině. Tím je femorální začátek vazy mnohem více vzdálen od středu rotace. Vaz tak působí na zevní kondyl jako „otěž“, která vodí a současně stabilizuje kondyl během vnitřní rotace bérce. Na jejím

omezení se dále podílí zevní postranní vaz, iliotibiální trakt, posterolaterální část pouzdra a zevní meniskus (Kolář et al., 2012).

2.3 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub dělíme na kloub femorotibiální, který se dále dělí na část mediální a laterální, a kloub femoropatelární. Biomechanika kloubního spojení je vyjádřena jednak kinematickou a jednak dynamickou charakteristikou jeho chování (Nedoma et al., 2006).

Kinematická charakteristika kloubního spojení, je dána především tvarem styčných kloubních ploch tj. tvarem epifýz skloubených kostí v KOK a jeho chrupavkového pokrytí. Vazy mají úlohu mechanických zárážek pro omezení pohyblivosti nad určitou mez, dále vodících prvků stabilizujících vzájemný styk kondylů, které celkově zpevňují kloubní spojení (Nedoma et al., 2006).

Kombinace svalů, vazů a plotének tvoří anatomickou strukturu, která stabilizuje KOK ve třech rovinách – sagitální, frontální a horizontální. Stabilita v sagitální rovině je zajištěna převážně zkříženými vazy a funkcí flexorů a extenzorů KOK. Ve frontální rovině je stabilita zajištěna aktivními i pasivními elementy jako jsou postranní vazy, dolní konec m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus, dolní konec m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Kolenní kloub je ve směru rotace bérce díky funkci výše uvedených elementů téměř antitorzním systémem (Nedoma et al., 2006).

Kloubní chrupavka pokrývá tenkou elastickou vrstvou povrch stykových ploch a následně vytváří jejich přímý kontakt. Je tvořena sítí kolagenních vláken obklopených porézním médiem, kterým volně prostupuje viskózní synoviální tekutina. Při pohybu je chrupavka dynamicky namáhána tlakem. Při odlehčení chrupavka expanduje a vstřebává synoviální tekutinu z kloubní dutiny, při zatížení je synoviální tekutina vytlačována prostřednictvím pórů do kloubní dutiny a spolu s elastickými vlastnostmi kolagenové substance působí jako tlumící prostředí. Její deformace, současně s deformací menisků, v důsledku jejího zatěžování v normálních pohybových situacích vede k jisté modifikaci kinematických a geometrických vlastností KOK, ke změnám ve velikosti kontaktní plochy v kloubu a ke změnám středů otáčení. Přetěžování vede k degenerativním procesům v kolenním kloubu (Nedoma et al., 2006).

Chování KOK v dynamických podmínkách je dáno vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému, přičemž jejich elastické a viskózně elastické vlastnosti spolu se svalovým systémem vytváří podmínky poddajnosti v kloubu. Ve statickém případě třecí síla roste se zatížením kloubu. Namáhání kolenního kloubu nezávisí na vlastním zatížení kloubu, které se přenáší na femur, ale i na působení svalových sil (Nedoma et al., 2006).

Na začátku oporné fáze je KOK v téměř plné extenzi. Vektor reakční síly podložky prochází středem nebo lehce za osou KOK a vyvolává tím flekční moment. Proti němu působí o něco menší moment extenzorů pracujících v excentrické kontrakci. V období střední opory je KOK ve zhruba 15° flexi. Díky stabilizaci KOK aktivitou extenzorů mohou dvoukloubové flexory KOK uplatnit svou funkci jako extenzory KYK (Vařeka & Vařeková, 2009).

V období střední opory prochází vektor reakční síly KOK a následně před ním, čili působí extenční moment. Tato extenze je limitována kloubním pouzdem a zkříženými vazy, brzděna aktivitou flexorů, takže nedojde k plné extenzi. Na konci oporné fáze se vektor dostává za osu, vzniká flekční moment. Což způsobí asi 45° flexi v KOK v okamžiku odrazu nohy (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při postupné zátěži ve stojné fázi přechází chodidlo do pronačního postavení, to je spojeno s vnitřně rotačním postavením KOK. V průběhu následující jednooporové fáze dochází k zevní rotaci, která vymizí s nadzvednutím paty od podložky. Následuje fáze, při které koleno rotuje do vnitřní rotace v důsledku přechodu do supinačního postavení. To trvá až do začátku švihové fáze. Rotační pohyb v kolenním kloubu lze vypočítat i pomocí změny flexe a extenze. Při uzamčeném kolenním kloubu v extenzi je přítomna zevní rotace. V průběhu postupného zatěžování ve stojné fázi (flexe) dochází k vnitřní rotaci tibie a femuru. V terminálním stoji je kolenní kloub opět v extenzi a zevní rotaci. Stejný princip platí také u švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010).

2.4 Artróza

Osteoartróza je nejčastější kloubní onemocnění, její výskyt v populaci dosahuje 12-15 % (Kolář et al., 2012). Artróza je degenerativní onemocnění kloubů s progresivním charakterem a příčinou funkčního poškození muskuloskeletálního systému (Bojičić, Avdic, Katana, Jaganjac, & Hadžimerovic, 2013).

Osteoartróza je skupina kloubních onemocnění, u kterých je narušena rovnováha mezi procesy degradace a syntézy jednotlivých složek kloubní chrupavky a subchondrální kosti. OA je považována za proces, nikoli chorobu. Tento proces může, ale nemusí vyústit v klinické projevy, jako jsou bolest a ztráta kloubní funkce. Reparativní a zánětlivé procesy se odehrávají nejenom v chrupavce a subchondrální kosti, ale i v měkkých kloubních tkáních. Podstatou vzniku artrózy jsou biochemické a strukturální změny kloubní chrupavky (Trnavský, 2002).

Osteoartróza patří mezi chondropatie, jelikož je primárně postižena hyalinní chrupavka. Ta může být méněcenná primárně nebo je chrupavka vystavena opakovaně či trvale většímu tlaku anebo je opotřebována jinou noxou (Trnavský & Rybka, 2006).

Kolář et al. (2012) dělí OA na primární a sekundární. U primární (idiopatické) OA je základem vzniku deregulace metabolismu kloubní chrupavky. U sekundární OA jsou známy příčiny vzniku degenerace:

- anatomické – kongenitální dysplazie, morbus Perthes, nestejná délka končetin, hypermobilní syndrom,
- traumatické – kloubní trauma – luxace, luxační a intraartikulární zlomeniny, chronická mikrotraumatizace (neadekvátní zátěž),
- metabolické – diabetes mellitus, dna, porucha metabolismu steroidů,
- zánětlivé – revmatoidní artritida, septická artritida.

Při hodnocení stupně artrózy se nejčastěji využívá škála dle Kellgrena – Lawrence (Olejárová, 2007):

- stadium I – možné zúžení kloubní štěrbiny mediálně a počátek tvorby drobných marginálních osteofytů, začínající subchondrální sklerotizace;
- stadium II – zřetelné zúžení kloubní štěrbiny, jasná tvorba osteofytů, lehká subchondrální skleróza, objevují se nepravidelnosti kloubního povrchu;
- stadium III – výrazné zúžení kloubní štěrbiny, mnohočetné osteofyty, subchondrální skleróza, tvorba cyst, počínající deformity;
- stadium IV – výrazná progresse všech změn III. stupně, vymizení kloubní štěrbiny, velké osteofyty se sklerózou a pseudocystami

subchondrální kosti, pokročilé deformity, v konečném procesu dochází k nekróze příslušných částí.

2.4.1 Gonartróza

Gonartróza je komplexní kloubní porucha, která se vyznačuje fokální ztrátou chrupavky, formací nové kosti a současným postižením všech kloubních tkání (Olejárová, 2010).

Nejčastěji se vyskytuje jako sekundární gonartróza unilaterální u mladších mužů jako následek traumatu, bilaterální bývá hojnější u žen vyššího věku s nadváhou (Kolář et al., 2012).

Olejárová (2010) klasifikuje gonartrózu jako heterogenní skupinu stavů různého původu s různými rizikovými faktory. Jednotlivé formy enartrózy je možné definovat podle lokalizace (patelofemorální, mediální tibiofemorální, laterální tibiofemorální). Podle celkového obrazu (generalizovaná, lokalizovaná), dále přítomnosti krystalů (pyrofosfát, zásaditý fosforečnan vápenatý), či podle stupně a rozsahu zánětlivých změn.

2.4.2 Rizikové faktory

Na diagnózu gonartrózy lze pomýšlet při přítomnosti jednoho či více faktorů, které jsou spojeny s výskytem gonartrózy. Mezi rizikové faktory patří vyšší věk (nad 50 let), ženské pohlaví, zvýšení BMI, nestejná délka končetin, předcházející úraz kolenního kloubu, porucha osového uspořádání kloubu, kloubní laxita nebo instabilita, zvýšená pracovní či sportovní zátěž a pozitivní rodinná anamnéza (Olejárová, 2010).

Metaanalýza autorů Bastic, Belo, Runhaar a Bierma-Zeinstra (2015) přinesla poznatky o tom, že bolest kolenního kloubu, varózní zakřivení a vysoká hladina kyseliny hyaluronové jsou prediktivní pro progresi onemocnění kloubů.

2.4.3 Příznaky

Typickými příznaky gonartrózy jsou námahová bolest, zhoršující se často ke konci dne a zlepšující se v klidu, pocit nestability, krátká ranní ztuhlost nebo ztuhlost po inaktivitě a zhoršení funkce. U pokročilé OA se může objevit i trvalá klidová a noční bolest. Příznaky artrózy jsou často epizodické a velmi variabilní co do intenzity i rychlosti jejich změny (Olejárová, 2010).

Z dalších příznaků je to otok a náplň kloubu, častým nálezem je Bakerova pseudocysta v podkolení. Přítomna je svalová dysbalance – hypertonus ischiokrurálních svalů, inhibice m. quadriceps femoris, zejména m. vastus medialis. V neposlední řadě je patrné omezení pohybu v kloubu a flekční kontraktura (Kolář et al., 2012).

Ve studii Gok, Ergin a Yavuzer (2002) udávají autoři jako příznaky pozorované u pacientů s OA snížení rychlosti, kadence, zmenšení délky kroku při chůzi, naopak pacientům chůze trvala déle.

2.4.4 Diagnostika

Zobrazovací metody jsou klíčovými vyšetřeními pro stanovení diagnózy OA, stupně a rozsahu postižení. Jejich předností je stanovení strukturálních změn. Klasický rentgenový (dále rtg) snímek zůstává stále zlatým standardem. Charakteristickými rtg. změnami jsou zúžené kloubní chrupavky, tvorba kostních návalků na okraji kloubních ploch (osteofyty), které jsou projevem remodelace a přestavby kosti. Dále subchondrální kostní skleróza a později subchondrální cysty. Mohou nastat i deformace povrchu chrupavky a změna tvaru kosti, deformace, destrukce až ankylóza. V rtg. hodnocení se stále využívá hodnocení dle Kellgrena – Lawrence (Horčíčka, 2004).

Magnetická nukleární rezonance je moderní metoda, jejíž výhodou je schopnost prokázat změny v časném stádiu a tedy počínající, které ještě nejsou postižitelné při klasickém rtg. vyšetření (Horčíčka, 2004).

2.4.5 Možnosti terapie

Optimální léčba gonartrózy zahrnuje kombinaci nefarmakologické léčby a farmakoterapie. Pacientům je potřeba poskytnout dostatek informací o možnostech léčby a o nutnosti úpravy životního stylu, pravidelného cvičení a redukce hmotnosti. Velkou pozornost a značné úsilí je třeba v praxi věnovat motivaci pacienta pro spolupráci při léčbě (Olejárová, 2010).

2.4.5.1 Nefarmakologická léčba

Volba rehabilitační léčby je závislá především na stadiu a aktivitě choroby. V iritovaném stadiu se může objevit kloubní výpotek jako projev synovitidy. Výpotek brání volní kontrakci m. quadriceps a má podíl na atrofii tohoto dynamického stabilizátoru, čímž přispívá k instabilitě kloubu. V tomto stadiu je vhodný klidový režim 2-3 dny s preventivním polohováním. K zabránění prohloubení atrofie z inaktivity jsou

vhodná izometrická cvičení břišního, gluteálního a stehenního svalstva. Vhodné jsou pasivní pohyby v odlehčení (v závěsu nebo ve vodě). S odeznívající iritací kloubu se zaměřujeme na uvolnění zkrácených svalů a postupně rozšiřujeme aktivní cvičení. Chůze se doporučuje se dvěma francouzskými holemi. Ve stadiu kompenzovaného OA se aktivní pohybová léčba rozšiřuje o odporové cviky, využívají se i kladková zařízení. Platí zásada nepřetěžovat kloub, vyhýbáme se bolestivému dotahování pohybu a švihovým pohybům. U kolenního kloubu je podmínkou zahájení pohybové léčby odstranění výpotku. Cílem je udržení úplné extenze v KOK. Pro správnou funkci m. quadriceps je zásadní pohyb pately, proto je mobilizace pately zařazena do pohybového programu. Součástí pohybové léčby v rámci fyzioterapeutických postupů je i využití labilních ploch a senzomotorická cvičení (Kolář et al., 2012).

Fyzikální terapie se využívá ve formě analgetické a myorelaxační elektroléčby. Ve fázi iritace jsou vhodné analgetické elektroléčebné procedury nevyvolávající hyperémii. V chronickém stadiu je indikována pozitivní termoterapie – krátkovlnná, mikrovlnná diatermie. Hydrokinezioterapie ve formě individuálních nebo skupinových cvičení umožňuje pohyb v odlehčení. Dochází ke zmenšení intraartikulárního tlaku v KOK, zlepšení svalové relaxace, zlepšení flexibility šlach a snížení otoku zásluhou neustále vytvářenému tlaku okolo končetiny (Burcea, Georgescu, Armean, & Burlibasa, 2014; Kolář et al., 2012).

Využít se mohou i různé typy ortéz, které jsou indikovány u stavů spojených s lehkou až středně závažnou instabilitou kolenního kloubu a deformitou kloubu. U běžné nekomplikované artrózy se jejich nošení nedoporučuje (Olejárová, 2010).

Mezi režimová opatření se řadí redukce hmotnosti u obézních pacientů. Redukce hmotnosti vedla v klinických studiích u gonartrózy k úlevě od bolesti, snížení ztuhlosti i ke zlepšení funkce kolenního kloubu (Olejárová, 2010).

Všechny pacienty s gonartrózou je třeba poučit o výběru vhodné obuvi, event. doporučit vložky do bot (Kolář et al., 2012).

2.4.5.2 Farmakologická léčba

Analgetikem první volby je paracetamol. Při nedostatečné odpovědi na paracetamol nebo u bolesti spojené se zánětem, je možné podat nesteroidní antirevmatika. Dle potřeby je možná sáhnout i k silnějším opioidním analgetikům typu

tramadolu. Opioidní analgetika jsou u gonartrózy vyhrazena pro léčbu refrakterní bolesti, pokud nejsou jiné prostředky dostatečně účinné nebo pokud jsou kontraindikovány. Silné opioidy by měly být podávány spíše výjimečně a pouze pro terapii silné a neztišitelné bolesti. Není však vhodné navodit jejich podáváním zcela bezbolestný stav, neboť se tak potlačí i bolest jako důležitý biologický signál, upozorňující na přetížení kloubu (Horčíčka, 2004; Olejárová, 2010).

U pacientů se středně silnou až silnou bolestí, jež neodpovídá uspokojivě na perorální analgetickou nebo antiflogistickou terapii, dále u pacientů s nitrokloubním výpotkem nebo jinými lokálními projevy zánětu je možné provést intraartikulární aplikaci glukokortikoidů. Injekce kyseliny hyaluronové zlepšují bolest i funkci u gonartrózy. Nástup účinku je ve srovnání s injekcí glukokortikoidů pomalejší, nicméně trvá významně déle (Olejárová, 2010).

2.5 Totální endoprotéza kolenního kloubu

V 80. letech dvacátého století byla zavedena do běžné praxe náhrada kolenního kloubu. Totální náhrady ošetřují všechny kloubní povrchy kolene. Společným rysem moderních totálních kondylárních náhrad KOK je užití velmi tenkých a kompaktních komponent, které imitují přirozené kloubní tvary (Trnavský, Rybka et al. 2006).

Vzhledem ke stavbě přirozených lidských kloubů, vynikajícím viskoelastickým vlastnostem synoviální kapaliny a elasticitě hyalinní chrupavky není tvarové kopírování lidských kloubů ideálním řešením umělé náhrady. Technické řešení umělé náhrady kloubu musí odpovídat použitým technickým materiálům. Nedoma et al. (2006) uvádí, že vývoj totálních endoprotéz (dále TEP) musí splňovat následující podmínky:

1. Vhodná operační technika pro klinickou praxi.
2. Adekvátní TEP pro různé váhové skupiny pacientů.
3. Přijatelný materiál na výrobu TEP.
4. Využití zavedené technologie.
5. Konstrukce TEP vystihující anatomii kloubu.
6. Špičkové parametry TEP z hlediska životnosti a bezpečnosti pacienta.
7. Vyhovující tuhost TEP, bez velkých koncentrací napětí.

Při náhradě kolenního kloubu jsou poškozené kloubní chrupavky, zbytky menisků a minimální vrstva subchondrální kosti odstraněny a nahrazeny implantátem. V případě větších defektů kostních partií femuru a tibie jsou vyplněny kostní plastikou, případně speciálními moduly implantátu.

Umělá náhrada KOK, podobně jako zdravý kloub, musí zachovávat optimální mechanickou osu, která musí být pohyblivá pouze v přesně definovaném směru a rozsahu pohybu, v ostatních rovinách musí být zcela stabilní. Stabilita je zajištěna tvarem artikulujících kostí, tvarem endoprotézy a systémem statických a dynamických stabilizátorů (Nedoma et al, 2006).

Při operaci jsou menisky a převážná část kloubního pouzdra odstraňovány. Oba postranní vazy se zachovávají, neboť jsou nejdůležitější složkou zajišťující stabilitu ve frontální rovině. Z vazivových struktur je zachováván LCA a LCP. Při pokročilých destrukcích KOK se LCA většinou odstraňuje a jeho funkci po aplikaci TEP přebírají dynamické stabilizátory. LCP se při větších deformitách, které jsou doprovázeny těžkými flekčními kontrakturami, částečně nebo úplně uvolňuje (Nedoma et al., 2006).

2.5.1 Typy endoprotéz kolenního kloubu

Pokud je poškozena pouze jedna část femorotibiálního kloubu bez velké osové odchylky, operatéri provádí hemiarthroplastiku s použitím speciálního implantátu (Trnavský & Rybka, 2006).

Nejčastěji se provádí aloplastika, při které je ošetřen celý kloubní povrch kolene. Ortopedové požívají tenké a kompaktní díky, které jsou velmi podobné zdravému KOK, při níž se resekuje jen nezbytně nutná část kosti (Trnavský & Rybka, 2006).

Gallo et al. (2011) uvádí životnost endoprotéz kolenního kloubu 10-15 let. Záleží na typu náhrady, kvalitě provedené operace, výskytu pooperačních komplikací, tělesné konstituci a životním stylu pacienta.

2.5.1.1 Cementované implantáty

Cementované implantáty jsou při operaci fixovány tenkou vrstvou kostního cementu – polymetylmetakrylátu, který z jedné strany proniká do přilehlé kostní tkáně spongiózní kosti, z druhé strany adheruje k implantátu. Výhodou je i uzavření spongiózních ploch a podstatné snížení krevních ztrát při operačním výkonu.

Nevýhodou jsou vedlejší účinky, do organismu uvolněného zbytkového tekutého monomeru v době jeho polymerizace. Může dojít k nekrotickému poškození spongiózní kosti v důsledku relativně vysokých teplot uvolněných během polymerizace kostního cementu a také případná mechanická poškození povrchů polyetylenových komponent v důsledku zbytků kostního cementu na artikulujících plochách náhrad kloubních komponent. Značné problémy s kostním cementem nastávají při revizních operacích, kdy dochází ke značnému poškození spongiózní kosti (Nedoma et al., 2006).

2.5.1.2 Necementované implantáty

Existuje možnost biologického ukotvení umělého kloubu. Nezbytným předpokladem necementované fixace musí být i vhodný materiál, který je možno použít ke spojení implantátu a živé kosti. Povrch tohoto implantátu je zdrsňen. Během operace je implantát zaveden do kosti a přesně situován, následně je zaklíněn ve stabilní pozici v kosti. Pro necementované implantáty bylo vyvinuto několik technologií, které umožňují komponenty umělé náhrady kloubu fixovat přímým prorůstáním spongiózní kosti do speciálně upraveného – porézního povrchu implantátu. Spojení nově vytvořenou kostí, vrostlou do mikro- a makro-struktury povrchu implantátu, je nazýváno osteointegrací (Nedoma et al., 2006).

Povrch implantátu se pokrývá např. plazmou nanesenou vrstvou strukturovaného porézního kovu o stejném složení jako základní materiál implantátu nebo povrchovou úpravu implantátu. Další z technologií je pokrytí porézního kovu vrstvičkou keramické hmoty – hydroxyapatitu (Nedoma et al., 2006). Pokud se spojí cementová komponenta s necementovou, tato náhrada se nazývá jako hybridní (Gallo et al., 2011).

2.6 Terapie

2.6.1 Předoperační fáze

Stanovení rehabilitačního plánu předchází podrobné vyšetření, jehož součástí je kineziologický rozbor, goniometrické vyšetření a zhodnocení kvality běžného denního života.

Předoperační fáze je zaměřena na:

1. Ošetření postiženého kloubu – úprava svalové nerovnováhy v oblasti postiženého segmentu a uvolnění či zmírnění kontraktur.
2. Nácvik chůze s odlehčením postižené končetiny s oporou francouzských holí či podpažních berlí.
3. Zlepšení celkové kondice.
4. Úpravu stereotypu dýchání.
5. Edukaci pacienta – pacient by měl být informován o průběhu časného pooperačního období, o potřebě časně vertikalizace a aktivního přístupu k rehabilitaci (Kolář et al., 2012)

2.6.2 Pooperační fáze

Pooperační rehabilitace má cíl, který vede k co nejlepší a nerychlejší reedukaci porušené funkce a minimalizaci následných komplikací. Nejde pouze o navrácení funkce v určitém segmentu, důležitá je také snaha o souhru a zdatnost celého těla. Rehabilitace využívá pro dosažení vytyčeného cíle mnoho léčebných metod a prostředků terapií. Účinná rehabilitace s dobrou spoluprací pacienta zajišťuje delší životnost a správnou funkci endoprotézy (Dvořák, 2007; Dungl, 2014; Koutný, 2001; Rybka, Vavřík, 1993).

Pooperační fáze vychází z obecných principů rehabilitace operovaného kloubu, charakteru provedeného výkonu, typu užití endoprotézy, doporučení operátora – s ohledem na individuální specifika jako jsou trénovanost, věk, jiná onemocnění. Úspěšně provedená operace odstraní obvykle bolesti a zajistí stabilní a mnohdy i lépe pohyblivý kloub v rozsahu dostatečném pro základní funkce. Hlavním úkolem fyzioterapie je vycvičit dobrý svalový aparát bez přetěžování operovaného kloubu a pokusit se odstranit poruchy pohybových stereotypů (Kolář et al., 2012).

Pacient by měl být seznámen s odlehčováním operované končetiny dle instrukcí operátora, záleží na typu implantátu, věku a postižení dalších kloubů. Obvykle 6 týdnů pacienti plně odlehčují, po 6 týdnech začínají zatěžovat na polovinu tělesné hmotnosti. Po třech měsících je dovolena plná zátěž (Trnavský, Rybka et al. 2006).

Hydroterapie je jedním z důležitých prostředků prováděných v rámci fyzikální terapie. Dochází ke zlepšení krevního oběhu v kosterním svalu, svalové relaxaci,

zlepšení flexibility šlach, k lepšímu vnímání z končetin díky smyslové stimulaci (Burcea, Georgescu, Armean, & Burlibasa, 2014).

V časném pooperačním období se provádí dechová cvičení, cévní gymnastika horních a dolních končetin, izometrické cvičení svalů m. quadriceps femoris a hýžďových svalů. Již od časných pooperačních hodin je možno zahájit fyzikální léčbu především kryoterapii. Dále se dbá na dodržování principů rehabilitačního ošetřovatelství (Kolář et al., 2012).

Trénuje se nácvik sedu s dolními končetinami přes okraj lůžka, začíná se používat motodlaha. Cvičí se abdukce v kyčelním kloubu a elevace natažené dolní končetiny. Dále se cvičí vsedě – provádí se extenze kolenního kloubu proti gravitaci. Zvětšuje se rozsah pohybu do flexe v KOK. Probíhá nácvik chůze o podpažních berličích s plným odlehčením operované dolní končetiny. Po extrakci stehů se začíná s ošetřováním jizvy.

Z nemocnice by měl být pacient propuštěn ve stabilizovaném stavu s dostatečným rozsahem pohybu v operovaném kloubu a zvládat sebeobsluhu. Pacient by měl být instruován o sestavě cviků na doma a poučen o nevhodných aktivitách. Po propuštění z nemocnice je vhodné navázat na ambulantní rehabilitaci či případně využít lázeňské zařízení (Hromádková, 2002; Kolář, 2012; Koutný, 2001).

2.6.3 Komplikace

Operační výkon, kterým je i náhrada kolenního kloubu, může být zatížen komplikacemi. Riziko se zvyšuje u zánětlivých revmatických chorob a některých přidružených interních onemocnění, jako je například diabetes mellitus.

Mezi nejzávažnější komplikaci patří infekce. Manifestuje se buď formou akutního vzplanutí agens, nebo plíživou chronickou formou v závislosti na vyvolávající agens a stavu obranyschopnosti organismu. Do kloubu pronikne hematogenní cestou a usazuje se obvykle v kosti bezprostředně pod implantátem, teprve později se šíří na okolní měkké tkáně.

Další závažnou komplikací může být flebotrombóza v oblasti hlubokého žilního systému operované končetiny. Nepříznivě ovlivňuje hojení a pooperační rehabilitaci, ale v krajních případech ohrožuje pacienta přímo na životě rizikem plicní

embolie. Jako prevence je nutná správná medikace, bandážování dolních končetin, časná mobilizace pacienta a dostatečný příjem tekutin.

Zlomeniny se vyskytují především u nemocných s pokročilejším stupněm osteoporózy (Trnavský, Rybka et al., 2006)

Nejčastější příčina odloučení endoprotézy od kostního lůžka je způsobena aseptickým uvolněním implantátu nebo vykloubením kloubu (Gallo et al., 2011).

2.7 Krokový cyklus

Chůze je základní lokomoční stereotyp umožňující přesun z místa na místo. Tento stereotyp je individuálně vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech. Chůze je charakteristická pro každého jedince. Jedná se o střídavý cyklický pohyb dolních končetin se souhyby celého těla ve vzpřímené pozici (Dungl et al., 2014; Dvořák, 2007). Perry a Burnfield (2010) definují chůzi jako přirozený pohybový projev člověk, který lze považovat za nejjednodušší způsob k přemístování se z jednoho místa na druhé.

Krokový cyklus je zahájen kontaktem paty chodidla s podložkou a končí opakovaným kontaktem toho samého chodidla (Gage, 1991).

Véle (2006) rozlišuje tři oddělené pohybové fáze pro každou dolní končetinu (dále DK) – švihová fáze, stojná fáze a fáze dvojí opory.

Švihová fáze

Švihová fáze zaujímá 40 % krokového cyklu (Kolář et al., 2009). Během této fáze jde končetina vpřed bez kontaktu s opornou bází. Obtížné je udržet vodorovnou polohu pánve, která může na straně švihové DK podklesnout. Z důvodu ztráty jednoho ze dvou bodů opory odpoutáním švihové DK od země a podepřením pouze opornou DK. Aktivní abduktory oporné DK a m. quadratus lumborum m. iliopsoas švihové DK vyrovnávají pokles pánve. Dotyk švihové DK kontaktem paty s opornou plochou zamezí začínajícímu pádu (Véle, 2006).

Stojná fáze

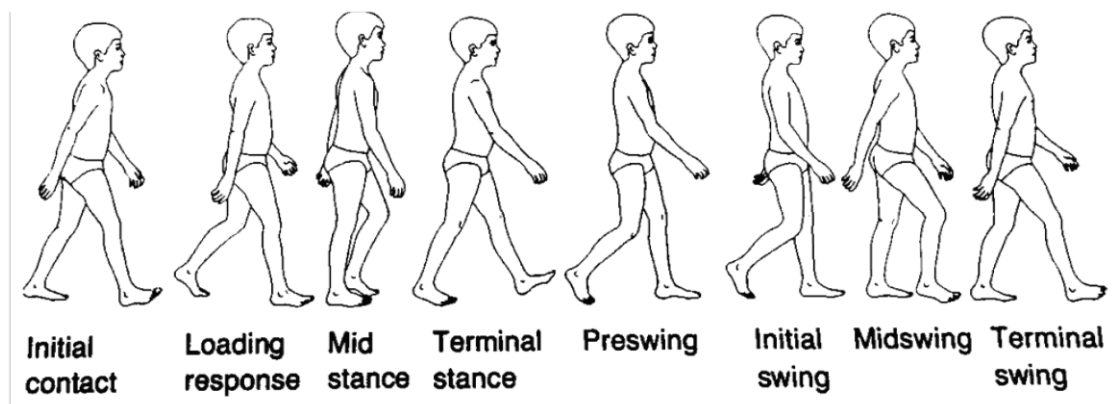
Stojná představuje 60 % krokového cyklu (Kolář et al., 2009). V oporné fázi je DK po celou dobu ve styku s opornou bází. Stojná fáze začíná dotykem paty švihové

nohy na opornou plochu. Kontakt nohy jde z paty na celou plosku nohy, tím se vytvoří pevný a spolehlivý kontakt, který se projevuje střídáním supinace a pronace nohy. Původně oporná končetina se stává odrazovou po propulzním pohybu provázeném odvinutím paty plantární flexí. Tato DK je zdrojem propulzní síly, která zvedá tělo mírně vzhůru a dopředu. Odvinutí palce zakončující propulzní část pohybu ukončuje tuto fázi a z oporné končetiny se stává švihová. Končetina, která prvně brzdila pád, se stává opornou končetinou (Véle, 2006).

Při fázi dvojí opory se obě končetiny nacházejí ve styku s opornou bází. Zde se projeví rozdíl mezi chůzí a během, jelikož při běhu fáze dvojí opory chybí. Odvíjení špičky na stojné DK se kryje s kontaktem paty na švihové DK (Véle, 2006).

Fáze krokového cyklu – názvosloví dle Perry (viz. Obrázek 1), (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

1. počáteční kontakt – initial contact, IC 0 %
2. reakce na zatížení – loading response, LR, 0-10 %
3. střed stojné fáze – midstance, MS, 10-30 %
4. konečný stoj – terminal stance, TS, 30-50 %
5. předšvihová fáze – preswing phase, PSW, 50-60 %
6. počáteční švih – initial swing, ISW, 60-70 %
7. střed švihové fáze – midswing, MSW, 70-85 %
8. konečný švih – terminal swing, TSW, 85-100 %



Obrázek 1. Krokový cyklus devítiletého chlapce (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992, 9)

2.7.1 Fáze krokového cyklu

Počáteční kontakt – initial contact

V počáteční fázi dochází k prvnímu kontaktu a nárazu paty se zemí, tedy k přechodu z jednooporového postavení do dvouoporového postavení. Na absorpci zatížení se velkou měrou podílí primární zhoupnutí hlezenního kloubu, které vychází z neutrálního postavení ve fázi švihů. Po nárazu se mění rotace v subtalárním kloubu z mírné supinace do pronace. Tato změna rotace nastává ve chvíli kontaktu hrbolu patní kosti, má vliv na následnou addukci talu a vnitřní rotaci tibie. M. tibialis anterior je z důvodu udržení dorzální flexe po celou dobu švihů aktivní a hraje významnou roli při absorpci nárazu paty na podložku (Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb iniciuje kontrakce m. gluteus maximus a mm. ischiocrurales, která způsobuje extenzi KYK stojné DK. V KOK švihové DK dochází k flexi pomocí kontrakce m. quadriceps femoris a hamstringů, zároveň kontrahuje z téměř plné extenze do flexe KYK až do 35° (m. iliopsoas, m. rectus femoris). Aktivita hamstringů se před dopadem ještě zesílí, aby tak zabránili hyperextenzi v KOK. Po absorpci nárazu paty na zem následuje koncentrická kontrakce extenzorů kyčle švihové DK - m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris a kompenzují tak působení reakční síly podložky (vertikální a s lehkým náklonem dozadu). Produkují tzv. vnitřní extenční moment síly v kyčelním kloubu (Whittle, 2007).

Reakce na zatížení – loading response

Tato fáze zahrnuje počáteční fázi dvojí opory, je podstatná pro absorpci otřesů a přenášení hmotnosti. Druhá končetina je ve fázi přípravy na odraz (Perry & Burnfield, 2010; Šimčík, Porada et al., 2008).

Po zhoupnutí v hlezenním kloubu přechází dorzální flexe do plantární flexe. Zde proti sobě působí dorziflekční a plantiflekční moment. Ke zpomalení a plynulejší absorpci přispívá excentrická kontrakce m. tibialis anterior, současně dochází k pronaci nohy a vnitřní rotaci tibie. V KOK se zvyšuje flexe brzděná excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Vnitřní momenty sil v KYK a KOK jsou v této fázi podobné jako ve fázi předchozí. Působení sil se řetězí, proto je důležité v tento moment stabilizovat pánev a zpomalit flexi hlezenního kloubu. To zajišťuje excentrická kontrakce m. vastus lateralis, medialis a intermedius. Přes iliotibiální trakt přispívá

k extenzi kolena m. gluteus maximus. Tím se stabilizuje KOK. Následuje extenze kyčle, kde 50 % extenzivní síly zajišťují hamstringy ((Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

Střed stojné fáze – midstance

Začíná ve chvíli, kdy druhá končetina opouští podložku a pokračuje do přenosu hmotnosti těla přes přední část chodidla. Opěrná končetina postupuje přes dorzální flexi hlezenního kloubu, zatímco KYK a KOK jsou v extenzi (Perry & Burnfield, 2010; Šimčík, Porada et al., 2008).

Během fáze mezistoje je hlezenní kloub v dorzální flexi, která je brzděna excentrickou kontrakcí m. triceps surae. KOK švihové DK dosahuje maximální flexe (15-20% cyklu) a postupně díky koncentrické kontrakci m. quadriceps femoris začne extenze kolenního kloubu. Velikost flexe se odvíjí od rychlosti chůze, pohlaví, velikosti a jiných faktorech, běžně se však pohybuje mezi 10° a 20°. Švihová noha přechází přes frontální rovinu z důvodu pokračující extenze kyčle oporové nohy. Aby nedošlo k inklinaci pánve, je nutné zapojení m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Whittle, 2007).

Konečný stoj – terminal stance

Zde se dokončuje jednooporová fáze. Konečný stoj je zahájen zdvihem paty a pokračuje do okamžiku dotyku paty druhostrannou DK. (Perry & Burnfield, 2010; Šimčík, Porada et al., 2008).

Hlezenní kloub dosáhne maximální plantární flexe oporné. Kontrakce m. triceps surae švihové DK ustupuje a aktivuje se m. tibialis anterior, aby bylo v kloubu dosaženo neutrálního postavení. V momentu odrazu dosahuje KOK maximální extenze, která se pohybuje kolem 3°. Poté plynule přechází do flexe společně s KYK, a to po aktivaci m. rectus femoris a m. adductor longus.

Vzniká tak dvojitě kyvadlo – zvětšující flexe jednoho kloubu zvětšuje flexi druhého. Během celého cyklu chůze je zapotřebí udržení horizontální stability pánve a v této fázi jsou nároky na stabilizační procesy nejvyšší. Na straně švihové DK má pánev tendenci k poklesu, což mají za úkol vyrovnávat zejména abduktory oporné končetiny m. gluteus medius. (Véle, 2006).

Fáze předšvihů – preswing phase

Tvoří konečnou část stojné fáze. Začíná kontaktem kontralaterální paty s podložkou a končí zdvihem palce nad podložku. Hmotnost těla je zcela přenesena na kontralaterální končetinu a DK je uvolněna pro fázický pohyb.

Počáteční švih – initial swing

Švihová fáze začíná zvednutím odlepením palce. V KYK probíhá flexe, v kolenním kloubu zpočátku pokračuje pohyb do flexe, který v první polovině švihové fáze přechází v pohyb do extenze. Hlezenní kloub zpočátku ještě krátce pokračuje v plantární flexi, která ale postupně přechází v pohyb do dorziflexe (Vařeka & Vařeková, 2009).

Střed švihové fáze – midswing

V období středního švihu dosáhne hlezenní kloub zhruba nulového postavení. Poté nastupuje ještě krátká mírná plantární flexe (Vařeka & Vařeková, 2009). Dochází k maximální flexi KOK (Perry & Burnfield, 2010).

Konečný švih – terminal swing

Dolní končetina je připravována na kontakt s podložkou (Perry & Burnfield, 2010). Na konci švihové fáze je hlezenní kloub již opět téměř v nulovém postavení připraven na kontakt paty s podložkou. Nejdříve patní kost pronuje, těsně před kontaktem paty s podložkou ale dojde k supinaci. Počáteční zevní rotace femuru se mění na vnitřní rotaci ve chvíli, kdy kontralaterální polovina pánve a spolu s ní femur nyní stojné dolní končetiny začnou rotovat zevně (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8 Dynamická analýza chůze

Ke kvantitativní a kvalitativní objektivizaci pohybu je potřeba vycházet z platných fyzikálních zákonů. Dynamická analýza pohybu zkoumá sílu a veličiny od ní odvozené (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Prostřednictvím dynamické analýzy lze hodnotit neefektivní práci pohybové soustavy. Z tohoto důvodu je potřeba důsledně pochopit existenci síly vyvolávající veškerý pohyb (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Dynamická analýza se v klinické praxi využívá jako jedna ze základních diagnostických metod. Vede k objektivizaci pohybu např. lidské chůze. Tato metoda je vhodná i pro zkoumání různých volných a mimovolných modifikací pohybu (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Základním vybavením, které se využívá k měření závislosti síly na čase, jsou tenzometrické a piezoelektrické plošiny. Analýzou výsledků z těchto plošin lze zhodnotit výsledné působení reakční síly, kterou lze rozložit na tři vzájemně kolmé složky.

Silová plošina je charakteristická třiosými snímači síly, jež jsou umístěny v každém rohu plošiny. Využívají se pro zhodnocení posturální stability v dynamických a statických polohách. Dále se využívají k posouzení působící síly v oporové fázi chůze a k možnému hodnocení vygenerované síly při vertikálním výskoku. Silové plošiny jsou navrženy pro měření celkové síly, kterou působí chodidlo na podložku. Avšak nedokážou rozlišit působení síly v určitých místech chodidla. (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Tenzometrická plošina je založena na principu snímání elektrického napětí, které vzniká mechanickou deformací materiálu. Těleso snímače, které převádí mechanické namáhání na deformaci materiálu. Závislost mezi silou působící na materiál a deformací materiálu určuje modul elasticity. Tenzometr se upevňuje na pružný materiál, který měří jeho protažení. Při protažení dochází ke zmenšení jeho průřezu a k prodloužení. Následkem je zvýšení odporu, který snímá tenzometr. Tento princip měří deformaci ve směru podélné osy s vodičem. Při využití více tenzometrů lze měřit sílu ve více osách. Změna odporu tenzometru je velice malá, proto těžko měřitelná. Pomocí vytvořeného smykového napětí lze hodnotit velikost momentu sil (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Piezoelektrické plošiny využívají aktivní snímače. Hlavní uplatnění je ve snímání dynamických sil a vibrací. Fungují na principu piezoelektrického jevu, podstatou je deformace dielektrických látek. Piezoelektrické plošiny jsou vhodnější pro snímání většího rozsahu měřené síly s vyšší citlivostí (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

2.8.1.1 Silové parametry chůze

Podložka působí na chodidlo stejnou silou, opačně orientovanou. Tato síla se nazývá reakční síla podložky. Vektor reakční síly podložky při chůzi se rozkládá do tří směrů – vertikálního, anteroposteriorního a mediolaterálního (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Vertikální složka reakční síly

Vertikální složka reakční síly má charakteristický dvouvrcholový tvar. Každé stoupání nebo klesání velikosti síly nad nebo pod hodnotu odpovídající tělesné hmotnosti znamená, že v tom okamžiku dochází ke zrychlení. Z počátku krokového cyklu dochází u vertikální složky reakční síly k rychlému přenesení zátěže na končetinu, čímž hodnota prudce stoupá. Během ukončení kontaktu paty s podložkou a přenesení hmotnosti na přední část chodidla dosahuje vertikální složka druhého maxima. V maximech má hodnotu vyšší než je hodnota tíhové síly odpovídající tělesné hmotnosti člověka. Vertikální složka reakční síly je ovlivněna rychlostí chůze (Kirtley, 2006; Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Perry, & Burnfield, 2010).

Anteroposteriorní složka reakční síly

Na začátku krokového cyklu po počátečním kontaktu působí anteroposteriorní složka směrem dozadu – křivka má záporné hodnoty, čímž zpomaluje tělo v mezistoji. Po dosažení minima (maximální velikost síly směrem dozadu) se velikost anteroposteriorní složky reakční síly zvyšuje a přibližuje se neutrální hodnotě. Jakmile se dosáhne maximální hodnoty síly směrem dopředu – kladné hodnoty dochází k rychlému poklesu síly k nulovým hodnotám, kdy chodidlo opouští podložku. Prostřednictvím hodnot této složky reakční síly podložky můžeme stojnou fázi rozdělit na dvě části. První je brzdící síla působící směrem dozadu, má záporné hodnoty, druhou částí je zrychlující síla, která působí vpřed a má kladné hodnoty (Kirtley, 2006).

Mediolaterální složka reakční síly

Mediolaterální složka působí nejdříve krátkou dobu v mediálním směru, poté se orientace obrací a po většinu stojné fáze má směr laterální. V závěru stojné fáze má opět mediální orientaci. Tato složka je hodně variabilní, proto je často při dynamických analýzách chůze opomíjena (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Perry, & Burnfield, 2010).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu totální endoprotézy kolenního kloubu na stereotyp chůze se zaměřením na dynamickou analýzu.

Dílčí cíle:

1. Provést dynamickou analýzu chůze u pacientů s artrózou kolenního kloubu před a po totální endoprotéze.
2. Zhodnotit vliv totální endoprotézy na dynamiku chůze.
3. Porovnat rozdíly v zatížení mezi dolními končetinami.

3.2 Hypotézy

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl v časových parametrech v průběhu stejné fáze chůze u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl v hodnotách reakční síly podložky ve stejné fázi chůze u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

H₀₃ : Není statisticky významný rozdíl v hodnotách silových impulzů reakční síly podložky ve stejné fázi u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

4 METODIKA

Diplomová práce se uskutečnila jako součást výzkumu v rámci Interního grantu Fakulty tělesné kultury č.: IGA_FTK_2017_012 s názvem Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz.

Výzkum probíhal v období od ledna 2014 do dubna 2016. Měření se uskutečnilo v laboratoři chůze na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci ve spolupráci s Katedrou přírodních věd v kinatropologii na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Probandi byli informováni o smyslu a průběhu měření. Poskytli informovaný souhlas s jejich zařazením do výzkumu (viz. Příloha 1). Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Na začátku bylo do výzkumu zařazeno 22 probandů, kteří se zúčastnili prvního měření. Vlivem poruchy měřícího zařízení a vzhledem k tomu, že někteří pacienti se nedostavili na druhé měření, byly získány kompletní výsledky u 10 probandů. Dalším kritériem pro vyloučení byl lehký nebo těžký stupeň gonartrózy (tj. I. nebo IV. stádium dle Kellgrena-Lawrence), oboustranné postižení či nutnost použití pomůcek při chůzi.

Průměrný věk zúčastněných byl $68,8 \pm 6,81$ roku, věkové rozložení skupiny bylo 58-81 let, průměrná hmotnost $86,3 \pm 21,16$ kg a průměrná výška $171,9 \pm 9,79$ cm. U probandů byla diagnostikována mediální gonartróza středního (II. st.) až pokročilého (III. st.) stupně dle Kellgrena a Lawrence.

Každý proband souhlasil, že se během výzkumu zdrží užívání analgetik při bolestech kolenního kloubu ani jim nebudou aplikovány injekce intraartikulárně.

4.2 Metoda měření

Pro měření reakční síly byly použity dvě silové piezoelektrické plošiny Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko; snímací frekvence 200 Hz). Rozměry každé plošiny byly 600 x 400 x 35 mm. Horní plocha testovacích plošin byla umístěna na stejné výškové úrovni jako plocha, po které byla prováděna chůze.

Ke statistickému zpracování kinetických charakteristik chůze byl využit program Nexus 1.8.5 a Polygon 3.5.1 (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie).

Hranici stojné fáze tvořil dotyk DK postižené gonartrózou před a po implantaci totální endoprotézy s plošinou. Popis stojné fáze proběhl na základně velikosti vertikální složky reakční síly podložky. Při rozboru pohybu byly použity parametry základních složek reakční síly podložky, časové parametry a impulzy síly (obrázek 2).

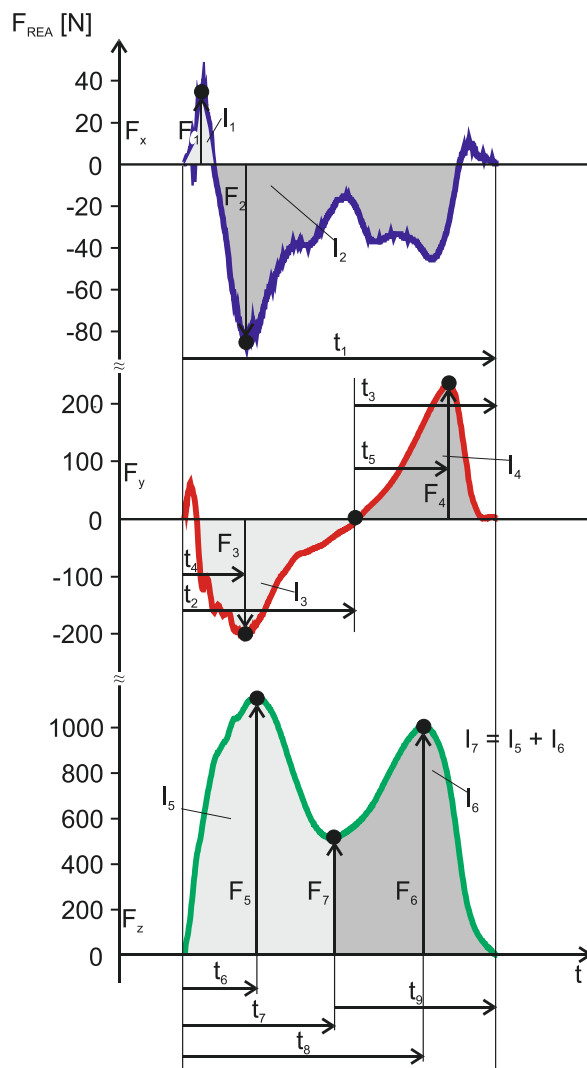
4.3 Průběh měření

V průběhu měření byly v laboratoři zajištěny optimální tepelné podmínky, kvalitní osvětlení, klidné a tiché prostředí s dostatečně velkým prostorem pro chůzi. Měření se vždy zúčastnili stejní pracovníci. Každému probandovi byly odebrány a zaznamenány základní anamnestické a antropometrické údaje.

Před každým měřením proběhla slovní instruktáž o provedení chůze a průběhu měření pomocí silových plošin. Probandi vykonávali chůzi na bosu pro ně obvyklým způsobem, aby rytmus, délka kroku a rychlost chůze byly co nejpřirozenější. Během každého měření bylo provedeno 8 pokusů, z toho byly zpracovány 3 pokusy. První měření probandi absolvovali den před operací a druhé měření proběhlo 6 měsíců po operaci.

4.4 Zpracování výsledků

Naměřená data byla počítačově zpracována. Pro porovnání hodnot před a po operaci byla velikost časových parametrů vztažena k délce trvání stojné fáze krokového cyklu. Velikost silových parametrů byla vztažena k velikosti tíhové síly měřených osob. Pro statistické zpracování dat byl použit software Statistika 12.0 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní statistické charakteristiky (průměr, medián, minimum, maximum, směrodatná odchylka). Vzhledem k malému rozsahu souboru byly pro porovnání použity neparametrické testy. Hodnoty na zdravé a operované končetině byly porovnány s využitím Mann Whitney testu. K porovnání získaných hodnot dynamických parametrů před a po operaci byl použit Wilcoxonův párový test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$.



Obrázek 2. Měřené parametry základních složek reakční síly (Vaverka& Elfmak, 2006)

Vysvětlivky: **Časové proměnné:** t_1 – čas stejné fáze, t_2 – trvání decelerační fáze, t_3 – trvání akcelerační fáze, t_4 – čas dosažení maxima síly v decelerační fázi, t_5 – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi, t_6 – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování, t_7 – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje, t_8 – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje, t_9 – čas od minima síly po konec stejné fáze. **Reakční síla:** F_1 – lokální maximum laterální síly, F_2 – lokální maximum mediální síly, F_3 – lokální maximum síly v decelerační fázi, F_4 – lokální maximum síly v akcelerační fázi, F_5 – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování, F_6 – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje, F_7 – lokální minimum síly ve fázi středního stoje. **Impulsy síly:** I_1 – impuls ML složky reakční síly v laterálním směru, I_2 – impuls ML složky reakční síly v mediálním směru, I_3 – impuls AP složky reakční síly v decelerační fázi, I_4 – impuls AP složky reakční síly v akcelerační fázi, I_5 – impuls vertikální složky reakční síly v decelerační fázi, I_6 – impuls vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, I_7 – celkový impuls vertikální složky reakční síly.

5 VÝSLEDKY

Základní statistické charakteristiky měřených parametrů jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1.

Proměnná	Před operací			Po operaci		
	Průměr	SD	Medián	Průměr	SD	Medián
Hmotnost	86,50	22,15	80,00	86,20	21,86	80,50
t1 (s)_nepost	0,90	0,14	0,89	0,83	0,14	0,81
t2 (%)_nepost	52,32	3,08	52,64	53,15	3,84	54,36
t3 (%)_nepost	47,68	3,08	47,36	46,85	3,84	45,64
t4 (%)_nepost	14,87	4,23	13,86	16,50	3,21	16,06
t5 (%)_nepost	31,79	2,45	32,11	32,10	3,71	31,14
t6 (%)_nepost	28,68	6,03	28,20	28,48	4,62	27,58
t7 (%)_nepost	45,04	5,89	47,04	47,81	4,63	48,78
t8 (%)_nepost	72,45	4,91	73,07	73,84	3,35	74,52
t9 (%)_nepost	54,96	5,89	52,96	52,19	4,63	51,22
t1 (s)_post	0,87	0,12	0,87	0,80	0,13	0,78
t2 (%)_post	54,80	5,46	54,72	54,43	3,33	53,90
t3 (%)_post	45,20	5,46	45,28	45,57	3,33	46,10
t4 (%)_post	17,98	4,54	17,18	16,68	6,08	15,75
t5 (%)_post	29,07	5,12	30,69	31,36	3,48	31,34
t6 (%)_post	32,45	5,06	32,14	31,53	3,64	30,92
t7 (%)_post	50,68	6,52	52,42	48,28	4,43	49,28
t8 (%)_post	71,87	1,83	72,13	71,74	4,92	72,47
t9 (%)_post	49,32	6,52	47,58	51,72	4,43	50,72
F1/G (%)_nepost	-1,22	3,83	-2,25	0,01	3,49	1,45
F2/G (%)_nepost	-0,71	5,07	2,26	-1,76	5,48	-2,69
F3/G (%)_nepost	-11,67	2,91	-11,43	-12,63	2,91	-12,37
F4/G (%)_nepost	12,41	2,87	11,76	13,77	3,14	14,02
F5/G (%)_nepost	100,42	3,45	100,90	103,67	7,28	103,99
F6/G (%)_nepost	103,55	3,13	102,69	105,53	3,98	104,63
F7/G (%)_nepost	92,15	3,57	92,41	90,11	3,96	91,07
F1/G (%)_post	-0,55	3,90	0,37	-1,12	3,41	-1,66
F2/G (%)_post	-0,69	5,20	-0,21	-0,36	5,70	0,50
F3/G (%)_post	-10,42	2,79	-9,40	-10,71	2,52	-11,39
F4/G (%)_post	11,96	1,72	12,27	13,47	3,22	12,69
F5/G (%)_post	101,63	3,00	102,15	101,19	5,06	100,49
F6/G (%)_post	101,90	3,76	101,16	102,70	1,91	103,08
F7/G (%)_post	92,40	3,87	91,74	91,20	4,57	92,53
I1 (N.s)_nepost	-0,45	1,91	-0,43	0,11	1,25	0,41
I2 (N.s)_nepost	-3,71	24,39	7,65	-5,73	27,32	-11,48
I3 (N.s)_nepost	-23,28	5,16	-23,15	-22,99	6,09	-20,32
I4 (N.s)_nepost	22,14	4,20	21,55	22,11	6,08	22,30

I5 (N.s)_nepost	256,44	74,36	240,10	275,61	101,49	247,00
I6 (N.s)_nepost	318,96	79,90	302,77	296,77	86,91	287,97
I7 (N.s)_nepost	575,40	132,25	520,41	572,38	180,01	536,86
I1 (N.s)_post	-0,46	1,80	0,16	-0,68	1,52	-0,59
I2 (N.s)_post	-6,19	25,82	-1,14	-3,42	27,38	1,68
I3 (N.s)_post	-22,05	4,31	-21,04	-20,20	5,67	-19,39
I4 (N.s)_post	20,88	7,97	17,62	20,98	4,82	20,62
I5 (N.s)_post	301,87	117,84	258,31	257,84	80,60	256,35
I6 (N.s)_post	281,39	69,76	272,80	284,41	96,53	272,82
I7 (N.s)_post	583,27	174,84	511,75	542,24	166,48	500,41

Vysvětlivky: t1 – čas stojné fáze (s), t2 – trvání decelerační fáze, t3 – trvání akcelerační fáze, t4 – čas dosažení maxima síly v decelerační fázi, t5 – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi, t6 – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování, t7 – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje, t8 – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje, t9 – čas od minima síly po konec stojné fáze. F1 – lokální maximum laterální síly, F2 – lokální maximum mediální síly, F3 – lokální maximum síly v decelerační fázi, F4 – lokální maximum síly v akcelerační fázi, F5 – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování, F6 – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje, F7 – lokální minimum síly ve fázi středního stoje. I1 – impuls ML složky reakční síly v laterálním směru, I2 – impuls ML složky reakční síly v mediálním směru, I3 – impuls AP složky reakční síly v decelerační fázi, I4 – impuls AP složky reakční síly v akcelerační fázi, I5 – impuls vertikální složky reakční síly v decelerační fázi, I6 – impuls vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, I7 – impuls vertikální složky reakční síly, SD – směrodatná odchylka.

5.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl v časových parametrech v průběhu stojné fáze chůze u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

Z porovnání hodnot na postižené i nepostižené končetině vyplývá, že doba stojné fáze byla na postižené končetině kratší před ($p=0,022$) i po operaci ($p=0,017$) v porovnání se zdravou končetinou.

Doba trvání stojné fáze byla při měření po operaci významně kratší na postižené ($p=0,013$) i nepostižené ($p=0,028$) končetině. To svědčí o dynamičtějším provedení chůze. Pro zbývající časové parametry nejsou rozdíly před a po operaci statisticky významné.

Hypotézu H₀₁ pro časové parametry zamítáme.

5.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl v hodnotách reakční síly podložky ve stejné fázi chůze u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

Při srovnání hodnot na postižené a nepostižené končetině bylo lokální maximum anteroposteriorní složky reakční síly v decelerační fázi chůze na postižené končetině menší před operací ($p=0,015$) i po operaci ($p=0,022$). Lokální maximum vertikální složky reakční síly ve fázi konečného stoje bylo po operaci větší ($p=0,047$) na nepostižené končetině.

Při porovnání hodnot před a po operaci jsme našli na nepostižené končetině větší velikost lokálního maxima vertikální složky reakční síly ve fázi konečného stoje ($p=0,011$) v porovnání se stavem před operací.

Hypotézu H₀₂ pro silové parametry zamítáme.

5.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl v hodnotách silových impulzů reakční síly podložky ve stejné fázi u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

Při srovnání hodnot na postižené a nepostižené končetině byla velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi na postižené končetině menší před operací ($p=0,011$) i po operaci ($p=0,013$). Velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi byla před operací větší ($p=0,021$) na nepostižené končetině.

Hodnota impulzu vertikální složky reakční síly byla po operaci nižší na postižené ($p=0,037$) i nepostižené ($p=0,038$) končetině. To platí i pro velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi na nepostižené končetině ($p=0,038$) a pro velikost impulzu vertikální složky reakční síly v decelerační fázi na postižené končetině ($p=0,028$).

Hypotézu H₀₃ pro impulzy síly zamítáme.

6 DISKUZE

V diplomové práci jsem se zabývala vyhodnocením dynamiky chůze u pacientů po TEP kolenního kloubu. Pacienti byli změřeni pomocí dvou silových piezoelektrických plošin Kistler před operací a po implantaci TEP kolenního kloubu.

Osteoartróza kolenního kloubu je obvyklé avšak bolestivé a omezující onemocnění, které ovlivňuje funkční mobilitu a kvalitu života mnoha jedinců (Youn, Youn, Zeni, & Knarr, 2018). Totální endoprotéza kolenního kloubu je nejběžnější léčbou osteoartrózy KOK. Nejčastěji je provedena při léčbě středně těžké až těžké OA. V posledních desetiletích se prevalence OA a počet TEP výrazně zvýšil a očekává se, že se bude dále zvyšovat z důvodu častěji se vyskytující obezity v populaci, stárnutí a implantaci u mladších pacientů (Mathijssen, Verburg, London, Landsiedl, & Dominkus, 2019). Klinické faktory jako je bolest, otok a svalová bolest omezují funkci KOK. Řešení těch rizikových faktorů je důležité pro normalizaci biomechaniky kolenního kloubu (Christensen, Foreman, Lastayo, Marcus, Pelt, & Mizner, 2019). TEP kolenního kloubu je velmi uznávaným postupem, který snižuje bolest, prodlužuje délku kroku, prodlužuje vzdálenost a zlepšuje postavení dolní končetiny u pacientů s gonartrózou (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014).

Ro, Han, Lee, Kim, Kwak, & Lee (2018) ve své studii zkoumali změny rychlosti chůze 2 roky po totální endoprotéze KOK. Zkoumaná skupina obsahovala 34 žen s těžkým postižením KOK (63-71 let), kontrolní skupina zahrnovala 42 žen, věkově shodných, bez bolesti kolenního kloubu. Subjekty byly požádány, aby chodily svou obvyklou rychlostí po 9 metrové trati. Pohybová data byla shromažďována za použití 12 párových přístrojových kamer s trojrozměrným optickým systémem zachycujícím pohyb. Pro analýzu byly použity průměrně tři reprezentativní kroky z pěti nebo šesti samostatných pokusů v každém sezení. Průměrná rychlost chůze u sledované skupiny se zlepšila, přesto byla pomalejší než rychlost chůze u kontrolní skupiny. Délka kroku se významně zlepšila u sledované skupiny. Zvýšení rychlosti chůze bylo tedy způsobeno prodloužením kroku. Pro další zlepšení rychlosti chůze autoři doporučují cvičení na posílení čtyřhlavého svalstva a dosažení většího rozsahu pohybu v kolenním kloubu během chůze.

U našeho výzkumu z porovnání hodnot na postižené i nepostižené končetině se ukazuje, že doba stojné fáze byla na postižené končetině kratší před i po operaci v porovnání se zdravou končetinou. Dále se doba trvání stojné fáze při měření po operaci významně zkrátila na postižené i nepostižené končetině, což svědčí o dynamičtější chůzi.

Dle studie Miller, Agarwal, Hadden, Johnston, Arnold, Wang, & Abboud (2018) sledovali rozdíl kinetických parametrů chůze u pacientů s totální a unikondylární endoprotézou kolenního kloubu před operací a jeden rok po operaci. Sledovaná i kontrolní skupina obsahovala po třinácti probandech. Výsledky ukázaly významný rozdíl mezi skupinami pro moment síly addukce kolenního kloubu. Skupina s unikondylární endoprotézou měla během fáze zatížení významně větší momenty síly addukce kolenního kloubu. Výsledky ukazují méně účinnou chůzi ve skupině s unikondylární endoprotézou. U totální endoprotézy dochází k lepšímu rozložení zatížení sil uvnitř kolenního kloubu. Tyto informace mohou být použity ke zlepšení návrhu protézy.

Naili, Iversen, Esbjörnsson, Hedström, Schwartz, Häger, & Bronström (2017) ve studii sledovali pacienty před implantací TEP kolenního kloubu a jeden rok po operaci, výzkumný soubor porovnávali s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Pro testování byl využit test 5 Sit-to-Stand (5STS) a hodnocení pomocí 3D analýzy. Výkonnost skóre 5STS u sledované skupiny se po operaci výrazně zlepšila. Zároveň výsledky 3D analýzy ukázaly, že se kinetika a kinematika KOK během chůze liší ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou. Autoři uvádí, že jednoleté sledování probandů může být příliš krátká doba s ohledem na obnovení zatížení kloubu. Funkční zotavení trvá dokonce až dva roky po operaci.

Christensen, Foreman, Lastayo, Marcus, Pelt, & Mizner (2019) zkoumali kinetická data získána za použití běžecího pásu s dvojitým pásem (Bertec Corporation, Columbus, OH) při 1000 Hz. Kinetická a kinematická data byla zaznamenána a synchronizována pomocí softwaru Nexus 2.1.1. Všichni účastníci chodili na 10° svahu při omezené rychlosti 0,8 m / s. Ukázalo se, že úhel sklonu 10 ° vyžaduje větší poptávku po kolenním kloubu než úroveň chůze a je běžným sklonem, s nímž se komunita setkává. Účastníci byli instruováni k tomu, aby chodil „co možná normálně, jako by šel z kopce“. Třicet probandů tři měsíce po implantaci TEP bylo randomizovaně rozděleno

na dvě poloviny. U první poloviny byla sledována zpětná vazba využívající vertikální reakční sílu podložky. U druhé skupiny byl zkoumán extenční moment kolenního kloubu pomocí zpětné vazby. Autoři uvádí, že vertikální reakční síla podložky je účinná při korekci asymetrie KOK během vodorovné chůze. Sledování extenčního momentu kolenního kloubu poskytuje kinetické informace specifické pro KOK. Výsledky ukázaly, že biofeedback extenčního momentu kolenního kloubu má okamžitý účinek na zlepšení asymetrie 3 měsíce po implantaci TEP.

V našem výzkumu srovnáním hodnot na postižené a nepostižené končetině bylo lokální maximum anteroposteriorní složky reakční síly v decelerační fázi chůze na postižené končetině menší před operací i po operaci. Lokální maximum vertikální složky reakční síly ve fázi konečného stoje bylo po operaci větší na nepostižené končetině. Dále při porovnání hodnot před a po operaci se objevily na nepostižené končetině velikost lokálního maxima vertikální složky reakční síly ve fázi konečného stoje v porovnání před stavem před operací.

Efekt totální endoprotézy KOK se projevuje v řádech několika let, v pooperačním období u pacientů ještě přetrvává „pooperační model chůze“ (Metcalf, Stewart, Postans, Barlow, Dodds, Holt, Whatling, & Roberts, 2013).

Youn, Youn, Zeni, & Knarr (2018) ve své studii představují nový způsob hodnocení kinematických a kinetických parametrů chůze po implantaci totální endoprotézy. Autoři uvádí měření pomocí dvou senzorů nositelných na kotníku.

V neposlední řadě jsme v naší diplomové práci srovnávali hodnoty velikosti impulzu vertikální složky reakční síly. Na postižené i nepostižené končetině byla velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi na postižené končetině menší před i po operaci. Velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi byla před operací větší na nepostižené končetině. Hodnota impulzu vertikální složky reakční síly byla po operaci nižší na postižené i nepostižené končetině, což platí i pro velikost impulzu vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi na nepostižené končetině a pro velikost impulzu vertikální složky reakční síly v decelerační fázi na postižené končetině. Z důvodu nedostatečného množství pramenů analyzujících dynamické parametry chůze anteroposteriorní složky reakční síly nelze tyto parametry porovnat s dalšími výzkumy.

Výsledky naší diplomové práce mohou být základem pro podrobnější biomechanickou analýzu. Ta by zahrnovala určení momentů sil v kolenním kloubu, jelikož u totální endoprotézy dochází k lepšímu rozložení zatížení sil uvnitř kolenního kloubu, což může být využito na vylepšení implantátů pro totální endoprotézu kolenního kloubu. Dále by analýza mohla obsahovat druhé měření, které by proběhlo jeden až dva roky po provedení totální endoprotézy kolenního kloubu, neboť ke změně kinematických a kinetických parametrů chůze dochází i dva roky po operaci.

6.1 Diskuze k limitům práce

Hlavním limitem této práce byl nízký počet probandů ve výzkumném souboru. Na začátku práce bylo do výzkumu zahrnuto 22 probandů, ovšem jen 10 z nich splňovalo podmínky pro zařazení do zpracování dat.

Ro, Han, Lee, Kim, Kwak, & Lee (2018) překládají ve své práci výzkumný soubor 43 žen ve věkovém rozmezí 63-71 let. Kontrolní skupina je věkově shodná se sledovanou skupinou. Whittle (2007) ve své studii také uvádí významnost, aby účastníci byli podobného věku, což v naší studii není splněno. Probandi byli ve věkovém rozmezí 58-85 let, průměrně $68,8 \pm 6,81$ roku.

Klinický obraz pacienta s gonartrózou nemusí odpovídat škále Kellgrena a Lawrence, kterou jsme pro klasifikaci a výběr probandů použili, proto by bylo vhodné použít také škálu WOMAC nebo vizuální analogovou škálu bolesti.

Existuje množství rušivých faktorů, které mohou ovlivnit konečný výsledek. I přes využití nejmodernějších přístrojů může dojít k situaci, kdy se zkoumaný parametr odlišuje od skutečného. Můžeme zde zařadit použité přístroje, osobu zhodnocovatele, vlivy okolního prostředí a dále chyby při zpracování dat (Janura & Zahálka, 2004).

7 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývala zhodnocení vlivu TEP kolenního kloubu na dynamické parametry chůze. K analýze byly využity parametry anterioposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky, pro měření byly použity dvě silové piezoeletrické plošiny Kistler.

Ve výzkumu byly zjištěny odlišné časové i dynamické parametry ve vertikální složce reakční síly podložky u osob před i po operaci na operované i neoperované dolní končetině. Výsledky ukázaly zkrácení doby stojné fáze na postižené končetině před i po operaci. Doba trvání stojné fáze po implantaci totální endoprotézy se významně zkrátila na postižené i nepostižené končetině. Chůze se tedy po implantaci totální endoprotézy stala dynamičtější. V anteroposteriorní složce reakční síly podložky výsledky ukázaly lokální maximum anterioposteriorní složky reakční síly na konci cyklu chůze u postižené končetiny menší před operací i po operaci. Hodnota impulzu vertikální složky reakční síly byla po operaci nižší v decelerační fázi na postižené končetině.

V naší studii se statisticky významně ukázaly hodnoty i na neoperované dolní končetině. V publikacích můžeme najít nízký počet českých i zahraničních studií, se kterými bychom mohli porovnat naše výsledky. Většina zahraničních výzkumů zjišťuje změny kinetických parametrů na operované dolní končetině.

Naše diplomová práce může představovat základní část pro podrobnější analýzu chůze, která může zahrnovat další měření po delším časovém úseku.

8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo shrnout poznatky o změnách dynamických parametrů chůze u pacientů s gonartrózou po implantaci totální endoprotézy. Úvodní část práce popisuje anatomii a kineziologii kolenního kloubu. Dále se zabývá artrózou, jejími příznaky a možnostmi léčby. Následující kapitola obsahuje poznatky o chůzi, dynamické analýze chůze a silových parametrech chůze.

Výzkumná část práce prezentuje výsledky měření a srovnání výsledků před a po operaci. Výzkumu se zúčastnilo 10 osob (7 žen a 3 muži), které absolvovaly obě měření a splňovaly technické podmínky měření. U každého účastníka bylo provedeno základní anamnestické vyšetření. Průměrný věk zúčastněných probandů byl $68,8 \pm 6,81$ roku. Kritériem pro vyřazení z výzkumu byl těžký nebo sporný stupeň artrózy, oboustranné postižení a nutnost využití kompenzačních pomůcek při chůzi.

Dynamická analýza probíhala s využitím dvou silových plošin Kistler 9286AA. Při rozboru pohybu byly použity parametry základních složek reakční síly podložky, časové parametry a impulzy síly.

Z výsledků výzkumu vyplývá, že implantací totální endoprotézy kolenního kloubu dochází ke zlepšení základních dynamických parametrů vertikální složky reakční síly podložky. Zlepšila se dynamika provedení chůze, což se projevilo ve zkrácení doby stojné fáze.

Závěry studie ukazují, že totální endoprotéza kolenního kloubu ovlivní kinetické parametry chůze.

9 SUMMARY

The main target of this Thesis was to summarize the knowledge about changes in dynamic gait parameters in patients with gonarthrosis after total endoprosthesis. The introductory part describes anatomy and kinesiology of knee joint. It further deals with arthrosis, its symptoms, and treatment options. The following chapter presents knowledge about walking, dynamic analysis of gait and strength parameters of walking.

Its research part presents the results of measurements and comparison of results before and after the operation. Ten persons participated in the research (7 women and 3 men), who underwent both measurements and met technical conditions of measurements. Each participant underwent a basic family history. The average age of the group was $68,8 \pm 6,81$ years. Criteria for exclusion from the group was severe or questionable degree of arthrosis, bilateral disability and the need to use compensatory aids when walking.

Dynamic analysis was carried out on two force plates of Kistler 9286AA. Analysis of movement applied parameters of basic components of reaction forces of the platform, time parameters and pulse strength.

The research results demonstrate that implantation of total knee joint endoprosthetics leads to better basic dynamic parameters of vertical component of reaction force pad. Dynamics of gait has improved which is reflected in a shortened phase of stance phase.

The findings of the study show that the total knee endoprosthesis affects the kinetic parameters of gait.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adams, J. M., & Perry, J. (2006). Gait analysis: clinical decision making. In J. Rose, & J. G. Gamble, *Human walking* (3. vyd.). Baltimor: Williams & Wilkins.
- Bastic, A. N., Belo, J. N., Runhaar, J., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2015). What are the prognostic factors for radiographic progression of knee osteoarthritis? *A Meta-analysis. Clinical Orthopaedics And Related Research*, 2969-2989. Retrieved 15.2.2018 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=16&sid=d1b5ba4e-0450-4f59-8d59-3bc394a415d7%40sessionmgr4010>
- Bojičić, S., Avdic, D., Katana, B., Jaganjac, A. & Hadžiomerović, A. M. (2013). Efficiency of combined treatment and conventional physical treatment in bilateral knee arthrosis. *Journal of Health Sciences*, 3(1), 70-74. Retrieved 20.1.2018 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=9&sid=6e35979c-0ca0-4231-a748-ff9519374fa4%40sessionmgr4010>
- Burcea, C. C., Georgescu, L., Armean, P., & Burlibasa, M. (2014). Rehabilitation of knee mobility using hydrokinesiotherapy in patients with gonarthrosis. *Medicina Sportiva*, 10(3), 2406-2410. Retrieved 7.1.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=6217135d-de74-4f39-9333-67a8c87e219c%40sessionmgr4008>
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Praha: GRADA.
- Dunġl, P. et al. (2014). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, a.s.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie. 3. vydání*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*(1. vyd.). Oxford: Mac Keith Press.
- Gallo, J. et al. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Gok, H., Ergin, S. & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(6), 647-652. Retrieved 18.1.2018 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=11&sid=6e35979c-0ca0-4231-a748-ff9519374fa4%40sessionmgr4010>
- Holubová, M., Pilný, J., Remr, J., Švarc, A., & Macková, M. (2017). Využití Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví u pacientů s artrózou kolenního a kyčelního kloubu. *Česká Revmatologie*, 25(1), 44-51. Retrieved 20.3.2019 from the World Wide Web: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,shib&db=a9h&AN=125043151&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Horčíčka, V. (2004). Osteoartróza. *Interní medicína* 5, 238-243. Retrieved 10.1.2018 from the World Wide Web: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2004/05/03.pdf>
- Hromádková, J. & kol. (2002). *Fyzioterapie*. Jihočany: H&H Vyšehradská, s.r.o.
- Chen, C. P., Chen, M. J., Pei, Y.-C., Lew, H. L., Wong, P.-Y., & Tang, S. F. (2003). Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 4(82), 307-12. Retrieved 20.7.2019 from the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=6&sid=738552d9-37f2-4257-8862-1045f0a06af2%40sessionmgr102&bdata=Jmxhbmc9Y3Mmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#AN=SPHS-873055&db=s3h>
- Christensen, J. C., Foreman, K. B., Lastayo, P. C., Marcus, R. L., Pelt, Ch. E. & Mizner, R. L. (2019). Comparison of 2 Forms of Kinetic Biofeedback on the Immediate Correction of Knee Extensor Moment Asymmetry Following Total Knee Arthroplasty During Decline Walking. *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy* 49(2), 105-111. Retrieved 15.7. 2019 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=486a2c22-163a-432f-930e-d5fc77767f85%40sessionmgr4008>

- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapandji, I. A. (1982). *The Physiology of the Joints* (2 nd.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Kolář, P., et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koutný, Z. (2001). *Rehabilitace po totálních endoprotézách*. Postgraduální medicína. 2001, roč. 3, č. 2. s.
- Martinek, L., Hrazdira, L., Krupa, P., Řezaninová, J., & Tomáš, T. (2018). Gonartróza a chondropatie – současné možnosti diagnostiky a terapie. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 27(4), 143-157. Retrieved 15.4.2019 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=56c78b4b-c13e-419c-99e5-3e204434a38b%40sdc-v-sessmgr03>
- Mathijssen, N. M. C., Verburg, H., London, N. J., Landsiedl, M., & Dominkus, M. (2019). Patient reported outcomes and implantsurvivorship after Total knee arthroplastywith the persona knee implant system: twoyear follow up. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 97-105. Retrieved 15.7. 2019 from the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=e2147103-3ea2-4d24-a6ab-3a8f437f1c99%40pdc-v-sessmgr02>
- Metcalf, A., Stewart, C., Postans, N., Barlow, D., Dodds, A., Holt, C., Whatling, G., & Roberts, A. (2013). Abnormal loading of the major joints in knee osteoarthritis and the response to knee replacement. *Gait & Posture*, 37(1), 32-36. Retrieved 16. 7.

2019 from the ScienceDirect on the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212001671>

Miller, S., Agarwal, A., Hadden, W. B., Johnston, L., Arnold, G., Wang, W., & Abboud, R. J. (2018). Comparison of gait kinetics in total and unicompartmental knee replacement surgery. *Annals Of The Royal College Of Surgeons Of England*, 100(4), 267-275. Retrieved 15.7.2019 from the World Wide Web:
<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=6&sid=2dfb4311-c62e-4da0-813a-15a2e5acb5f4%40sessionmgr4008>

Naili, J. E., Iversen, M. D., Esbjörnsson, A. C., Hedström, M., Schwartz, M. H., Häger, Ch. K., & Bronström E. W. (2017). Deficits in functional performance and gait one year after total knee arthroplasty despite improved self-reported function. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 25(11), 3378-3387. Retrieved 16.7. 2019 from the World Wide Web:
<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=4dd0c5fd-dd17-494f-9eba-ff0044c27c3a%40sessionmgr4006>

Nedoma, J. et al. (2006). *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.

Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Novák, J. (2018). Význam chůze jako nejpřirozenější pohybové aktivity v životním stylu člověka. *Praktický lékař* 98(4), 158-165. Retrieved 15.4.2019 from the World Wide Web:
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,shib&db=a9h&AN=133036416&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>

Olejárová, M. (2007). Strukturu modifikující léky osteoartrózy. *Medicína pro praxi*, 2, 56-60. Retrieved 13.1.2018 from the World Wide Web:
<https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2007/02/03.pdf>

- Olejárová, M. (2010). Současná mezinárodní doporučení pro diagnostiku a léčbu gonartrózy. *Medicína pro praxi*, 7 (12), 470-474. Retrieved 12.1.2018 from the World Wide Web: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/12/05.pdf>
- Pavelka, K. (2015). Perspektivy léčby osteoartrózy. *Česká Revmatologie*, 23(1), 14-21. Retrieved 20.3. 2019 from the World Wide Web: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,shib&db=a9h&AN=102556052&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*(2. vyd.). New Jersey: Slack Incorporated.
- Příkryl, P., Selucký, J., & Fialová, J. (2009). Péče o pacienta po kloubní náhradě kyčle. *Medicína pro praxi*, 6(3), 167-168. Retrieved 13.1.2018 from the World Wide Web: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/03/11.pdf>
- Rybka, V., Vavřík, P., & kol. (1993). *Aloplastika kolenního kloubu*. Praha: Arcadia s.r.o.
- Ro, D. H., Han, H. S., Lee, D. Y., Kim, S. H., Kwak, Y. H., & Lee M. Ch. (2018). Slow gait speed after bilateral total knee arthroplasty is associated with suboptimal improvement of knee biomechanics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* (26), 1671–1680. Retrieved 16.7.2019 from the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=66&sid=d78c1720-4c5d-4abf-9d9b-1a482abacf01%40pdc-v-sessmgr05>
- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. Retrieved 21.1.2018 from the World Wide Web: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf
- Šimčík, D., & Porada, V. et al. (2008). *Analýza pohybu člověka při identifikácii osob v kriminalistike*. Košice: Technická univerzita.
- Tazawa, M., Sohmiya, M., Wada, N., Defi, I. R., & Shirakura, K. (2014). Toe-out angle changes after total knee arthroplasty in patients with varus knee osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(12), 3168-3173 Retrieved 15.7.2019

from the World Wide Web:
<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=27&sid=d78c1720-4c5d-4abf-9d9b-1a482abacf01%40pdc-v-sessmgr05>

Trnavský, K. (2002). *Osteoartróza*. Praha: Galén.

Trnavský, K., Rybka, V. et al. (2006). *Syndrom bolestivého kolena*. Praha: Galén.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Vaughan, Ch. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). *The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces*. In Z. Borysiuk (Ed.), 5th International Conference Movement and Health – Proceedings (pp. 535–545). Opole: Opole University of Technology

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction(4th ed.)*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

Youn, I. H, Youn, J. H., Zeni, J. A., & Knarr, B. A. 2018. Biomechanical Gait Variable Estimation Using Wearable Sensors after Unilateral Total Knee Arthroplasty. *Sensors*, 18(5), 1-13. Retrieved 16.7.2019 from the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=17&sid=486a2c22-163a-432f-930e-d5fc77767f85%40sessionmgr4008>

11 PŘÍLOHY

Příloha 1

Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.

Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že mou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou má osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studií: