

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

# VLIV TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KOLENNÍHO KLOUBU NA KINEMATIKU CHŮZE

Diplomová práce

Autor: Bc. Veronika Zálešáková  
Vedoucí práce: Mgr. Michaela Lehnertová  
Fyzioterapie  
OLOMOUC 2019

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Veronika Zálešáková

**Název diplomové práce:** Vliv totální endoprotézy kolenního kloubu na kinematiku chůze

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Michaela Lehnertová

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2019

**Abstrakt:** Gonartróza je limitující pro pacienty při vykonávání běžných denních aktivit. V případě neúspěchu konzervativní léčby je dalším možným řešením jak pacientům, zvláště ve vysokém stupni postižení kloubu, ulevit od bolesti a ztuhlosti kolene, chirurgické řešení pomocí totální endoprotézy. Cílem této práce bylo zhodnotit vliv totální endoprotézy kolenního kloubu na kinematiku chůze a srovnat jej se stavem před operací. Výzkumný soubor tvořilo celkem 8 probandů, 7 žen a 1 muž, průměrný věk všech probandů byl  $66,25 \pm 4,63$  let. U těchto probandů byla diagnostikována mediální gonartróza II. až III. st. stupně podle RTG dle Kellgrena a Lawrence. K porovnání získaných hodnot kinematických parametrů byl použit Wilcoxonův párový test a znaménkový test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ . Statisticky významný rozdíl ( $p=0,02$ ) byl nalezen při jednooporové fázi kroku u časoprostorových parametrů obou končetin celkově. Ve stejné skupině byl také zjištěn statisticky významný rozdíl u fáze dvojí opory ( $p=0,03$ ). U časoprostorových parametrů obou těchto testů byla prodloužena doba opory. Při měření úhlových parametrů vyšly statisticky významné hodnoty v hlezenním kloubu u maximální plantární flexe na konci stojné fáze ( $p=0,05$ ), u celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině ( $p=0,05$ ) opět u všech skupin. Na neoperované končetině v hlezenním kloubu při maximální plantární flexi na konci stojné fáze ( $p=0,04$ ). V úhlových parametrech bylo také statisticky významné zvětšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině v hlezenním kloubu ( $p=0,02$ ) u obou končetin dohromady. U neoperované končetiny se statisticky významně zvětšil rozsah maximální plantární flexe na konci stojné fáze ( $p=0,03$ ) v hlezenním kloubu, v kolenním kloubu se zvětšil celkový rozsah pohybu v sagitální rovině ( $p=0,05$ ) a deprese pánve ve švihové fázi chůze ( $p=0,03$ ). Totální endoprotéza kolenního kloubu v našem výzkumu statisticky významně ovlivnila úhlové parametry na neoperované dolní končetině. Dále byly statisticky významné hodnoty zjištěny pro úhlové a časoprostorové parametry při chůzi celkově.

**Klíčová slova:** Totální endoprotéza, kolenní kloub, kinematika, kinematická analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Veronika Zálešáková

**Title of the master thesis:** The effect of total knee replacement on the kinematics of walking

**Department:** Department of natural sciences in kinanthropology

**Supervisor:** Mgr. Michaela Lehnertová

**Year of presentation:** 2019

**Abstract:** Knee arthritis is limiting for patients in performing of regular daily activities. In case of conservative treatment failure, a total knee replacement is another possible solution to relieve both pain and stiffness of the knee, particularly in the high degree of joint involvement. The aim of this work is to evaluate the effect of total knee joint endoprosthesis on the kinematics of walking and compare it to the pre-operation condition. The research file consisted of 8 probands, namely 7 women and 1 man, while the average age of all probands was  $66.25 \pm 4.63$  years. For these probands, the medial osteoarthritis of the knee joint grade II and III was diagnosed using the X-ray according to Kellgren and Lawrence. The Wilcoxon signed-rank test was used for comparison of obtained values of kinematic parameters. For hypothesis testing, the level of statistical significance was determined at  $\alpha = 0.05$ . A statistically significant difference ( $p = 0.02$ ) was found in the single limb stance of the step in time-space parameters in all groups. In the same group, a statistically significant difference was also found in the double limb stance ( $p = 0.03$ ). The support stance was prolonged for time-space parameters of both these tests. When measuring the angle parameters, statistically significant values were reported in ankle joint at the maximum plantar flexion at the end of the standing phase ( $p = 0.05$ ), for the entire range of motion in the sagittal plane ( $p = 0.05$ ) in all groups again. At the non-operated limb, in the ankle joint at maximum plantar flexion at the end of the standing phase ( $p = 0.04$ ). In the angular parameters, there was also a statistically significant increase in the overall range of motion in the sagittal plane in the ankle joint ( $p = 0.02$ ) in all groups. At the non-operated limb, the range of maximum plantar flexion at the end of the standing phase ( $p = 0.03$ ) in the ankle joint has increased significantly. The knee joint showed an increased overall range of motion in the sagittal plane ( $p = 0.05$ ) and depression of the pelvis in the swinging stance of walking ( $p = 0.03$ ). The total knee joint endoprosthesis significantly influenced angular parameters on the non-operated lower limb and angular walking parameters in total in our research. Statistically significant values were found for time-space parameters in walking generally.

**Key words:** Total knee replacement, knee joint, kinematics, kinematic analysis

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením  
Mgr. Michaely Lehnertové, uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a řídila  
jsem se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

.....

Děkuji Mgr. Michaele Lehnertové, za ochotu, cenné rady a návrhy, které mi poskytla při zpracování diplomové práce a za odborné vedení práce. Dále děkuji všem, kteří mě podporovali při psaní této práce i při celém studiu.

## Obsah

1 ÚVOD .....	10
2 SYNTÉZA POZNATKŮ .....	11
2.1 Anatomie kolenního kloubu .....	11
2.1.1 Menisky .....	11
2.1.2 Vazy a kloubní pouzdro .....	11
2.2 Pohyby kolenního kloubu .....	14
2.3 Osteoartróza .....	14
2.3.1 Příznaky a diagnostika .....	15
2.3.2 Možnosti terapie .....	16
2.4 Totální endoprotéza kolenního kloubu .....	17
2.4.1 Typy endoprotéz kolenního kloubu .....	18
2.4.2 Předoperační a pooperační péče .....	20
2.4.3 Komplikace .....	20
2.5 Kinematika .....	21
2.6 Krokový cyklus .....	22
2.6.1 Fáze krokového cyklu .....	24
2.7 Kinematická analýza chůze .....	26
2.7.1 Vicon MX .....	27
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	28
3.1 Cíle .....	28
3.2 Výzkumné otázky .....	28
3.3 Hypotézy .....	28
4 METODIKA .....	29
4.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	29
4.2 Metoda měření .....	29
4.3 Průběh měření .....	30
4.4 Zpracování výsledků .....	30
4.5 Další zahrnutá vyšetření .....	30
5 VÝSLEDKY .....	31
5.1 Výsledky k hypotéze $H_{01}$ .....	31
5.2 Výsledky k hypotéze $H_{02}$ .....	32

5.2.1 Hlezenní kloub .....	32
5.2.2 Kolenní kloub .....	35
5.2.3 Kyčelní kloub .....	37
5.2.4 Pánev .....	38
6 DISKUZE .....	40
6.1 Diskuze k hypotéze $H_{01}$ .....	41
6.2 Diskuze k hypotéze $H_{02}$ .....	42
6.2.1 Hlezenní kloub .....	42
6.2.2 Kolenní kloub .....	42
6.2.3 Kyčelní kloub .....	43
6.2.4 Pánev .....	43
6.3 Diskuze k limitům práce .....	44
7 ZÁVĚR .....	45
8 SOUHRN .....	46
9 SUMMARY .....	47
10 REFERENČNÍ SEZNAM .....	48
11 PŘÍLOHY .....	54



## Seznam použitých zkratek

LCA	ligamentum cruciatum anterius
m.	musculus
TEP	totální náhrada kloubu
OA	osteoartróza
RTG	rentgen
GA	gonartróza
DK	dolní končetina
KOK	kolenní kloub

## 1 ÚVOD

Nejvíce namáhanými klouby jsou kvůli způsobu chůze ve vzpřímené poloze a stavbě lidského skeletu velké nosné klouby dolních končetin (kyčelní, kolenní a hlezenní klouby), (Nedoma et al., 2006).

Gonartróza je nejběžnější formou osteoartrózy a je zařazena do skupiny civilizačních chorob (Radzimińska, Weber-Rajek, Lewandowska, Lullińska-Kuklik, Strączyńska, & Moska, 2016).

Dle zjištěných informací se v České republice ročně implantuje kolem 16 000 endoprotéz kolenního kloubu. A dá se předpokládat, že počet provedených totálních náhrad kolenního kloubu bude dále přibývat (Trč, 2016).

Celková artroplastika kolenního kloubu poskytuje podstatné zlepšení kvality života u pacientů s gonartrózou v konečném stádiu. Avšak 75 % pacientů udává spokojenost s výsledkem a toto číslo se nezvětšuje ani s implantováním novějších typů náhrad (Jones et al., 2016). Analýza chůze je velmi užitečným nástrojem pro kvantitativní popis funkčních rozdílů spojených s artrózou kolenního kloubu (Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish, & Deluzio, 2007). Znalost kinematického chování totálních náhrad kolenního kloubu během běžných denních aktivit umožní lepší vývoj a hodnocení inovativních návrhů totálních náhrad a různých chirurgických řešení, které mohou lépe obnovit normální funkci kolenního kloubu. Přesnost nástrojů v rozsahu několik milimetrů a pár stupňů je dostačující k odhalení abnormálních a potencionálně nebezpečných kinematických kloubních modelů (Zuffi, Leardini, Catani, Fantozzi, & Cappello, 1999).

Tato diplomová práce zjišťuje, jaký vliv má totální náhrada kolenního kloubu na kinematiku chůze.

## 2 SYNTÉZA POZNATKŮ

### 2.1 Anatomie kolenního kloubu

Articulatio genus, neboli kloub kolenní, patří mezi nejkomplicovanější kloub v lidském těle. Na jeho uspořádání se podílejí artikulující kosti (femur, tibia a patela), menisky, kloubní pouzdro, vazy a svaly (Dungl et. al., 2014).

„Vazy společně s tvarem kloubních ploch rozhodují o kinematice kloubu a zajišťují jeho pasivní stabilitu. Menisky vyrovnávají inkongruenci kloubních ploch a podporují funkci a stabilitu kloubu. Svaly zajišťují aktivní pohyb a působí jako aktivní stabilizátory“ (Dungl et. al., 2014, 807).

#### 2.1.1 Menisky

Menisky jsou z vazivové chrupavky. Meniscus medialis má tvar písmene C. Meniscus lateralis je na rozdíl od mediálního, kruhovitěho tvaru, disponuje větší pohyblivostí, a proto je také méně často poškozen (Trnavský & Rybka, 2006).

Mediální meniskus je méně pohyblivější z důvodu spojení se zadní částí vnitřního kolaterálního vazy pomocí kloubního pouzdra. Také je spojen s přední částí úponové šlachy musculus semimembranosus. Meniscus lateralis je taktéž prostřednictvím kloubního pouzdra propojen s musculus popliteus. Na oba menisky působí pohyby těchto svalů (Čihák, 2011).

Menisky jsou významné pro správnou funkci kolenního kloubu. Tlumí nárazy, promazávají kloub, zkvalitňují kongruenci kloubních ploch a přispívají ke stabilitě kloubu (Dungl et. al., 2014).

#### 2.1.2 Vazy a kloubní pouzdro

Vazivový aparát kolenního kloubu je tvořen ligamenty kloubního pouzdra a nitrokloubními vazy. Mezi ligamenta kloubního pouzdra patří vpředu šlacha musculus quadriceps femoris – ligamentum patellae, po stranách ligamentum collaterale tibiale et fibulare a vzadu ligamentum popliteum obliquum a ligamentum popliteum arcuatum. Do nitrokloubních vazů řadíme ligamentum cruciatum anterius, ligamentum cruciatum posterius, ligamentum transversum genus (propojuje napříč menisky), ligamentum meniscofemorale posterius et anterius (Čihák, 2011).

Ligamentum collaterale tibiale jde z vnitřního epikondylu femuru a upíná se na vnitřním a zadním okraji tibie. Ligamentum collaterale fibulare jde od zevního epikondylu femuru na caput fibulae (Trnavský & Rybka, 2006).

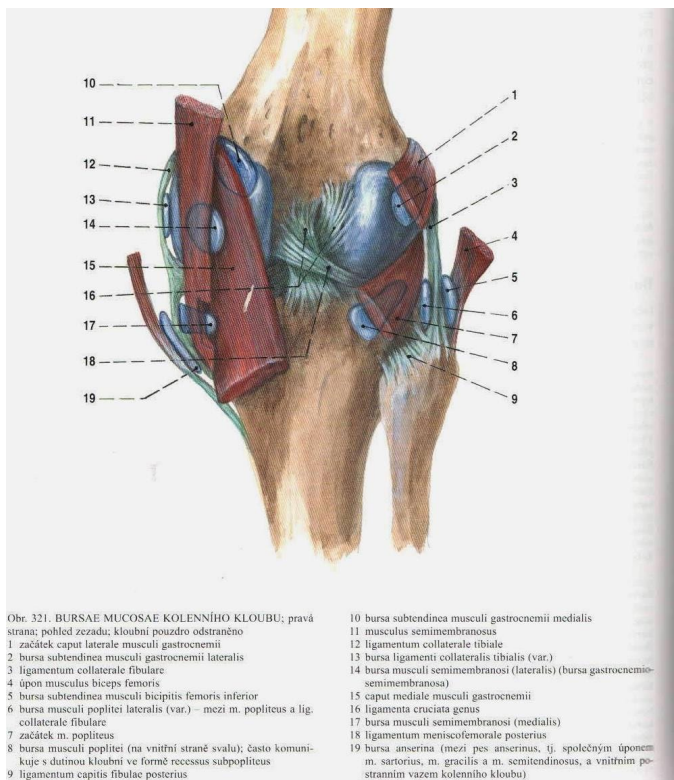
Ligamentum patellae tvoří společně s musculus quadriceps femoris, patelou a jejím závěsným aparát (retinacula patellae) extenční aparát kolenního kloubu (Trnavský & Rybka, 2006).

„Uspořádání extenzního aparátu má značný význam pro stabilitu pately a biomechaniku femoropatelního skloubení“ (Dungl et. al., 2014, 808).

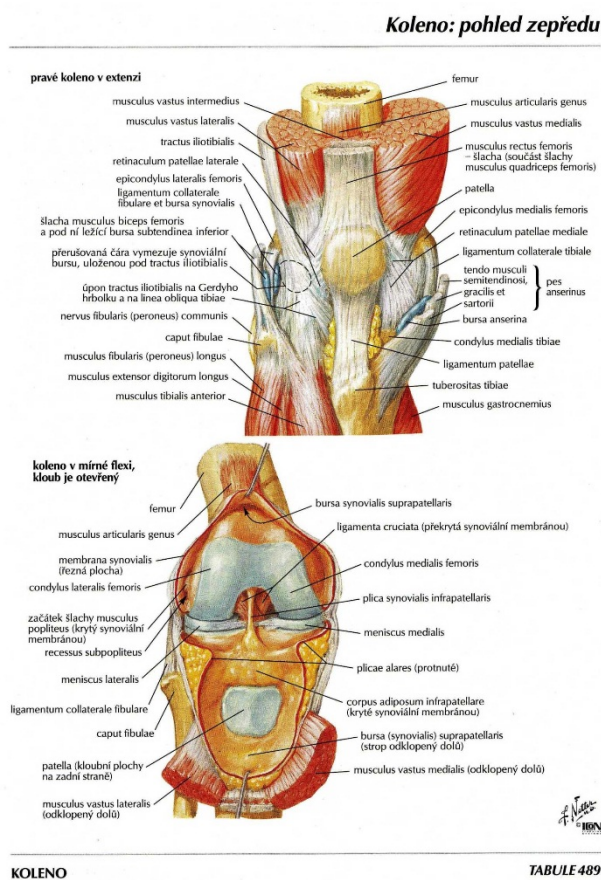
Pro popis extenčního aparátu se využívá Q-úhel, který je formován směrem tahu m. quadriceps femoris a linií šlachy upínající se na střed česky. Klinicky je úhel tvořen linií ze spina iliaca anterior superior do středu česky a přímkou od tuberositas tibiae do středu česky. Normální velikost úhlu u žen je 15°, u mužů 8-10°. Úhel se zvětšuje u pacientů s valgozitou kolenních kloubů, neobvyklou funkcí m. quadriceps femoris, laterálně položenou tuberositas tibiae a vnější torzí holenní kosti (Trnavský & Rybka, 2006).

Ligamentum cruciatum anterius et posterius zabezpečují stabilitu a pružné spojení femorální a tibiální části kloubu (Nedoma et al., 2006). Přední zkřížený vaz se upíná od vnitřní plochy zevního kondylu femuru do area intercondylaris anterior. Zadní zkřížený vaz jde od zevní plochy vnitřního kondylu femuru do area intercondylaris posterior (Čihák, 2011).

V okolí kolenního kloubu se v místech tlaku a tření vyskytuje několik burz (bursae mucosae), například bursa suprapatellaris komunikuje s kloubní dutinou. Nekomunikující bursae mucosae jsou na zadní straně kloubu (Čihák, 2011).



Obrázek 1. Anatomie kolenního kloubu (Čihák, 2011, 332).



Obrázek 2. Anatomie kolenního kloubu (Netter, 2012, 489).

## 2.2 Pohyby kolenního kloubu

Kolenní kloub jako nejsložitější kloub dovoluje stabilitu při současné mobilitě. Aktivní flexi lze provést až do 120°, pasivní flexi do 140°. Záleží na velikosti stehna a lýtky a také na stavu musculus rectus femoris (Véle, 2006). Nulová flexe je pojmenovávána jako základní postavení kolenního kloubu. Z této polohy lze ještě uskutečnit hyperextenzi do rozsahu 5°, u hypermobilních jedinců může dosáhnout až 15°. Uzamknuté koleno je stav, kdy při nulové flexi jsou kolaterální vazy napnuty a vazivové struktury na zadní straně kloubu, stehenní kost, menisky a holenní kost pevně naléhají (Kolář et al., 2009).

Zevní rotace je možná okolo 15-30°, vnitřní rotace do 40° a dějí se podél osy tibie (Véle, 2006). Samostatné rotace jsou proveditelné pouze za současné flexe při odemknutém kolenním kloubu (Čihák, 2011).

V plné extenzi jsou rotační pohyby v důsledku napětí téměř všech vazů takřka nemožné. Počáteční rotace, při níž se tibie točí dovnitř, je spojena s flexí v prvních 5° pohybu. Počáteční rotací se uvolní ligamentum cruciatum anterius. Tento pohyb se označuje jako odemknutí kolena (Kolář et al., 2009, 162).

Valivý pohyb se uskutečňuje v meniskofemorálních kloubech, tak že se femur valí po plochách formovaných tibií a menisky. Valivý pohyb provádí flexi po počáteční rotaci. Následuje posuvný pohyb, který dokončuje flexi. V konečné fázi flexe se děje pohyb v meniskotibiálním kloubu. Celý proces se při extenzi děje opačně. Začíná posuvným pohybem dopředu, následuje valivý pohyb femuru po kondylech a zevní rotace tibie dokončí pohyb a uzamkne kolenní kloub (Čihák, 2011).

Patela se při pohybu do flexe pohybuje distálním směrem a při extenzi proximálním směrem (Kolář et al., 2009).

Souhru těchto pohybů zabezpečují zkřížené vazy (Dunzl et al., 2014).

## 2.3 Osteoartróza

Osteoartróza kolenního kloubu neboli gonartróza představuje nejčastější formu degenerativního onemocnění, revmatického onemocnění, na jedné nebo obou dolních končetinách, které jsou zodpovědné za opotřebením hyalinní chrupavky ve femoropatelním a femorotibiálním kloubu, remodelací v subchondrální kosti a vznikem osteofytů. To se projevuje bolestí, ztuhlostí kloubů a funkční poruchou (Burcea, Georgescu, Armean, & Burlibasa, 2014).

Nejčastěji bývá postižen izolovaně mediální tibiofemorální kloub (je nejméně kryt meniskem) nebo v kombinaci s postižením kloubu patelofemorálního. K maximálnímu poškození chrupavky, pak dochází na laterálním okraji pately a v mediálním kompartmentu. Je to dáno tím, že při pohybu kloubu jde maximum biomechanické zátěže mediální plochou kloubu a při flexi je patelofemorální kloub zatížen asi 7-8 násobkem tělesné váhy (Trnavský & Rybka, 2006, 119).

Onemocnění postihuje 12-15 % populace, obě pohlaví a u pacientů nad 75 let se vyskytuje u více než 80 % (Kolář et al., 2009). Gallo et al. (2011) bere v úvahu, že u pacientů po 40. roce věku, jsou již vidět na rentgenovém snímku první známky artrózy.

Rozlišují se dva druhy artrózy. Příčinou primární artrózy je dysregulace metabolismu kloubní chrupavky. U artrózy sekundárního typu je známo více příčin vzniku degenerace. Kolář et al. (2009) uvádí příčiny anatomické (například různá délka dolních končetin nebo hypermobilní syndrom), traumatické (např. luxace, chronická mikrotraumata – neadekvátní sportovní zátěž), metabolické (např. diabetes mellitus, dna) a zánětlivé (např. revmatoidní artritida).

Trnavský & Rybka (2006) považují za nejčastější příčinu artrózy poškození menisků a zkřížených vazů. Zároveň autoři uvádějí, že u osob s traumatem kolenního kloubu je riziko vzniku artrózy 5-6krát vyšší. Mezi relevantní rizikové faktory řadí nadváhu, oslabení musculus quadriceps femoris a opakující se přetěžování kolen u sportovců. Také varózní nebo valgózní postavení kolen má vliv na příliš velkou zátěž některé části chrupavky.

### **2.3.1 Příznaky a diagnostika**

Bolest je hlavním důvodem, kvůli kterému navštíví pacienti s gonartrózou svého lékaře (Radzimińska, Weber-Rajek, Lewandowska, Lullińska-Kuklik, Strączyńska, & Moska, 2016).

Podstatným faktem je, že se nevyskytuje praktická souvislost mezi klinickými, rentgenologickými a patologickými projevy artrózy. Velikost bolesti však nemusí odpovídat rentgenologickému nálezů. Na druhou stranu je ovšem potvrzená spojitost, že při narůstajícím stádiu degenerativních změn narůstá výskyt bolestí kloubů (Trnavský & Rybka, 2006).

Bolest je zpočátku ponámahová nebo startovací ráno po probuzení. Později přechází v klidovou, která ruší spánek. Pacienti pociťují ranní ztuhlost a zhoršuje se rozsah kolenního

kloubu (pasivní a aktivní). Omezený rozsah pohybu může přejít až k semiflekčnímu postavení a varózní nebo valgózní deformitě. Objevují se drásoty, palpační bolestivost a zhrubění kloubních tvarů. V akutní zánětlivé fázi se mohou vyskytovat i projevy zánětu a výpotek (Sosna, A., 2001).

Mohou se objevit kontraktury, ztrácí se svalová hmota v okolí postiženého kloubu a pacient může pociťovat kloubní nestabilitu. Mění se stereotyp chůze, v některých případech můžeme vidět i kulhání (Gallo et al., 2011).

Diagnóza artrózy je stanovena na základě klinického vyšetření a radiologického nálezu (Gallo et al., 2011).

Dle Koláře et al. (2009) lze na rentgenovém snímku sledovat subchondrální sklerózu, zúženou kloubní šterbinu, vznik osteofytů, inkongruenci kloubních ploch a v posledním stádiu artrózy až zánik kloubní šterbiny.

### **2.3.2 Možnosti terapie**

Analgetická, protizánětlivá a protiedémová léčba je velmi důležitá pro pacienty s onemocněním pohybového systému, protože jim umožní fungovat se sníženým užíváním léků proti bolesti, zvýší jejich mobilitu a tím zlepší i kvalitu jejich života (Radzimińska, Weber-Rajek, Lewandowska, Lullińska-Kuklik, Strączyńska, & Moska, 2016).

Rehabilitačními metodami a režimovými opatřeními můžeme zmírnit potíže pacienta, ale zatím nebyla nalezena léčba, která by dokázala zregenerovat již zaniklou chrupavku. Do režimových opatření zařazujeme redukci hmotnosti a pravidelnou pohybovou aktivitu, vhodně zvolenou pro pacienta, tak aby nepřetěžoval postižený kloub (Gallo et al., 2011).

V rehabilitaci se využívá účinků fyzikální terapie, hydrokinezioterapie, termoterapie a kryoterapie, měkké techniky, protažení zkrácených svalů a posílení svalů oslabených, tejpování, pohybová aktivita s ohledem na postižený kloub, chůze s odlehčením jako například nordic walking (Gallo et al., 2011).

Dle Burcea, Georgescu, Armean, & Burlibasa (2014) je hydrokinezioterapie důležitou součástí rehabilitace, protože při cvičení ve vodě dochází ke snížení bolestivosti pacienta v důsledku částečné ztráty gravitace, zmenšení intraartikulárního tlaku v koleni, zlepšení svalové relaxace, zlepšení flexibility šlach a promazávání synoviální tekutinou. Dále uvádí, že hydrokinezioterapie má pozitivní vliv na vnímání končetin, snížení otoku díky neustále vytvářenému tlaku okolo končetiny a zvětšení pohyblivosti kolenního kloubu do flexe.



K oddálení chirurgického zákroku se využívá farmakoterapie, kdy lékař předepíše analgetika nebo nesteroidní analgetika. Pacientům se doporučují chondroprotektiva, která obsahují glukosamin sulfát, chondroitin sulfát a kyselinu hyaluronovou (Kolář et al., 2009).

Trnavský & Rybka (2006) uvádějí jako jednu z možností farmakologické terapie aplikaci kyseliny hyaluronové, která má za cíl zlepšit viskozitu synoviální tekutiny a působí i protizánětlivě.

Výsledky zjištěné ve studii od Delbarre, Amor, Bardoulat, Tetafort, & Pelletier-Fleury (2017) podporují účinnost injekční aplikace kyseliny hyaluronové pro oddálení totální náhrady kolenního kloubu.

## **2.4 Totální endoprotéza kolenního kloubu**

Kloubní spojení jsou svým tvarem a formou tak různorodé, že je nemožné vytvořit univerzální kloubní náhradu jakéhokoli lidského kloubu. Přesto se však ortopedi a vývojáři snaží dokonalému stavu přiblížit (Nedoma et al., 2006).

Totální náhrady kolenního kloubu se začaly vyvíjet ve 40. letech minulého století. Ale až v roce 1970 byl představen a implantován první moderní prototyp endoprotéz (Dungl et. al., 2014). Předpokládá se, že do roku 2030 vzroste číslo provedených TEP kolenního kloubu o 673 % (Gallo, Gibon, & Goodman, 2017).

Nedoma et al. (2006) uvádí, že při vytváření totálních náhrad kloubů (TEP) musí být splněno 7 podmínek:

1. vhodná operační technika
2. vyhovující TEP pro různé věkové skupiny
3. vhodné materiály na výrobu TEP
4. použití zavedených výrobních postupů
5. stavba TEP taková, aby při operaci docházelo k minimální ztrátě kosti
6. excelentní parametry stavby TEP
7. přijatelná tuhost, bez větších koncentrací napětí

U nahrazeného kloubu funguje stejný rovnovážný systém – tvar odpovídá funkci, tak jako u zdravého kloubu. Artrotické změny vznikají při narušení rovnovážného stavu u zdravého kloubu. Pokud se tato rovnováha naruší u umělého kloubu, dochází poté k opotřebení komponent umělého kloubu, mechanickému selhání a předčasnému uvolnění náhrady (Nedoma et al., 2006).

Při operaci je velkou snahou obnovit nebo se alespoň co nejvíce přiblížit fyziologické ose dolní končetiny a také zabezpečit stabilitu kloubu. Pečlivá soustředěnost je zaměřena i na udržení a obnovení stejného napětí ligamenta collateralia mediale et laterale, což je zajištěno precizním odstraněním kosti a povolením zkrácených struktur. Výška artikulační polyetylenové vložky je určena napnutím postranních vazů. Ligamentum cruciatum anterius (LCA) je již před operací potrhán v důsledku artrotických změn uvnitř kloubu. Jeho funkčnost po výkonu nahradí svaly stehna. Ligamentum cruciatum posterius zůstává, pouze pokud je zkrácen, tak se částečně resekuje. Tvar artikulační vložky může jeho význam substituovat (Hajný & Štědrý, 2001).

Bylo zjištěno, že neexistují žádné klinicky významné rozdíly mezi zachováním zadního zkříženého vazů a posteriorní stabilizací totální náhrady kolenního kloubu. Posteriorní stabilizace má však výhodu oproti zachování LCA v lepším pooperačním celkovém rozsahu pohybu kolena. Autoři uvádějí, že by mělo být vedeno delší sledování, jestli výhoda posteriorní stabilizace může mít vliv na další funkce kolenního kloubu (Jiang, Liu, Wang, Bian, Feng, & Weng 2016).

#### **2.4.1 Typy endoprotéz kolenního kloubu**

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

Nejvíce se provádí aloplastika, při které je ošetřen celý kloubní povrch kolene. Ortopedové používají velmi tenké a kompaktní díly, jež jsou velmi podobné zdravému kolennímu kloubu a při níž se resekuje jen nezbytně nutná část kosti. To poté usnadní případnou reoperaci (Trnavský & Rybka, 2006).

„Femorální komponenta je zhotovena většinou z chromkobaltové slitiny, vzácněji z keramiky. Tibiální část má kovovou základnu uzpůsobenou tvaru tibie a je navíc opatřena kontaktním povrchem z polyetylenu“ (Trnavský & Rybka, 2006, 175).

Existují implantáty, které dovolují ošetřit i povrch pately nebo náhrady s interkondylickou zarážkou, jež nahradí funkci kloubních vazů (Sosna, 2001).

Pro fixaci náhrad se používá kostní cement (polymetylmetakrylát) nebo se nechá kost prorůst do speciálně přizpůsobenému povrchu implantátu. Zarůstání kosti do implantátu je náročné na zhotovení, finance a delší rehabilitaci. Na druhou stranu je výhodou delší

životnost náhrady, snížená náchylnost k infekci a případná reoperace je snazší (Trnavský & Rybka, 2006).

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

Pokud se spojí cementová komponenta s necementovou, označuje se náhrada jako hybridní endoprotéza (Gallo et al., 2011).

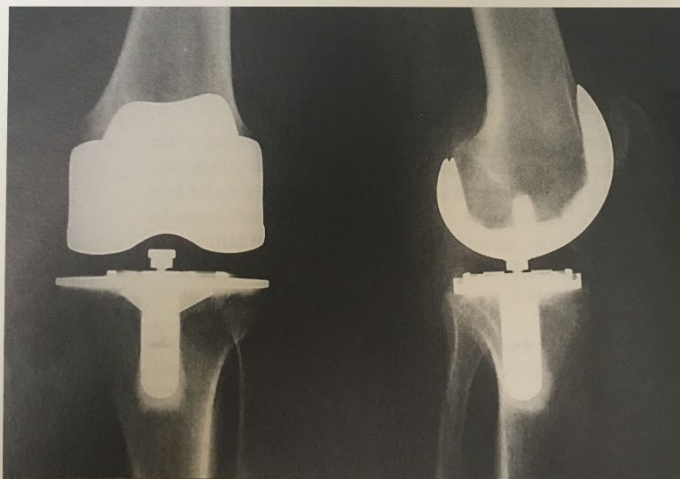
Cílem náhrady kolenního kloubu je obnova funkce kloubu a ideální obnovení mechanické osy končetiny, aby se předešlo přetížení a následnému zkrácení životnosti náhrady (Nedoma et al., 2006).



Obr. 13.1. Hemiartroplastika mediálního kompartmentu



Obr. 13.2. Hemiartroplastika nezasahuje do oblasti femoropatelárního kontaktu



Obr. 13.3. Rentgenový snímek totální náhrady kolenního kloubu Walter Modular v předozadní a bočné projekci

Obrázek 3. Náhrady kolenního kloubu (Trnavský & Rybka, 2006, 176).

### **2.4.2 Předoperační a pooperační péče**

Pokud už je kolenní kloub natolik destruován a je indikována operace, musí pacient absolvovat interní vyšetření, předoperační rehabilitaci a někdy také odběr krve k autotransfúzi. V předoperační péči je důležitá edukace pacienta o následném průběhu pooperační rehabilitace. Pacient by měl mít natrénovanou chůzi o berlích bez zátěže operované dolní končetiny (Trnavský & Rybka, 2006).

Do předoperační fáze je důležité, aby se fyzioterapeut s pacientem zaměřil také na ošetření postiženého kolenního kloubu (mobilizace pately, polohování s extendovaným kolenem, aby se předešlo kontrakturám), protažení zkrácených ischiokrurálních svalů a posílení oslabených – hlavně stehenního, gluteálního a břišního svalstva. Zařazuje se také zlepšení celkové kondice, nácvik správného stereotypu dýchání a nácvik sebeobsluhy. Fyzioterapeut a lékař by měli pacienta informovat o možných rizicích a režimových opatřeních (Kolář et al., 2009).

Pro úspěšnou operaci je důležitá kvalita provedené fyzioterapie v předoperační a pooperační fázi (Kolář et al., 2009).

V časně pooperační fázi pacient polohuje a provádí kryoterapii na operovaném kloubu. Dále se s pacientem provádí dechová cvičení, izometrické posílení svalů, kontroluje se správný stereotyp chůze s odlehčením operované dolní končetiny. Po odstranění stehů je důležité ošetřování jizvy měkkými technikami. Využívá se také účinků biolampy a laseru. Jakmile je rána zhojena doporučují se vodoléčebné procedury a hydrokinezioterapie (Kolář et al., 2009).

Pacientovi by mělo být vysvětleno, aby minimálně 6 týdnů od operace plně odlehčoval operovanou končetinu. Obvykle po 6 týdnech může pacient začít zatěžovat na polovinu tělesné hmotnosti a po 3 měsících už je dovolena plná zátěž. Vždy záleží na tom, co povolí a určí operatér, protože musí brát v úvahu typ implantátu, věk a postižení dalších kloubů (Trnavský & Rybka, 2006).

Pacienti po operačním výkonu mají nárok na komplexní lázeňskou léčbu (Kolář et al., 2009).

### **2.4.3 Komplikace**

Komplikace u totálních náhrad kolenního kloubu se vyskytují častěji než u TEP kyčelního kloubu, z důvodu větší technické náročnosti a složitější anatomii. Mezi komplikace patří infekce, které se mohou objevit ihned nebo až za několik let od operace. Jako prevence

proti další komplikaci – flebotrombóze se pacientům po operaci bandážují dolní končetiny, podávají se léky na ředění krve a je snaha o co nejčasnější vertikalizaci a mobilizaci pacienta. Autoři ještě uvádí instabilitu a bolest femoropatelárního kloubu (Trnavský & Rybka, 2006). Gallo et al. (2011) uvádí jako nejfrekventovanější příčinu selhání aseptické uvolnění implantátu (odloučení endoprotézy od kostního lůžka) nebo také vykloubení kloubu a periprotetické zlomeniny.

## 2.5 Kinematika

Kinematika je součástí mechaniky.

Mechanika tuhých těles slouží pro popis pohybů lidského těla. A člení se na statiku a dynamiku. Dynamiku můžeme dále rozdělit na kinematiku a kinetiku. Kinetika se zabývá silami, které jsou příčinou pohybu (Soumar, 2011). „Slovo kinematika pochází z řeckého kineo, což znamená pohyb. Kinematika studuje a popisuje pohyb těles bez ohledu na jeho příčinu, tj. na působící sílu“ (Janura & Janurová, 2007,18). Podle Šimšíka, Porady et al., (2008) se kinematika zabývá studiem pohybu těla pomocí měření poloh a vzájemných orientací segmentů těla v prostoru a čase.

Biomechanika se zabývá mechanikou živých systémů. Konstrukce umělých náhrad kloubů musí dodržovat zásady biomechaniky a biomechanických poměrů v daném kloubu. Kinematická a dynamická charakteristika je určována uspořádáním a tvarem lidských kloubů. Geometrie kloubu, tvar kontaktních ploch a jejich chrupavčitý povrch stanovují kinematickou charakteristiku (Nedoma et al., 2006).

Svaly, vazy a ploténky dohromady formují anatomickou strukturu, jež stabilizuje kolenní kloub v rovině sagitální, frontální a horizontální. Zkřížené vazy, flexory a extenzory kolene zabezpečují stabilitu v sagitální rovině. Postranní vazy a úpony m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus, m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae zajišťují stabilitu ve frontální rovině. Díky všem uvedeným strukturám je kolenní kloub téměř antitorzním systémem (Nedoma et al., 2006).

Porozumění kinematickým veličinám (dráha, rychlost, zrychlení) zároveň i s veličinami kinetickými (síly, momenty sil) nám může lépe objasnit důvody přetěžování pohybového aparátu. Pochopení těchto důvodů může vést ke změnám v technice nebo úpravám nástrojů a pomůcek. Díky těmto změnám pak lze omezit výskyt zranění pohybového aparátu (Soumar, 2011). V kinematice můžeme hodnotit délku a frekvenci kroků,

lineární posun, lineární rychlost, lineární zrychlení, úhlové posunutí, úhlovou rychlost a úhlové zrychlení (Šimšík, Porada et al., 2008).

Mezi kinematické metody můžeme dle Janury & Zahálky (2004) zařadit goniometrii (elektrogoniometrii), akcelerometrii, stroboskopii, systémy pracující na elektromagnetickém principu, systémy využívající akustické senzory a optoelektrické systémy.

## 2.6 Krokový cyklus

Chůze člověka je způsob lokomoce, který je specifický a umožňuje přesun z místa na místo (Dungl et. al., 2014). Chůze je charakteristická pro každého jedince a vybudovává se v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech. Jedná se o střídavý cyklický pohyb dolních končetin se souhyby celého těla ve vzpřímené pozici (Dvořák, 2007).

Základní jednotkou lidské chůze je dvojkrok (Dvořák, 2007). Vzdálenost mezi místy dopadu obou pat dolních končetin se označuje jako krok. Vzdálenost mezi body dopadu paty jedné končetiny na začátku a konci jejího krokového cyklu je pojmenovaná jako dvojkrok Vařeka & Vařeková (2009). Jeden krokový cyklus je období mezi dvěma údery paty stejné nohy (Kolář et al., 2009).

Vařeka & Vařeková (2009, 51) uvádějí, že chůze má tři důležité části, a to zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení. „Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované, cyklické pohyby, které lze popsát v rámci krokového cyklu“.

Švihová fáze, oporná fáze a fáze dvojí opory jsou tři zřetelně oddělené pohybové fáze pro každou dolní končetinu (Véle, 2006).

### *Švihová fáze*

Při švihové fázi jde končetina vpřed bez kontaktu s opornou bází. Tato fáze je obtížná na udržení vodorovné polohy pánve, která může na straně švihové dolní končetiny podklesnout, z důvodu ztráty jednoho ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřením pouze opornou nohou. Aktivní abduktory oporné nohy a m. quadratus lumborum m. iliopsoas švihové nohy vyrovnávají pokles pánve. Dotyk švihové nohy kontaktem paty s opornou plochou zamezí začínajícímu pádu (Véle, 2006).

Švihová fáze představuje 40 % krokového cyklu (Kolář et al., 2009).

Ve švihové fázi poskytuje kolenní kloub nezbytné síly a momenty k překonání a kontrole setrvačných účinků končetiny (Levine & Bosco, 2007).

#### *Oporná fáze*

Během oporné fáze je dolní končetina po celou dobu ve styku s opornou bází. Oporná fáze začíná dotykem paty švihové nohy na opornou plochu, jež utlumí postupující pád. Kontakt nohy jde z paty na celou plošku nohy a díky nožní klenbě se dynamicky vytvoří členitá plocha oporné báze. Tím se utvoří pevný a spolehlivý kontakt, který se projevuje střídáním supinace a pronace nohy. Končetina, která prvně brzdila pád se stává opornou končetinou. Původně oporná končetina se stává odrazovou po propulzním pohybu provázeném odvinutím paty plantární flexí. Tato končetina 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 (Véle, 2006).

Stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu (Kolář et al., 2009).

V oporné fázi je koleno vystaveno kompresním silám a jednou z hlavních rolí je odolávat zatížení uložené skrz chodidlo (reakční síly podložky). Proměnné kolenního kloubu během stojné fáze zahrnují velikost sil působící na koleno a směr sil vztahující se k povrchu chrupavky a ose dolní končetině (Levine & Bosco, 2007).

#### *Fáze dvojí opory*

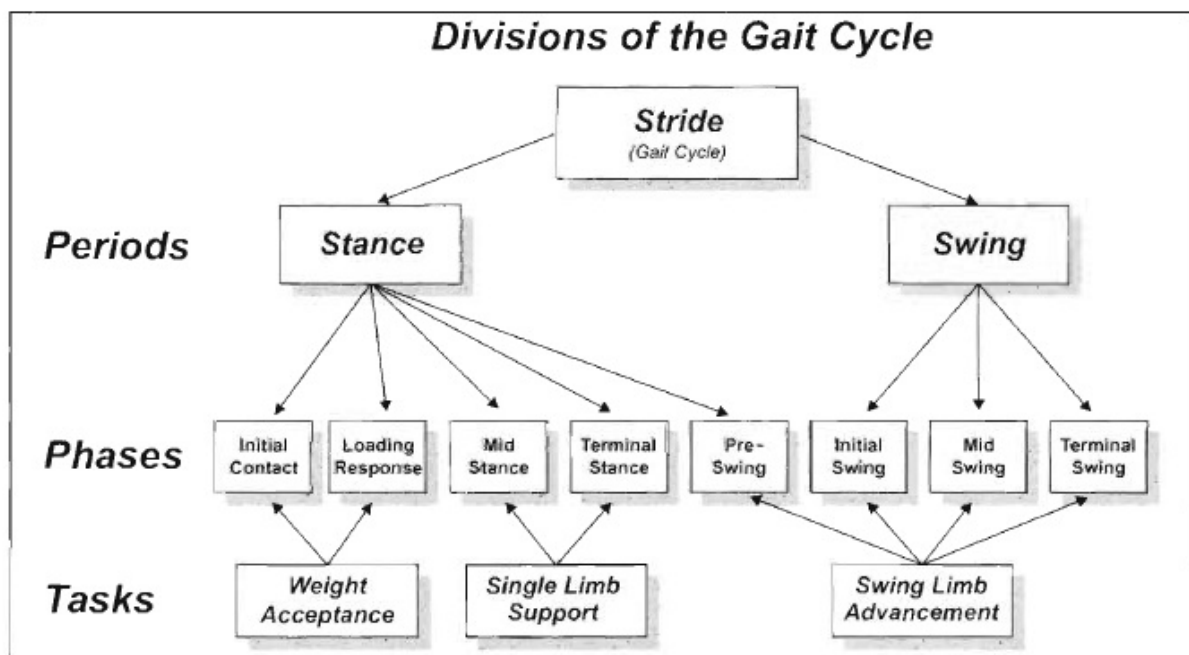
Při fázi dvojí opory se obě končetiny nacházejí ve styku s opornou bází a představuje přechod mezi švihovou a opornou fází spojenou s propulzí. Tato fáze vytváří rozdíl mezi chůzí a během, protože při běhu fáze dvojitě opory chybí. Ve fázi dvojí opory se odvíjení špičky na stojné dolní končetině kryje s kontaktem paty na švihové dolní končetině (Véle, 2006).

V rámci krokového cyklu musí být vykonané tři hlavní úkoly. Nejnáročnějším úkolem je přenos hmotnosti. Obsahuje přenos hmotnosti těla na končetinu, která zrovna ukončila krok, absorpci otřesů a udržení pohybu směrem dopředu. Druhým úkolem je opora jedné končetiny, během které musí jedna z končetin tvořit oporu celé hmotnosti těla a poskytovat stabilitu trupu při zachování pohybu dopředu. Posledním, třetím úkolem je posun nohy, která vyžaduje zvednutí končetiny od podložky a dosažení svého cíle před tělem (Šimšík, Porada et al., 2008).

Kolář et al. (2009, 48) uvádí fáze krokového cyklu – názvosloví podle Perry (1992).

1. počáteční kontakt – initial contact, IC
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%

Funkční rozdělení krokového cyklu je znázorněno na (Obrázku 4), kde dvojkrok (stride) je funkční termín pro krokový cyklus. Období (periods) ukazují základní rozdělení krokového cyklu dotykem nohou. Každá fáze je určena postavením končetin. Úkoly ukazují seskupení fází pomocí funkcí, ke kterým přispívají (Perry & Burnfield, 2010, 10).



Obrázek 4. Funkční rozdělení krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, 10).

### 2.6.1 Fáze krokového cyklu

#### *počáteční kontakt – initial contact*

Tato fáze zahrnuje okamžik, kdy noha dopadne na podložku a okamžitou reakci na přenos tělesné hmotnosti (Perry & Burnfield, 2010). Při normální chůzi se jako první dotkne pata. Kyčel je ve flexi, koleno v extenzi a kotník jde z dorzální flexe do neutrální polohy (Šimšík, Porada et al., 2008).



### *reakce na zatížení – loading response*

Druhá fáze obsahuje počáteční fázi dvojí opory. Fáze následuje po fázi počátečního kontaktu nohy s podlahou a pokračuje, dokud se druhá končetina nezvedne pro švihovou fázi (Perry & Burnfield, 2010). Hmotnost těla se přenáší na opěrnou končetinu. Tato fáze je důležitá pro absorpci otřesů, přenášení hmotnosti a postup dopředu. Druhá končetina je ve fázi přípravy na odraz (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *střed stojné fáze – midstance*

Střed stojné fáze je první polovinou jednooporové fáze. Začíná v okamžiku, kdy druhá končetina opouští podložku a pokračuje do přenosu váhy těla přes přední část chodidla (Perry & Burnfield, 2010). Opěrná končetina postupuje přes nohu dorzální flexí kotníku, zatímco kyčel a koleno je v extenzi. Protěžší končetina pokračuje ve svojí fázi středu kroku (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *konečný stoj – terminal stance*

Konečný stoj dokončuje jednooporovou fázi. Je zahájen zdvihem paty a pokračuje do okamžiku dotyku paty druhostrannou dolní končetinou (Perry & Burnfield, 2010). Hmotnost těla postupuje za opěrnou končetinu (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *předšvihová fáze – preswing phase*

Je fází druhé dvojité opory v cyklu chůze. Začíná počátečním kontaktem druhé končetiny a končí odrazem špičky. Kontakt s podložkou druhé strany způsobuje nárůst plantární flexe kotníku, flexi kolene a snížení extenze kyčle. Uskutečňuje se přenos hmotnosti těla z ipsilaterální na druhostrannou končetinu (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *počáteční švih – initial swing*

První švihová fáze je přibližně jednou třetinou švihového období. Začíná zdvihem nohy od podlahy a končí, jakmile se švihová noha dostane naproti stojné nohy (Perry & Burnfield, 2010). Noha se posouvá zvětšovanou flexí kyčle a flexí kolene. Kotník je částečně v dorzální flexi na zajištění odstupů od podložky. Chůze s plantárně ohnutou nohou je v této fázi nejzjevnější. Druhostranná končetina je ve středu opory (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *střed švihové fáze – midswing*

Tato fáze pokračuje od konce začátku kroku, až do okamžiku kdy, je švihová končetina před tělem a tibie vertikálně. Posun končetiny je ukončený další flexí kyčle. Koleno má možnost extenze v reakci na gravitační sílu, dokud pokračuje v přechodu z dorzální flexe do neutrální pozice. Druhostranná končetina je na konci středu opory (Šimšík, Porada et al., 2008).

### *konečný švih – terminal swing*

Konečná švihová fáze začíná vertikálním postavením tibie a končí úderem paty na podložku (Perry & Burnfield, 2010). Posun končetiny je ukončený extenzí kolene. Kyčel udržuje svoji flexi a kotník zůstává v přechodu z dorzální flexe do neutrální polohy (Šimšík, Porada et al., 2008).

## **2.7 Kinematická analýza chůze**

Kinematická analýza charakterizuje pohyb tak jak jej vidíme a její využití je velmi široké (zdravotnictví, sport, průmysl a zábava). Ve zdravotnictví může kinematická analýza pomáhat při zlepšení výkonu, v prevenci zranění a v rehabilitaci. Například u pacientů s postižením dolních končetin můžeme sledovat různé hodnoty úhlů než u zdravé osoby (Soumar, 2011).

Kinematická analýza je analýzou změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení segmentů těla. Kinematické měření může být uskutečněno ve 2D (dvojdímenzionálním) a 3D (třídímenzionálním) prostoru. 3D měření vyžaduje snímání pohybujícího se subjektu dvou nebo více videokamer (Kolář et al., 2009, 50).

Kinematická analýza pohybů lidského těla obsahuje tyto části – kalibraci, výpočet polohy a orientaci kamer, sběr a digitalizaci dat, výpočet polohy bodů v prostoru, označení markerů, vytvoření biomechanického modelu a virtuálních markerů a vysvětlení dat (Soumar, 2011).

Díky kinematické analýze můžeme přesně porozumět funkci kolenního kloubu, patologickým změnám a posoudit rozsah patologií a jejich vliv na chůzi. Také nám nabízí možnost pro hodnocení, diagnostikování, klasifikaci a terapii muskuloskeletálních problémů (Mezghani, Mechmeche, Mitiche, Ouakrim, & Guise, 2018).

Podle Soumara (2011, 13) by měly být dodrženy tyto základní pravidla:

1. Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně.
2. Kamery musí být důsledně stacionární a za žádných okolností nesmí dojít k jejich posunutí během záznamu ani mezi kalibrací a záznamem pohybu.
3. Pohybující se objekt (marker na objektu) musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer.
4. Musí být přesně známa frekvence snímání kamery.
5. Kamery musí být synchronizovány.

### **2.7.1 Vicon MX**

Vicon je jedním z klíčových „hráčů“ v optoelektronických systémech snímání pohybu založených na značkách. Ochranná známka je často používána jako proprietární eponymum pro optoelektronické systémy pro snímání pohybu (Merriaux, Dupuis, Boutteau, Vasseur, & Savatier, 2017).

## 3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

### 3.1 Cíle

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit vliv totální endoprotézy na kinematiku chůze.

Stanovili jsme si následující dílčí cíle:

1. Provést kinematickou analýzu chůze u pacientů s artrózou kolenního kloubu před a po totální endoprotéze.

2. Zhodnotit vliv totální endoprotézy na kinematiku chůze.

### 3.2 Výzkumné otázky

1. Jaký vliv má provedení totální endoprotézy kolene na časoprostorové parametry chůze u pacientů s GA?

2. Jaký vliv má provedení totální endoprotézy kolene na úhlové parametry chůze u pacientů s GA?

### 3.3 Hypotézy

**H<sub>01</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech chůze u pacientů před a po operaci.

**H<sub>02</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze u pacientů před a po operaci:

A) u operované končetiny,

B) u neoperované končetiny.

Hypotéza H<sub>02</sub> bude hodnocena samostatně pro pohyb pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

## **4 METODIKA**

Tato diplomová práce byla realizována v rámci Interního grantu Fakulty tělesné kultury č.: IGA\_FTK\_2017\_012 s názvem Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz.

Výzkum se uskutečnil v období od ledna 2014 do června 2016. Měření probíhalo v laboratoři chůze na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci ve spolupráci s Katedrou přírodních věd v kinantropologii na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Všichni probandi byli informováni o účelu a průběhu měření a poskytli informovaný souhlas se zařazením do výzkumu. Tento výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

### **4.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Do výzkumu bylo na začátku zařazeno 14 probandů. Pro účely diplomové práce byla použita data 8 účastníků (7 žen a 1 muž), kteří absolvovali obě měření a splňovali technické podmínky tohoto měření (správně umístěné markery, bezchybný došlap na silové plošiny...).

Průměrný věk zúčastněných osob byl  $66,25 \pm 4,63$  let, věkové rozložení probandů bylo 58-75 let, průměrná hmotnost  $86,375 \pm 15,79$  kg a průměrná výška  $168,375 \pm 4,87$  cm. U těchto probandů byla diagnostikována mediální gonartróza středního (II. st.) až pokročilého (III. st.) stupně dle Kellgrena a Lawrence.

Každý proband souhlasil, že v průběhu výzkumu nebude užívat při bolestech kolenního kloubu analgetika ani jim nebudou aplikovány injekce intraartikulárně. Kritériem pro vyřazení z výzkumu byl sporný nebo těžký stupeň artrózy (tj. I. nebo IV. stupeň dle Kellgrena a Lawrence), oboustranné postižení a nezbytnost využití pomůcek při chůzi.

### **4.2 Metoda měření**

Pro detekci kinematických charakteristik chůze byl využit Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Reflexní body, které byly snímány šesti infračervenými kamerami, byly umístěny podle modelu „PlugInGait“ (spina iliaca anterior superior, spina iliace posterior superior, střed laterální strany stehna, laterální epikondyl femuru, střed laterální strany bérce, malleolus lateralis, hlavička druhého metatarsu a calcaneus). Díky těmto bodům jsme dostali jejich rovinné souřadnice, ze kterých jsme určili základní kinematické veličiny.

### **4.3 Průběh měření**

V průběhu měření byly v laboratoři zabezpečeny optimální tepelné podmínky, kvalitní osvětlení, klidné a tiché prostředí a dostatečně velký prostor pro chůzi. Měření vedli pokaždé stejní pracovníci.

U každé měřené osoby byly zaznamenány základní anamnestické a antropometrické údaje (jméno, datum narození, trvání a stádium OA kolenního kloubu, výskyt OA v rodině, jiná onemocnění, prodělaná zranění a operace, zaměstnání, sport, zájmy, obvody a délky dolních končetin, výška, hmotnost) a bylo uděláno kineziologické vyšetření aspekci a palpaci.

Před každým měřením byli pacienti slovně instruováni o způsobu provedení chůze a průběhu měření pomocí silových plošin. Probandi měli za úkol jít bez obuvi pro ně obvyklým způsobem tak, aby rytmus, délka kroku a rychlost chůze byly co nejpřirozenější. Během každého měření bylo změřeno 8 pokusů. První měření absolvovali účastníci den před operací a druhé měření proběhlo 6 měsíců po operaci.

### **4.4 Zpracování výsledků**

Ke statistickému zpracování numerických dat byl použit program Statistica (13.3.0, TIBCO Software, Inc., Palo Alto, CA, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní statistické charakteristiky (průměr, medián, minimum, maximum, horní kvartil, dolní kvartil a směrodatná odchylka). K porovnání získaných hodnot kinematických parametrů byl použit Wilcoxonův párový test a znaménkový test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ .

### **4.5 Další zahrnutá vyšetření**

V rámci komplexní práce na této studii jsme společně spolupracovaly s kolegyní Nelou Valuchovou, která se své práci zabývá vlivem totální endoprotézy kolenního kloubu na dynamiku chůze.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky k hypotéze $H_{01}$

$H_{01}$ : Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech chůze u pacientů před a po operaci.

Zjistili jsme, že se statisticky významně zkrátila doba fáze dvojí opory ( $p=0,03$ ). Totéž nastalo i u doby jednooporové fáze ( $p=0,02$ ), (Tabulka 1).

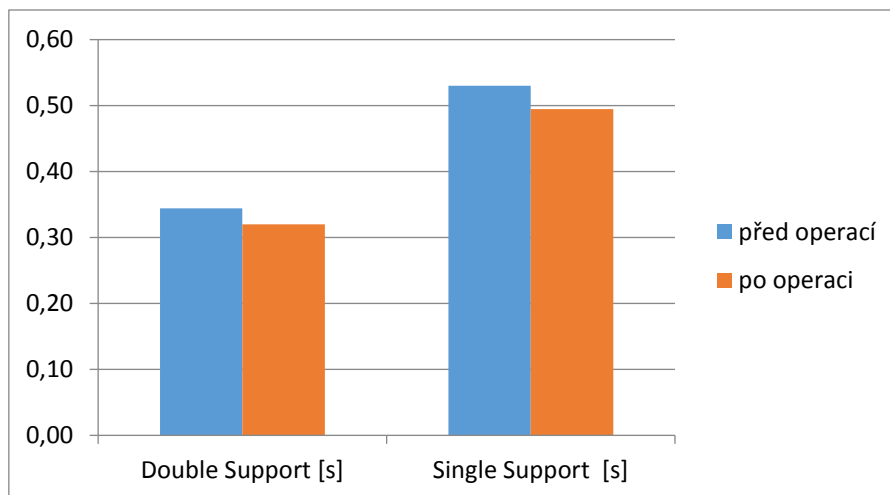
Tabulka 1. Hodnoty časoprostorových parametrů před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
Cadence [steps/min]	93,09	10,76	95,35	7,67	0,28	0,30
Double Support [s]	0,34	0,06	0,32	0,04	* 0,03	0,21
Foot Off [%]	0,63	0,03	0,62	0,04	0,27	0,80
Opposite Foot Contact [%]	0,50	0,03	0,49	0,04	0,76	0,80
Opposite Foot Off [%]	0,13	0,02	0,13	0,02	0,61	0,80
Single Support [s]	0,53	0,09	0,49	0,07	0,09	* 0,02
Step Length [m]	0,57	0,13	0,54	0,06	0,92	0,45
Step Time [s]	0,55	0,23	0,58	0,18	0,66	0,45
Step Width [m]	0,45	0,49	0,29	0,36	0,41	0,80
Stride Length [m]	1,09	0,13	1,07	0,11	0,84	0,80

*Vysvětlivky: Cadence – kadence, Double Support – fáze dvojí opory, Foot Off – odraz palce, Opposite Foot Contact – kontakt opačné nohy, Opposite Foot Off – odraz palce opačné nohy, Single Support – jednooporová fáze, Step Length – délka kroku, Step Time – doba trvání kroku, Step Width – šířka kroku, Stride Length – délka dvojkroku, SD – standardní odchylka, p – hladina statistické významnosti \* $p \leq 0,05$*

Existuje statisticky významný rozdíl ( $p \leq 0,05$ ) před a po operaci v časoprostorových parametrech chůze při době trvání fáze dvojí opory a době trvání jednooporové fáze.

*Hypotézu  $H_{01}$  tedy můžeme zamítnout pro parametry jednooporové a fáze dvojí opory.*



Obrázek 5. Porovnání doby trvání jednooporové a dvouoporové fáze před a po operaci.

## 5.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

**H<sub>02</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze u pacientů před a po operaci:

- A) u operované končetiny,
- B) u neoperované končetiny.

### 5.2.1 Hlezenní kloub

Tabulka 2. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu na operované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
A_S_PF1	-12,33	5,62	-2,15	11,88	0,47	0,62
A_S_DF	10,97	6,86	11,61	13,36	1	1
A_S_PF2	-16,90	7,29	-7,28	13,38	0,59	1
AR_S	30,40	4,63	19,47	12,78	0,11	0,23
A_T_max	15,35	24,39	2,94	29,86	0,92	0,68
A_T_min	-6,36	22,17	-20,95	22,38	0,6	0,68
AR_T	21,71	12,20	23,90	13,90	0,75	0,68

*Vysvětlivky:* A\_S\_PF1 – maximální plantární flexe ve stadiu postupného zatěžování, A\_S\_DF – maximální dorzální flexe při konečném stoju, A\_S\_PF2 – maximální plantární flexe na konci stojné fáze, AR\_S – celkový



rozsah pohybu v sagitální rovině,  $A\_T\_max$  – vnitřní rotace,  $A\_T\_min$  – zevní rotace,  $AR\_T$  – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině,  $SD$  – standardní odchylka,  $p$  – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Neexistuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu na operované dolní končetině před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro hlezenní kloub operované dolní končetiny (DK) nemůžeme zamítnout.*

V hlezenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci (Tabulka 3) jsme zjistili statisticky významné zmenšení rozsahu pohybu maximální plantární flexe na konci stojné fáze podle Wilcoxonova párového testu ( $p=0,03$ ) a podle znaménkového testu ( $p=0,04$ ).

Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
A_S_PF1	-12,36	11,24	-4,20	8,52	0,46	0,68
A_S_DF	7,92	13,25	15,50	8,97	0,35	0,68
A_S_PF2	-17,80	6,69	-7,07	5,36	* 0,03	* 0,04
AR_S	27,07	6,07	24,08	5,59	0,08	0,22
A_T_max	11,87	3,62	-38,11	82,21	0,66	0,48
A_T_min	-10,51	7,17	-56,53	83,62	0,66	0,48
AR_T	22,38	4,59	18,42	5,36	0,18	0,48

*Vysvětlivky: A\_S\_PF1 – maximální plantární flexe ve stadiu postupného zatěžování, A\_S\_DF – maximální dorzální flexe při konečném stojí, A\_S\_PF2 – maximální plantární flexe na konci stojné fáze, AR\_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, A\_T\_max – vnitřní rotace, A\_T\_min – zevní rotace, AR\_T – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině, SD – standardní odchylka, p – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$*

Existuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu na neoperované dolní končetině. Konkrétně u parametru A\_S\_PF2, maximální plantární flexe na konci stojné fáze před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro hlezenní kloub na neoperované DK můžeme zamítnout pro parametr A\_S\_PF2, maximální plantární flexe na konci stojné fáze.*

V hlezenním kloubu u všech skupin (Tabulka 4) jsme našli statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu maximální plantární flexe na konci stojné fáze podle znaménkového testu ( $p=0,05$ ). A také statisticky významné zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině podle Wilcoxonova párového testu ( $p=0,02$ ) a znaménkového testu ( $p=0,05$ ).

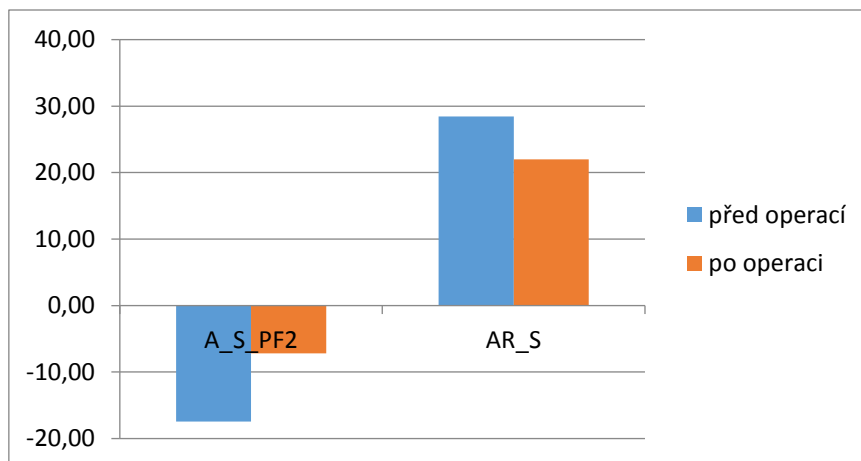
Tabulka 4. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu u chůze celkově před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
A_S_PF1	-12,35	8,96	-3,18	9,92	0,28	0,75
A_S_DF	9,19	10,74	13,73	10,76	0,51	1,00
A_S_PF2	-17,43	6,63	-7,17	9,27	0,07	* 0,05
AR_S	28,46	5,55	21,99	9,32	* 0,02	* 0,05
A_T_max	13,90	18,23	-13,48	56,55	0,67	0,72
A_T_min	-8,09	17,07	-35,18	54,28	0,40	0,72
AR_T	21,99	9,43	21,71	11,18	1,00	0,72

*Vysvětlivky:* *A\_S\_PF1* – maximální plantární flexe ve stadiu postupného zatěžování, *A\_S\_DF* – maximální dorzální flexe při konečném stoji, *A\_S\_PF2* – maximální plantární flexe na konci stojné fáze, *AR\_S* – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, *A\_T\_max* – vnitřní rotace, *A\_T\_min* – zevní rotace, *AR\_T* – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině, *SD* – standardní odchylka, *p* – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Existuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu u všech skupin před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro hlezenní kloub u všech skupin můžeme zamítnout pro parametr  $A_S\_PF2$ , maximální plantární flexe na konci stojné fáze a pro parametr  $AR\_S$ , celkový rozsah pohybu v sagitální rovině.*



Obrázek 6. Porovnání hodnot úhlových parametrů maximální plantární flexe na konci stejné fáze a celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině u chůze obecně.

### 5.2.2 Kolenní kloub

Tabulka 5. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu na operované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
K_S_max1	6,49	5,00	-6,98	37,53	1,01	0,45
K_S_min1	-1,39	2,48	-14,15	43,29	0,85	1,00
K_S_max2	19,54	19,46	1,28	44,39	1,12	0,29
K_S_min2	-4,89	8,73	-17,26	43,04	0,98	0,72
KR_S	24,93	21,11	19,91	20,43	0,00	0,72
K_F_max	13,11	15,16	17,27	14,31	0,70	0,72
K_F_min	-7,28	10,07	-9,96	12,44	0,42	0,72
KR_F	20,39	17,17	27,23	12,31	1,12	0,72
K_T_max	32,75	23,50	34,91	16,56	0,14	0,72
K_T_min	1,06	11,51	-6,60	14,50	0,70	0,72
KR_T	31,69	18,11	41,51	20,64	1,54	0,29

Vysvětlivky:  $K\_S\_max1$  – maximální flexe ve stejné fázi,  $K\_S\_min1$  – maximální extenze v konečném stoji,  $K\_S\_max2$  – maximální flexe ve švihové fázi,  $K\_S\_min2$  – maximální extenze na konci švihové fáze,  $KR\_S$  – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině,  $K\_F\_max$  – varozita kolenního kloubu,  $K\_F\_min$  – valgozita kolenního kloubu,  $KR\_F$  – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině,  $K\_T\_max$  – vnitřní rotace,  $K\_T\_min$  – zevní rotace,  $KR\_T$  – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině,  $SD$  – standardní odchylka,  $p$  – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Neexistuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu před a po operaci na operované dolní končetině.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro kolenní kloub na operované DK nemůžeme zamítnout.*

V kolenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci (Tabulka 5) jsme zjistili statisticky významné zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině podle Wilcoxonova párového testu ( $p=0,05$ ).

Tabulka 6. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
K_S_max1	7,02	9,89	4,61	7,82	0,89	0,72
K_S_min1	-4,36	6,89	-2,10	8,41	0,78	0,72
K_S_max2	21,54	22,52	18,08	18,30	0,89	0,72
K_S_min2	-20,59	32,10	-3,97	7,17	0,33	0,72
KR_S	44,77	31,38	23,81	14,19	<b>* 0,05</b>	0,29
K_F_max	10,17	10,53	7,55	10,45	0,26	0,29
K_F_min	-6,70	6,99	-9,06	4,92	0,48	0,72
KR_F	16,87	9,96	16,61	14,52	0,67	0,72
K_T_max	22,67	18,32	31,31	13,55	0,33	0,29
K_T_min	-11,64	15,89	-0,68	21,19	0,21	0,29
KR_T	34,31	21,14	31,99	12,37	0,67	0,72

*Vysvětlivky:*  $K_S_{max1}$  – maximální flexe ve stojné fázi,  $K_S_{min1}$  – maximální extenze v konečném stoji,  $K_S_{max2}$  – maximální flexe ve švihové fázi,  $K_S_{min2}$  – maximální extenze na konci švihové fáze,  $KR_S$  – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině,  $K_F_{max}$  – varozita kolenního kloubu,  $K_F_{min}$  – valgozita kolenního kloubu,  $KR_F$  – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině,  $K_T_{max}$  – vnitřní rotace,  $K_T_{min}$  – zevní rotace,  $KR_T$  – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině,  $SD$  – standardní odchylka,  $p$  – hladina významnosti  $*p \leq 0,05$

Existuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu na neoperované dolní končetině. Konkrétně u parametru  $KR_S$ , celkový rozsah pohybu v sagitální rovině před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro kolenní kloub na neoperované DK můžeme zamítnout pro parametr  $KR_S$ , celkový rozsah pohybu v sagitální rovině.*

### 5.2.3 Kyčelní kloub

Tabulka 7. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu na operované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
H_S_Max	22,50	11,24	16,40	14,33	0,21	0,29
H_S_Min	-6,58	10,45	-7,55	10,57	0,89	0,72
HR_S	29,08	14,39	23,95	13,39	0,67	0,72
H_F_max	0,61	8,82	7,03	13,89	0,21	0,29
H_F_min	-16,77	9,80	-14,23	10,39	0,67	0,72
HR_F	17,38	9,76	21,26	9,27	0,26	0,72
H_T_max	18,47	24,66	30,28	20,80	0,33	0,72
H_T_min	-6,55	22,90	-0,28	22,18	0,48	0,72
HR_T	25,02	15,26	30,56	8,22	0,48	0,72

Vysvětlivky: *H\_S\_Max* – flexe, *H\_S\_Min* – extenze, *HR\_S* – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, *H\_F\_max* – addukce, *H\_F\_min* – abdukce, *HR\_F* – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, *H\_T\_max* – vnitřní rotace, *H\_T\_min* – zevní rotace, *HR\_T* – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině, *SD* – standardní odchylka, *p* – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Neexistuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu před a po operaci na operované dolní končetině.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro kyčelní kloub na operované DK nemůžeme zamítnout.*

Tabulka 8. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
H_S_Max	29,14	16,32	31,69	16,81	0,78	0,72
H_S_Min	-8,36	9,55	-3,25	6,30	0,33	0,72
HR_S	37,50	18,15	34,94	12,36	0,89	0,72
H_F_max	7,29	17,13	11,42	9,74	0,33	0,29
H_F_min	-10,55	10,34	-8,45	6,26	0,58	0,72
HR_F	17,84	13,04	19,87	10,27	0,67	0,72
H_T_max	7,61	16,48	15,67	52,56	0,48	0,72

H_T_min	-19,69	17,45	-9,64	45,28	0,78	0,72
HR_T	27,30	8,16	25,31	10,12	0,48	0,72

Vysvětlivky:  $H_S_{Max}$  – flexe,  $H_S_{Min}$  – extenze,  $HR_S$  – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině,  $H_F_{max}$  – addukce,  $H_F_{min}$  – abdukce,  $HR_F$  – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině,  $H_T_{max}$  – vnitřní rotace,  $H_T_{min}$  – zevní rotace,  $HR_T$  – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině,  $SD$  – standardní odchylka,  $p$  – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Neexistuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu na neoperované končetině před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro kyčelní kloub na neoperované DK nemůžeme zamítnout.*

## 5.2.4 Pánev

Tabulka 9. Hodnoty úhlových parametrů na pánvi na operované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
P_S_max	13,08	12,37	13,95	14,64	0,89	0,72
P_S_min	-0,82	5,87	-5,10	7,56	0,09	0,72
PR_S	13,90	14,04	19,05	16,46	0,33	0,29
P_F_max	11,46	13,24	4,01	17,92	0,48	0,72
P_F_min	-11,13	11,94	-24,86	26,49	0,26	0,72
PR_F	22,59	19,65	28,87	18,78	0,58	0,72
P_T_max	7,35	14,38	-0,82	43,36	0,78	0,72
P_T_min	-11,86	27,14	-21,55	48,74	0,67	0,72
PR_T	19,22	28,44	20,73	27,97	0,78	0,72

Vysvětlivky:  $P_S_{max}$  – antevertze,  $P_S_{min}$  – retrovertze,  $PR_S$  – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině,  $P_F_{max}$  – elevace pánve ve stojné fázi chůze,  $P_F_{min}$  – deprese pánve ve švihové fázi chůze,  $PR_F$  – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině,  $P_T_{max}$  – vnitřní rotace pánve,  $P_T_{min}$  – zevní rotace pánve,  $PR_T$  – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině,  $SD$  – standardní odchylka,  $p$  – hladina významnosti \* $p \leq 0,05$

Neexistuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech pánve na operované dolní končetině před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro pánev nemůžeme zamítnout.*

Na pánvi na neoperované dolní končetině před a po operaci (Tabulka 9) jsme zjistili statisticky významné zmenšení rozsahu deprese pánve ve švihové fázi chůze podle Wilcoxonova párového testu ( $p=0,03$ ).

Tabulka 10. Hodnoty úhlových parametrů na pánvi na neoperované dolní končetině před a po operaci

Parametr	Před operací		Po operaci		Wilcoxonův párový test	Znaménkový test
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	p
P_S_max	18,22	16,41	23,22	13,10	0,40	0,72
P_S_min	-1,39	5,76	-2,83	6,18	0,58	0,72
PR_S	19,60	17,40	26,05	14,22	0,48	0,72
P_F_max	9,74	9,30	15,99	18,71	0,48	0,72
P_F_min	-9,16	11,45	-6,33	10,29	<b>*0,03</b>	0,08
PR_F	18,90	16,81	22,32	24,12	0,89	0,72
P_T_max	12,38	21,82	-5,08	42,19	0,33	0,72
P_T_min	-13,71	35,20	-32,16	41,76	0,48	0,72
PR_T	26,09	29,77	27,08	19,34	0,67	0,72

*Vysvětlivky: P\_S\_max – antevertze, P\_S\_min – retrovertze, PR\_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, P\_F\_max – elevace pánve ve stojné fázi chůze, P\_F\_min – deprese pánve ve švihové fázi chůze, PR\_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, P\_T\_max – vnitřní rotace pánve, P\_T\_min – zevní rotace pánve, PR\_T – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině, p – hladina významnosti  $*p \leq 0,05$ , SD – standardní odchylka*

Existuje statisticky významný ( $p \leq 0,05$ ) rozdíl v úhlových parametrech pánve na neoperované dolní končetině. Konkrétně u parametru P\_F\_min, deprese pánve ve švihové fázi chůze před a po operaci.

*Hypotézu  $H_{02}$  pro pánev na neoperované DK můžeme zamítnout pro parametr P\_F\_min, deprese pánve ve švihové fázi chůze.*

## 6 DISKUZE

V diplomové práci jsem se zaměřila na zhodnocení kinematiky chůze u pacientů po TEP kolenního kloubu. Pacienti byli změřeni před operací a po operaci pomocí systému Vicon MX. Výsledky byly porovnány u každého kloubu zvlášť před a po operaci a také byla zhodnocena chůze komplexně.

Ve vysokém stupni osteoartrózy kolene a při úporných potížích je nejběžnější léčbou totální náhrada kolenního kloubu. Vzrůstající počet mladších příjemců TEP kolenního kloubu podporuje potřebu objektivnějších měření ke zhodnocení dlouhověkosti a funkčnosti navrhovaných implantátů (Hatfield, Hubble-Kozey, Wilson, & Dunbar, 2011). Začátek a progres artrózy kolene je ovlivňován mnoha faktory, včetně kinematiky. Kinematika kolenního kloubu hraje důležitou roli ve vývoji a poškození kloubní chrupavky. Zdravá chrupavka odpovídá na zatížení přizpůsobením svých morfologických a mechanických vlastností. Nicméně, jakmile se změní normální kinematika kloubů, zatížení se přesune do oblastí, které nejsou vhodné pro přizpůsobení se zvýšenému namáhání (Vincent, Conrad, Fregley, & Vincent, 2012). TEP kolenního kloubu je velmi uznávaným postupem ve snížení bolesti, zlepšením chůze a postavením dolní končetiny u pacientů s gonartrózou (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014).

Hatfield, Hubble-Kozey, Wilson, & Dunbar (2011) ve své studii popsali, jak totální náhrada kolenního kloubu změnila pohyb kolene a zatížení během chůze. Data byla naměřena u 42 pacientů 1 týden před operací a 1 rok po operaci. Na základě vyhodnocení dotazníků, které zkoumají bolest a funkčnost, jako Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index (WOMAC) a Short Form-36, je TEP kolenního kloubu považována za obrovský úspěch s extrémní spokojeností pacienta. Pooperační zlepšení výsledků pacienta nám mohou poskytnout data jako je rychlost chůze, rozsah pohybu a funkční testy zahrnující timed-up-and-go, stair-climbing a 6minutový chodecký test. Ačkoli tyto testy mohou být citlivější na změnu, neposkytují informaci o skutečném účinku implantátu na mechanické prostředí kolenního kloubu. 3D biomechanická analýza chůze nám dává obsáhlé kinematické a kinetické změny při chůzi, které obohatí naše porozumění změněných funkcí kloubů, nakládání s patologickými podmínkami a možnostmi léčby, jako je TEP kolenního kloubu.

Analýza chůze nám v případě kolenní náhrady ukazuje chování kloubu v transversální rovině, což může být rozhodujícím faktorem pro moderní kolenní protézy, které jsou více



zaměřeny na stabilizaci a dovolují více přirozeného pohybu jako je rotace (Papagiannis, Triantafyllou, Roumpelakis, Papagelopoulos, & Babis, 2018).

Naili, Wretenberg, Lindgren, Iversen, Hedström, & Broström (2017) zmiňují informaci o sledování pacientů v průběhu jednoho roku po operaci, kde pomocí 3D analýzy vyhodnotili výsledky, které ukázaly, že se biomechanika kolenního kloubu nevrátí k normálu. Kinematika a kinetika KOK se během chůze liší ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou. Odlišuje se parametry jako je snížený rozsah kolene do flexe a extenze a sníženým flekčním momentem. Stejnou informaci, že se kolenní mechanika po operaci nevrátí k normálu udává i Milner (2009). A zároveň dodává, že abnormální chůze může predisponovat jednotlivce k další degeneraci kloubů, zejména na neoperovaném KOK.

Metcalf, Stewart, Postans, Barlow, Dodds, Holt, Whatling, & Roberts (2013) udávají, že efekt totální endoprotézy kolene se projeví v řádech let a v pooperačním období u pacientů ještě přetrvává "pooperační model chůze".

V následujících podkapitolách budou popsány a diskutovány jednotlivé hypotézy. Výsledky těchto hypotéz jsou uvedeny v kapitole 5. Ovšem většina výzkumů je zaměřena na hodnocení operované dolní končetiny při chůzi a poměrně málo informací je známo o neoperované dolní končetině.

## **6.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>**

V našem výzkumu jsme našli statisticky významné hodnoty u časoprostorových parametrů pro dobu jednooporové fáze a pro fázi dvojí opory, kdy se doba pro oba parametry zkrátila. Což můžeme připsat nepatrnému zvýšení rychlosti chůze. Tento výsledek se shoduje s prací Ro, Han, Kim, Kwak, Park, & Lee (2018), kdy pacienti před operací více zatěžovali nepostíženou končetinu a doba stojné fáze se prodlužovala. Naopak po operaci se fáze opory zkrátila a poměr na obou končetinách se v průběhu dvou let od operace víceméně vyrovnal.

Obecně u pacientů s gonartrózou často dochází ke snížení rychlosti chůze, zkrácení délky kroku a zkrácení délky dvojkroku (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014). Totéž uvádí i Landry, McKean, Hubleby-Kozey, Stanish, & Deluzio (2007) a přidávají i informaci o pomalejší kadenci, širší opěrné bázi a delší době stojné fáze. U kolene s gonartrózou se také může ukázat menší rozsah pohybu během stojné fáze krokového cyklu.

Statistické významnosti se v naší práci lehce přiblížil parametr kadence ( $p=0,28$ ), kdy se zvětšil počet kroků za minutu.

## **6.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>**

### **6.2.1 Hlezenní kloub**

U hlezenního kloubu na neoperované DK došlo k ovlivnění parametru A\_S\_PF2, ve kterém se zmenšil rozsah maximální plantární flexe na konci stojné fáze.

Ve skupině, která je hodnocena a pojmenována jako obě končetiny dohromady (posouzení chůze komplexně), vyšly statisticky významné hodnoty pro hlezenní kloub AR\_S, kde také došlo ke zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině a stejně i zmenšení parametru A\_S\_PF2 maximální plantární flexe na konci stojné fáze.

Degenerativní změny kolenního kloubu způsobují změny v krokovém vzorci v hlezenním kloubu, uvádí Ogrodzka, Niedźwiedzki, & Chwała (2011). V průběhu počátku švihové fáze nedochází k dostatečné plantární flexi na dolní končetině s gonartrózou.

### **6.2.2 Kolenní kloub**

Statisticky významná hodnota byla zjištěna u kolenního kloubu na neoperované DK pro parametr KR\_S, který se opět projevil zmenšením celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině.

Autoři Hatfield, Hubble-Kozey, Wilson, & Dunbar (2011) předkládají, že změny chůze na kolenním kloubu postiženém artrotickými změnami zahrnují snížený úhel flexe a flekčního momentu na počátku středu stojné fáze, snížení extenčního momentu ve fázi toe-off a snížení zevně rotačního momentu na počátku středu stojné fáze. Tyto změny mění zatížení kolenního kloubu a přispívají k negativnímu mechanickému prostředí, které může mít škodlivý vliv na progresivní povahu onemocnění a potenciálně škodlivý účinek na mechanické prostředí protézy kolene po TEP. Přibližně stejnou shodu předkládá i Ogrodzka, Niedźwiedzki, & Chwała (2011), kdy jejich výzkum ukázal nefyziologickou flexi a extenzi ve středu stojné fáze a v konečném stoji.

Podobné výsledky prezentují i Papagiannis, Triantafyllou, Roumpelakis, Papagelopoulos, & Babis (2018). V jejich výzkumu došlo ke statisticky významným zjištěním po operaci na operované dolní končetině. Uvádějí, že pacienti po TEP kolenního kloubu chodí pomaleji, mají menší rozsah flexe v kolenním kloubu (KOK) během stojné fáze a prokazují

menší vrchol flexe KOK v průběhu švihové fáze. TEP kolene také zkrátí délku kroku a zkrátí jednooporovou fázi.

Lehce se statistické významnosti přiblížil parametr  $K\_T\_min$  zvětšením zevní rotace ( $p=0,21$ ) a  $K\_F\_max$  zmenšením varozity kolenního kloubu ( $p=0,26$ ).

### 6.2.3 Kyčelní kloub

Při výzkumu této diplomové práce jsme nezjistili statisticky významné hodnoty na kyčelním kloubu ani u jedné z měřených skupin, u operované nebo neoperované DK.

Ogrodzka, Niedźwiedzki, & Chwała (2011) udávají, že při gonartróze jsou kyčelní klouby nadměrně flektovány, není u nich žádná fyziologická extenze v konečném stoji nebo předšvihové fázi. Popisují také zachování abdukce kyčelního kloubu v průběhu celého krokového cyklu. Na druhou stranu, ve švihové fázi byla abdukce ve švihové fázi insuficientní oproti normě, zhruba o  $2^\circ$ .

Yoshida, Mizner, Ramsey, & Synder-Mackler (2008) naopak po TEP KOK prezentují větší extenzi v kyčelním kloubu v oporné fázi, která může být kompenzačním mechanismem pro sníženou extenzi v kolenním kloubu během chůze.

### 6.2.4 Pánev

Parametr  $P\_F\_min$  se statisticky významně projevil zmenšením rozsahu deprese pánve ve švihové fázi chůze na neoperované dolní končetině. Pánev na této straně tedy již tolik nepodklesávala, k čemuž pravděpodobně napomohla i koordinovanější svalová a kloubní souhra strany druhé.

Při chůzi se pánev pohybuje ve všech třech rovinách. V sagitální rovině provádí pánev anteriorní/posteriorní naklonění (tilt) o velikosti  $4^\circ$ , ve frontální rovině kontralaterální pokles/vzestup o velikosti  $4^\circ$  a v transversální rovině posteriorní/anteriorní rotaci o velikosti  $10^\circ$  (Perry & Burnfield, 2010).

Véle (2006) popisuje při chůzi přenesení pohybu přes pánev i na axiální skelet, přestože základní pohyby dolní končetiny jsou flexe a extenze. Ve švihové fázi chůze se za normální okolností pánev otáčí k opěrné dolní končetině.

### 6.3 Diskuze k limitům práce

Největším limitem této práce se pravděpodobně stal nízký počet probandů ve výzkumném souboru. Na začátku práce bylo zařazeno 14 probandů do výzkumu, ale pouze 8 z nich splňovalo technické podmínky při samotném měření (správně umístěné markery na těle probandů a bezchybný došlap na silové plošiny). Kvůli tomuto nízkému počtu probandů se nemusely zobrazit skutečné rozdíly, které by mohly být více signifikantní ve větší výzkumné skupině.

Dalším limitem studie by mohl být nevyvážený poměr mužů a žen ve výzkumném souboru, kdy ženy v počtu 7 převažovali nad jedním mužem. Dle Whittle (2007) je dobré porovnávat údaje o chůzi se stejným pohlavím. Také uvádí, že je důležité, aby byli srovnáváni probandi podobného věku, což je ale v naší studii splněno. Probandi byli ve věkovém rozmezí 58-75 let, průměrně  $66,25 \pm 4,63$  let.

V naší studii byli všichni pacienti změřeni půl roku po operaci. Solak, Kentel, & Ateş (2005) zmiňují, že parametry chůze se mohou zlepšit a projevit až za 1-2 roky po operaci. Rekonvalescence chůze pravděpodobně vyžaduje delší dobu, než je doba pozorovaná v naší studii. V období 3-12 měsíců od operace může dojít ke snížení rychlosti chůze, snížení kadence (průměrného počtu kroků za minutu), zkrácení délky kroku a dvojkroku (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014). Yoshida, Mizner, Ramsey, & Synder-Mackler (2008) udávají, že síla m. quadriceps femoris na neoperované DK se statisticky významně zlepšila až za 12 měsíců od operace.

Janura & Zahálka (2004) zmiňují, že i s využitím nejmodernějších přístrojů dochází k situaci, kdy se zkoumaný parametr odlišuje od skutečného. Existuje velké množství rušivých vlivů, které mohou ovlivnit konečné výsledky. Patří sem technika, osoba vyhodnocovatele, vlivy okolního prostředí a v neposlední řadě i chyby při zpracování dat.

## 7 ZÁVĚR

Diplomová práce pojednává o zhodnocení vlivu TEP kolenního kloubu na kinematické parametry chůze. Ke zjištění kinematických parametrů byl použit systém Vicon MX. Reflexní body byly nasnímány šesti infračervenými kamerami, které byly umístěny podle modelu „PlugInGait“. Ve výsledcích byly hodnoceny tři skupiny, neoperovaná a operovaná DK a třetí skupina, kde byly zprůměrovány výsledky dvou předešlých skupin.

Ve výzkumu nedošlo ke zjištění statisticky významných úhlových parametrů pro dolní končetinu, na které byla provedena TEP kolenního kloubu. Ovšem statisticky významné výsledky úhlových parametrů se ukázaly na neoperované dolní končetině na hleznu, koleni a pánvi. U hlezna došlo k ovlivnění parametru A\_S\_PF2 ve smyslu zmenšení maximální plantární flexe na konci stojné fáze. Statisticky významný parametr u kolenního kloubu byl KR\_S, kde se zmenšil celkový rozsah pohybu v sagitální rovině. U parametru P\_F\_min se také zmenšil rozsah deprese pánve ve švihové fázi chůze. Odlišná situace nastala na kyčelním kloubu, kde nebyly zjištěny žádné statisticky významné hodnoty.

Statisticky významný rozdíl úhlových parametrů se také ještě projevil u skupiny, kde byla zprůměrována všechna měření. V této skupině, která je hodnocena jako chůze pro obě končetiny dohromady, vyšly statisticky významné hodnoty pro hlezenní kloub AR\_S zmenšením celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině a A\_S\_PF2, rovněž zmenšením maximální plantární flexe na konci stojné fáze.

Statistická významnost se projevila u časoprostorových parametrů u jednooporové fáze chůze a u fáze dvojí opory u skupiny celkové chůze, zkrácením obou dob.

V naší studii se statisticky významně projevíly hodnoty na neoperované dolní končetině. Na tuto problematiku můžeme najít minimální počet českých i zahraničních studií, se kterými bychom mohli porovnat naše výsledky. U převážné většiny zahraničních výzkumů jsou zkoumány změny kinematických parametrů na operované dolní končetině.

## 8 SOUHRN

Cílem práce bylo zhodnotit vliv totální endoprotézy kolenního kloubu na kinematiku chůze. V teoretické části této diplomové práce se zaměřuji na popis anatomie a pohybů kolenního kloubu, artrózu, její příznaky a možnosti léčby. Dále v práci zmiňuji informace o totální endoprotéze kolenního kloubu, její typy a průběh léčby. V práci také zmiňuji kinematiku, biomechaniku chůze a kinematickou analýzu chůze.

Ve výzkumné části práce jsou prezentovány výsledky měření, srovnání výsledků před a po operaci. Výzkumu se zúčastnilo 8 osob (7 žen a 1 muž), kteří absolvovali obě měření a splňovali technické podmínky tohoto měření (správně umístěné markery, bezchybný došlap na silové plošiny...). U každého probanda bylo provedeno základní anamnestické vyšetření. Průměrný věk zúčastněných osob byl  $66,25 \pm 4,63$  let. Kritériem pro vyřazení z výzkumu byl sporný nebo těžký stupeň artrózy (tj. I. nebo IV. stupeň dle Kellgrena a Lawrence), oboustranné postižení a nezbytnost využití pomůcek při chůzi.

Pro detekci kinematických charakteristik chůze byl využit Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Reflexní body, které byly snímány šesti infračervenými kamerami, byly umístěny podle modelu „PlugInGait“.

Ve výsledcích byly hodnoceny tři skupiny, neoperovaná a operovaná DK a třetí skupina, kde byly zprůměrovány výsledky obou končetin dohromady. Výsledky diplomové práce ukázaly, že TEP kolenního kloubu má vliv na kinematické úhlové parametry na neoperované dolní končetině a u celkové chůze. Analýza výsledků prokázala u časoprostorových parametrů snížení obou dob, jednooporové fáze i fáze dvojí opory pro skupinu obě končetiny dohromady.

Z výsledků naší studie vyplývá, že TEP kolenního kloubu ovlivní kinematické parametry chůze. Avšak výsledné hodnoty na operované nebo neoperované dolní končetině pravděpodobně ovlivní počet zkoumaných probandů a v jakém časovém odstupu od operace byly kinematické parametry hodnoceny.

## 9 SUMMARY

The aim of the work was to evaluate the impact of total knee joint endoprosthesis on the kinematics of walking. In the theoretical part of this diploma thesis, I focus on the description of anatomy and movements of the knee joint, arthrosis, its symptoms and treatment options. I also mention information about total knee joint endoprosthesis, its types and course of treatment. Finally, the thesis deals with the topic of kinematics, walking biomechanics, and kinematic walking analysis.

The results of the measurement (comparison of the results before and after surgery) are presented in the research part. The research involved 8 people (7 women and 1 man) who passed the two measurements and meet the technical conditions of this measurement (correctly placed markers, flawless step on power platforms...). Each proband faced a basic anamnestic examination. The mean age of the subjects was  $66.25 \pm 4.63$  years. The criteria for exclusion from the research included disputable or severe grade of arthrosis (i.e. grade I or IV according to Kellgren and Lawrence), bilateral disability and the need to use walking aids.

The Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Great Britain) was used to detect kinematic gait characteristics. Reflection points measured by six infrared cameras were placed according to the "PlugInGait" model.

Three groups were evaluated in the results: unoperated and operated lower limb and the third group, where the results of both limbs were averaged. The results of the diploma thesis showed that the total knee joint endoprosthesis has influence of kinematic angular parameters on the unoperated lower limb and on walking in total. The analysis of the results showed a reduction of both periods in the time-space parameters, i.e. of single limb stance double limb stance for the group of both limbs together.

The results of our study show that the total knee joint endoprosthesis has influence of kinematic angular parameters of walk. However, the resulting values on the operated or unoperated lower limb are likely to be affected by the number of probands examined and the length of the period between the surgery and the evaluation of the kinematic parameters.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

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 Publishing, a.s.

Delbarre, A., Amor, B., Bardoulat, I., Tetafort, A., & Pelletier-Fleury, N. (2017). Do intra-articular hyaluronic acid injections delay total knee replacement in patients with osteoarthritis – A cox model analysis. *Plos One*, 12(11), 1-19. Retrieved 2.2.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=231d684d-ebc9-4f09-bb63-ee96a6797579%40pdc-v-sessmgr01>

Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, a.s.

Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Gallo, J. et al. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Gallo, J., Gibon, E., & Goodman, S. B. (2017). *Materials and Devices for Bone Disorders*. Retrieved 28.12.2018 from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/book/9780128027929/materials-and-devices-for-bone-disorders>

Hajný, P., & Štědrý, V. (2001). Alopastika kolenního kloubu. *Postgraduální medicína*, 1. Retrieved 18.1.2018 from the World Wide Web: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/aloplastika-kolenniho-kloubu-134297>



- Hatfield, G. L., Hubley-Kozey, CH. L., Wilson, J. L. A., & Dunbar, M. J. (2011). The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *The Journal of Arthroplasty*, 26(2), 309-318. Retrieved 20.10.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20570095>
- Janura, M., & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jiang, Ch., Liu, Z., Wang, Y., Bian, Y., Feng, B., & Weng, X. (2016). Posterior cruciate ligament retention versus posterior stabilization for total knee arthroplasty: A meta-analysis. *Plos One*, 11(1), 1-15. Retrieved 18.1.2017 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=4bad6efb-25e7-4599-976e-415868e64ad8%40sessionmgr103>
- Jones, G. G. et. al. (2016). Gait compararison of unicompartmental and total knee arthroplasties with healthy controls. *The Bone & Joint journal*, 98(10), 16-21. Retrieved 27.3.2017 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/full/10.1302/0301-620X.98B10.BJJ.2016.0473.R1>
- Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, Ch. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2007). Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal of Biomechanics*, 40(8), 1754-1761. Retrieved 17.8.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17084845>
- Levine, H. B., & Bosco, J. A. (2007). Sagittal and coronal biomechanics of the knee. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 65(1), 87-95. Retrieved 28.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17539766>

- Merriaux, P., Dupuis, Y., Bouteau, R., Vasseur, P., & Savatier, X. (2017). A study of Vicon system positioning performance. *Sensors*, *17*(7), 1-18. Retrieved 27.3.2017 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=e5dd8dda-1e4b-4d9c-b557-11ac2854a5d4%40sessionmgr4010>
- Metcalfe, 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 10.1.2018 from the ScienceDirect on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212001671>
- Mezghani, N., Mechmeche, I., Mitiche, A., Ouakrim, Y., & Guise, A. (2018). An analysis of 3D knee kinematic data complexity in knee osteoarthritis and asymptomatic controls. *PLOS ONE*, *13*(10), 1-14. Retrieved 15.11.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=6df76dfd-8606-42ea-b351-59cbbb50ef03%40sessionmgr4007>
- Milner, C. E. (2009). Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *Journal of Orthopaedic Science*, *14*(1), 114-120. Retrieved 30.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19214698>
- Naili, J. E., Wretenberg, P., Lindgren, V., Iversen, M. D., Hedström, M., & Broström, E. W. (2017). Improved knee biomechanics among patients reporting a good outcome in knee-related quality of life one year after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *18*(1), 1-11. Retrieved 30.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28327133>
- Nedoma, J. et al. (2006). *Biomedicínská informatika II. Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.
- Netter, F. H. (2012). *Netterův anatomický atlas člověka*. 2. vyd. Brno: CPress.

- Ogrodzka, K., Niedźwiedzki, T., & Chwała, W. (2011). Evaluation of the kinematic parameters of normal-paced gait in subjects with gonarthrosis and the influence of gonarthrosis on the function of the ankle joint and hip joint. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13(3), 47-54. Retrieved 29.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22098154>
- Papagiannis, G. I., Triantafyllou, A. I., Roumpelakis, I. M., Papagelopoulos, P. J., & Babis, G. C. (2018). Gait analysis methodology for the measurement of biomechanical parameters in total knee arthroplasties. A literature review. *Journal of Orthopaedics*, 15(1), 181-185. Retrieved 13.1.2017 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29657464>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *GAIT ANALYSIS. Normal and pathological function*. New Jersey: Slack Incorporated.
- Radziwińska, A., Weber-Rajek, M., Lewandowska, J., Lullińska-Kuklik, E., Strączyńska, A., & Moska, W. (2016). Evaluation of the efficacy of low level laser therapy and cryotherapy in the treatment of gonarthrosis. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 8(2), 87-95. Retrieved 13.1.2017 from the EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=12e1fc66-0dfa-49b3-857c-c302b1ace94d%40sessionmgr4006>
- Ro, D. H., Han, H., Kim, S. H., Kwak, Y., Park, J., & Lee, M. C. (2018). Baseline varus deformity is associated with increased joint loading and pain of non-operated knee two years after unilateral total knee arthroplasty. *The Knee*, 25(2), 249-255. Retrieved 10.1.2018 from the ScienceDirect on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016018300358?via%3Dihub#!>
- Solak, A. S., Kentel, B., & Ateş, Y. (2005). Does bilateral total knee arthroplasty affect gait in woman? *The Journal of Arthroplasty*, 20(6), 745-750. Retrieved 29.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16139711>
- Sosna, A. et al. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.

Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. Retrieved 21.3.2018 from the World Wide Web: [http://pokrok.ujep.cz/elektronicka\\_knihovna/Kinematicka\\_analyza.pdf](http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf)

Šimšík, 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 3.11.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24448690>

Trč, T. (2016). Pacientům s osteoartrózou máme co nabídnout. *Medical Tribune CZ*, 11. Retrieved 25.2.2018 from the World Wide Web: <https://www.tribune.cz/clanek/39564>

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

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

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

Vincent, K. R., Conrad, B. P., Fregley, B. J., & Vincent, H. K. (2012). The Pathophysiology of osteoarthritis: A mechanical perspective on the knee joint. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 4(5), S3-S9. Retrieved 1.12.2018 from the PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22632700>

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: An introduction*. 4th ed. New York: Butterworth-Heinemann.

Yoshida, Y., Mizner, R. L., Ramsey, D. K., & Synder-Mackler, L. (2008). Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clinical Biomechanics*, 23(3), 320-328. Retrieved 29.12.2018 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18060669>

Zuffi, S., Leardini, A., Catani, F., Fantozzi, S., & Cappello, A. (1999). A model-based method for the reconstruction of total knee replacement kinematics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(10), 981-991. Retrieved 2.2.2018 from the PubMed database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10628957>

# 11 PŘÍLOHY

## Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz

Jméno:

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 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: