

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Jakub Jursa

**Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů
po TEP kyčelního kloubu**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2020

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris

Název práce: Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů po TEP kyčelního kloubu

Název práce v AJ: Evaluation of walking parameters on the Zebris treadmill in patients after total hip arthroplasty

Datum zadání: 31.01.2019

Datum odevzdání: 31.07.2020

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Jakub Jursa

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Pacientů indikovaných k náhradě kyčelního kloubu je mnoho a jejich incidence stále stoupá, a proto je důležité objektivně zhodnotit k jakým změnám dochází při chůzi.

Cíl: Cílem této diplomové práce je zhodnotit efektivitu rehabilitace na parametry chůze pomocí chodícího pásu Zebris.

Metodika: Pro tuto diplomovou práci bylo vybráno 7 pacientů (šest mužů a jedna žena) po totální endoprotéze kyčelního kloubu (5 po náhradě levého kyčelního kloubu a 2 po náhradě pravého kyčelního kloubu) hospitalizovaných na oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice

Olomouc (doba hospitalizace byla v průměru 10 dní). Měření bylo prováděno na chodícím páse Zebris.

Výsledky: Došlo ke statisticky významnému zlepšení ($p < 0,05$) u délky a šířky kroku, rychlosti chůze a zatížení zadonoží obou DK.

Závěr: Výsledky měření nám ukazují že i při relativně krátké době hospitalizace dochází k signifikantnímu zlepšení parametrů chůze.

Abstrakt v AJ:

Introduction: There are many patients indicated for hip replacement and their incidence is still increasing, so it is important to objectively evaluate what changes occur during walking.

Aims: The aim of this diploma thesis is to evaluate the effectiveness of rehabilitation on the parameters of walking using the Zebris treadmill.

Methodology: For this diploma thesis were selected 7 patients (six men and one woman) after total hip arthroplasty (5 after left hip replacement and 2 after right hip replacement) hospitalized at the rehabilitation department of the Olomouc University Hospital (hospital stay was on average 10 days). The measurement was performed on a Zebris treadmill.

Results: There was a statistically significant improvement ($p < 0.05$) in stride length and width, walking speed and leg load of both DK.

Conclusion: The results of the measurements show us that even with a relatively short period of hospitalization, there is a significant improvement in walking parameters.


Klíčová slova v ČJ: náhrada kyčelního kloubu, analýza chůze, chodící pás, Zebris

Klíčová slova v AJ: hip replacement, gait analysis, treadmill, Zebris

Rozsah: 74 stran a 6 příloh

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 2020



podpis

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce MUDr. Petru Kolářovi, Ph.D. za trpělivost a odborné rady při vedení mé práce. Dále bych rád poděkoval Mgr. Dagmar Tečové za cenné rady při zpracování statistických dat a Bc. Dominiku Garnolovi za plodné diskuze a poskytnutí jiného úhlu, když došly nápady.

Obsah

Úvod.....	8
1. Teoretický přehled poznatků.....	10
1.1. Totální endoprotéza	10
1.1.1. Historie vývoje náhrady kyčelního kloubu	11
1.1.2. Základní operační přístupy u TEP	12
1.1.3. Stabilita TEP kyčelního kloubu.....	13
1.1.4. Komplikace totální náhrady kyčelního kloubu.....	14
1.1.5. Rehabilitace po TEP kyčle	16
1.2. Chůze	20
1.2.1. Krokový cyklus.....	20
1.2.2. Časoprostorové parametry chůze.....	26
1.2.3. Chůze na chodících pásech	27
1.2.4. Chůze při TEP kyčelního kloubu.....	28
1.3. Zebris Rehawalk®	28
1.3.1. Parametry stoje a chůze v reportu.....	29
2. Praktická část	35
2.1. Metodika výzkumu	35
2.1.1. Výběr pacientů.....	35
2.1.2. Průběh vyšetření	35
2.1.3. Zpracování dat	36
2.2. Cíl – cíle výzkumu, výzkumné otázky, hypotézy.....	36
2.2.1. Výzkumná otázka č. 1	36
2.2.2. Výzkumná otázka č. 2.....	38
2.2.3. Výzkumná otázka č. 3.....	40
2.2.4. Výzkumná otázka č. 4.....	43
3. Diskuze	47
3.1. Zatížení DKK ve stoji	47
3.2. Prostorové parametry chůze	47
3.3. Časové parametry chůze	48
3.4. Zatížení DKK při chůzi.....	49
3.5. Přínos pro praxi	50
3.6. Limity studie.....	51
Závěr	52
Referenční seznam	53
Seznam zkratk	60

Seznam obrázků.....	61
Seznam tabulek.....	62
Seznam příloh.....	63
Přílohy.....	64

Úvod

Tato diplomová práce zkoumá efektivitu rehabilitace na parametry chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu pomocí chodícího pásu Zebris.

Kračmar, 2016, s. 21 uvádí že lidská chůze je výsledkem dlouhé fylogeneze lokomoce suchozemských tetrapodů, přičemž lokomoci chápeme jako druhově přirozený pohyb v okolním prostředí za účelem zajištění základních životních funkcí a potřeb, avšak ona druhová přirozenost je narušena zásahem z vnějšku (operace) a je potřeba se navrátit k onomu přirozenému pohybu co nejdříve.

Pacientů, kteří podstupují aloplastiky kyčelních kloubů, je mnoho a stále budou přibývat. Dle výroční zprávy 2019 Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc bylo v roce 2019 provedeno na tomto pracovišti 396 náhrad kyčelního kloubu, 59 reverzních náhrad kyčle a 45 cervikokapitálních náhrad kyčle. V České republice proběhne celkem 10,000 náhrad kyčelního kloubu ročně (UNIFY, 2015). V USA bylo v roce 2010 provedeno 326,100 náhrad kyčelního kloubu z čehož bylo 310,800 (95 %) pacientů starších 45 let , kterých oproti roku 2000, kdy bylo spočítáno 138,700 případů, přibylo více než dvojnásobně (Wolford, Palso a Bercovitz, 2015, s. 1-2). V Austrálii bylo v roce 2018 operováno 643,567 lidí, což je o 83,4 % více než v roce 2003 (Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, 2019, s. 74).

Zebris Rehawalk® je chodící pás se zabudovanou tlakovou plošinou umožňující rychlou a přesnou analýzu stoje, chůze a následnou terapii. Při použití závěsného aparátu je možno začít s terapií již časně po operaci a v kombinaci s využitím virtuální reality dosáhneme velké motivace pacientů.

K vyhledávání odborných článků byly použity on-line databáze PubMed, Medline, Google Scholar a PEDro. S ohledem na cíle práce byla pro vyhledávání použita klíčová slova: náhrada kyčelního kloubu, analýza chůze a chodící pás, Zebris, a jejich anglické ekvivalenty: hip replacement, gait analysis, treadmill, Zebris.

Jako vstupní literatura sloužily následující publikace:

DUNGL, P. a KUBEŠ R. 2014. Onemocnění kyčelního kloubu u dospělých. In: DUNGL, P. 2014. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. a SZEMKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. DOI: 10.5507/fzv.14.24442662. ISBN 978-80-244-4266-2.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. 5th ed. Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z. a JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Pomona, California, USA: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

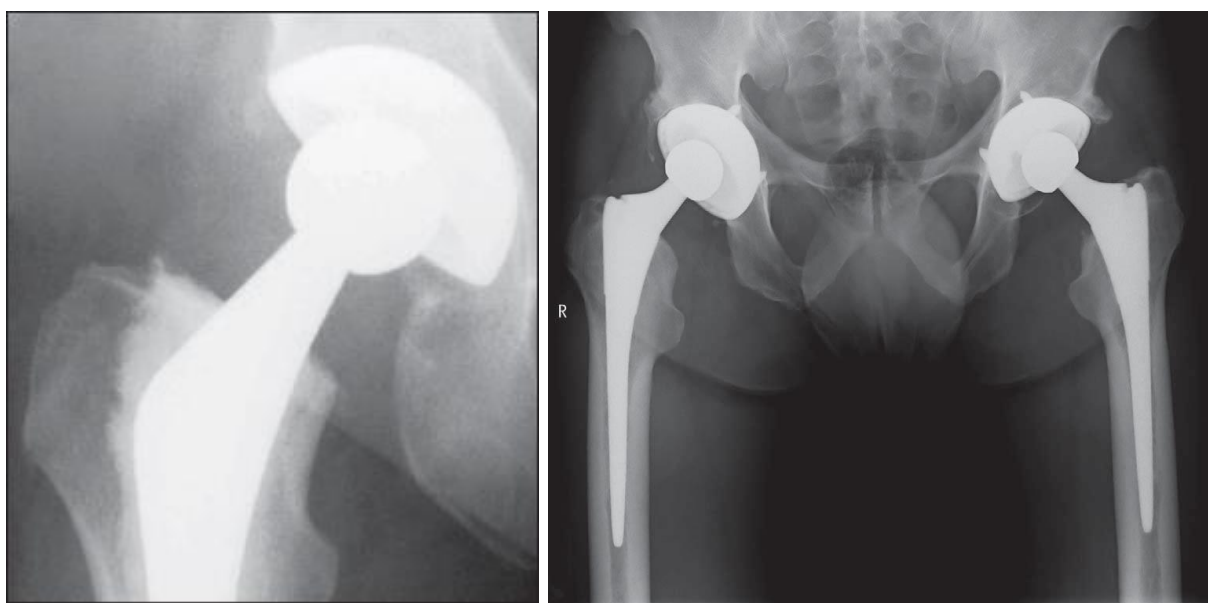
SEGEL, Jay. 2012. The Next Generation: Noraxon's FDM-Treadmill System for Stance and Gait Analysis. *Podiatry Management* [online]. 158, 3 [cit. 2020-07-20]. Dostupné z: <http://www.segelpodiatry.com/pdf-articles/PodiatryManagementProfilesND12FDMT-1.pdf>.

1. Teoretický přehled poznatků

1.1. Totální endoprotéza

Totální endoprotéza (TEP) kyčelního kloubu se skládá ze dvou komponent – acetabulární a femorální. Existují tři typy totálních endoprotéz: cementovaná, necementovaná a hybridní (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1508-1513; Orthes.cz; Votavová. 2009. s. 430).

Cementovaná využívá fixaci endoprotézy do kosti pomocí kostního cementu a bývá zaváděna častěji u starších pacientů a je vyráběna buď z keramických materiálů nebo slitiny kobaltu a chromu nebo titanu. Naopak necementovaná endoprotéza (viz Obrázek 2) nepotřebuje dodatečnou fixaci, protože styčná plocha endoprotézy s kostí je speciálně upravena, aby kost mohla prorůst a splynout s povrchem implantátu. Díky nepřítomnosti cementu je prodloužena doba odlehčování a plná zátěž je povolena až za 6-12 týdnů. Hybridní náhrada (viz Obrázek 1) má jednu komponentu připevněnou bez cementu, obvykle jamka, a jednu komponentu připevněnou cementem, obvykle dřík (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1508-1513; Orthes.cz; Votavová. 2009. s. 430).



Obrázek 1 Hybridní endoprotéza s cementovaným dříkem a necementovanou jamkou (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1509).
Obrázek 2 Oboustranné necementované TEP kyčelních kloubů (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1511).

Indikací k totální endoprotéze kyčelního kloubu je selhání konzervativní léčby a významně porušená funkce kloubu, nebo pokud je kloub zdrojem velmi intenzivních bolestí. Nejčastěji bývají operováni pacienti s artrózou, kostními nádory, frakturami hlavice a krčku femuru nebo avaskulární nekrózou hlavice femuru (Colgan et al., 2016, s. 171; Domínguez-Navarro et al., 2018, s. 68; Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1508-1513; Medical Advisory Secretariat, 2005, s.10; Orthes.cz; Votavová. 2009. s. 430).

1.1.1. Historie vývoje náhrady kyčelního kloubu

V roce 1925 je v Bostonu chirurgem Smith-Petersenem představen první typ kloubní náhrady, tehdy nazývaný jako „surface arthroplasty“, která se skládala z dutého hemisférického skla, které bylo vmodelováno do tvaru stehenní kosti. Tento prototyp ovšem nesplňoval základní cíle pionýrské ortopedické operace, jelikož u skla i metafyzární kosti docházelo k velmi rychlému opotřebenosti. Smith-Petersen proto pokračoval ve vylepšování svého nového konceptu za použití jiných materiálů. Zprvu se jednalo o plasty, ale následně, díky rozvoji lodářství, byl vybrán jako vhodnější materiál korozivzdorná ocel (Dungl a Kubeš, 2014, s. 758-761).

V další snaze o zdokonalení byla použita slitina chromu a kobaltu, která byla rovněž korozivzdorná, ale oproti předchozím kovům, byla i výrazně pevnější. Ortopedie tak zaznamenala vznik Smith-Petersenovy čepičky, kovový implantát dutého sférického tvaru, který kopíruje tvar hlavice kosti stehenní a zajišťuje i relativně jednoduchý způsob aplikace na hlavici. Jako další materiál byl v Evropě využíván akrylát, povrch implantátu však neměl dostatečnou mechanickou odolnost při dlouhodobém zatěžování a rovněž ani ukotvení do trochanterické kosti. I přes tuto nevýhodu vedla new yorského chirurga E. J Haboushe idea využití akrylátu k dalšímu zdokonalování, a to tak, že použil akrylát jako cement při arthroplastice. I u této metody došlo k výrazné neuspokojivé fixaci ke kosti a nebyla taktéž řešena jakákoli tvarová deformace acetabula. Ovšem pokrok byl zřejmý, u pacientů došlo k výraznému ovlivnění bolesti a přineslo jim to velkou úlevu (Dungl a Kubeš, 2014, s. 758-761).

K dalšímu průlomů došlo v 70. letech minulého století, kdy se začala provádět také náhrada acetabula ve formě tzv. resurfacingu kyčelního kloubu. Postupně se díky rozvinu metalurgického odvětví začalo využívat párování artikulačních povrchů kov-kov, které slibovaly výrazně stabilnější podmínky proti povrchovým oděrům implantátů. V roce 1997 byla do klinické praxe zavedena dosud nejúspěšnější technika, a to tzv. Birmingham hip resurfacing. Pro tuto techniku ale musí být splněna poměrně striktní kritéria (hlavně anatomická), a proto nemohlo být tímto systémem operováno mnoho pacientů, u kterých byla přítomna výrazná změna hlavice či acetabula. Díky tlaku pro zdokonalení vedl vývoj kyčelních náhrad ke vzniku dalšího systému – tzv. Birmingham mid head resection arthroplasty, při kterém je resekována část hlavice a následné kotvení implantátu krátkým dřikem přímo do krčku kosti stehenní. Tento implantát již byl inovován i o nový povrch – keramika-kov (Dungl a Kubeš, 2014, s. 758-761).

V následující kapitole vývoje implantátů došlo k výměně celé hlavice proximální části kosti stehenní a dřík byl již nyní zakotven přímo do dutiny dřevové. Tím byl položen základ

pro cervikokapitální náhradu. Tento systém měl výraznou nevýhodu, velmi malou stabilitu dříku v dřeňové dutině, a proto docházelo velmi často k pooperační nestabilitě implantátů. Tento nedostatek byl časem výrazně redukován využíváním polymethylakrylátu, známý jako kostní cement, pro zajištění stability dříku v dutině kostní. Tento nový systém dal základ prvním TEP tak, jak je známe dnes a s různými obměnami je využíván dodnes známý jako „zlatý standard“. Jako jeden z posledních významných stupňů vývoje implantátů se pro povrchy začal využívat polyethylen (Dungl a Kubeš, 2014, s. 758-761).

1.1.2. Základní operační přístupy u TEP

Operační přístupy dělíme z hlediska preparačního postupu a operační techniky. Preparační postupy lze rozdělit na anteriorní, laterální, posteriorní a jejich kombinace. Operační techniky dělíme na standartní a miniinvasivní. Všechny přístupy mají podobný anatomický podklad a technický základ (Dungl a Kubeš, 2014, s. 774-775).

První moderní operace TEP byly vykonávány z anterolaterálního přístupu s totálním odnětím velkého trochanteru se všemi svalovými úpony. Modernizace operačních přístupů přinesla zásadní změnu, a to zachování velkého trochanteru a pouhé odstranění hlavice femuru v oblasti chirurgického krčku kosti stehenní (Dungl a Kubeš, 2014, s. 774-775).

Anterolaterální přístup

Při Watson-Jonesově neboli anterolaterálním přístupu leží pacient v supinační poloze a 15 cm kožní řez je veden v podélné ose femuru v místě hmatného velkého trochanteru femuru. V místě kožního řezu se protíná fascia lata, přičemž m. tensor fasciae latae zůstává ventrálně. Dále se provádí částečné snesení přední části musculus glutei medii a minimi. Následuje discize či excize kloubního pouzdra a přilehlých ligamentózních složek. V dalším kroku dochází k luxaci hlavice femuru z acetabula pomocí lehké flexe, addukce a zevní rotace, následující osteotomií krčku femuru. Po ukotvení komponent implantátu následuje reinzerce gluteálních svalů a sutuře fascie latae (Dungl a Kubeš, 2014, s. 774-775).

Posteriorní přístup

Posteriorním přístupem ke kyčelnímu kloubu rozumíme kožní řez v délce 20 cm, kdy je pacient polohován na zdravém boku. Přední část m. gluteus maximus je odtlačen dozadu, m. gluteus medius a minimus dopředu. Přetřaty jsou pouze zevní rotátory kyčelního kloubu (mm. gemeli, m. obturatorius internus a m. piriformis) v místě jejich společného úponu. Další postup je shodný s postupem předchozím (Dungl a Kubeš, 2014, s. 774-775).

Anteriorní přístup

Smith-Petersonův neboli anteriorní přístup je využíván především pro operaci stříšky dle Boswortha, nicméně lze jej modifikovat o operaci TEP kvůli miniinvazivnímu potenciálu. V supinační poloze pacienta je veden 6 cm kožní řez nad crista iliaca a v oblasti spina iliaca anterior superior dochází k lomu řezu podél podélné osy femuru. Při tomto postupu dochází k oddělení úponu m. gluteus medius. Distálně se přistupuje ke kloubnímu pouzdru v rozestupu m. sartorius a m. tensor fasciae latae. Dále se pokračuje stejně jako u anterolaterálního přístupu. Výhodou tohoto přístupu je reinzerce pouze m. gluteus medius, nicméně nespornou nevýhodou je vyšší možnost poškození inervace n. cutaneus femoris lateralis (Dungl a Kubeš, 2014, s. 774-775).

1.1.3. Stabilita TEP kyčelního kloubu

Jedním z nejdůležitějších kritérií pro zajištění dlouhodobé životnosti totálních endoprotéz kyčelních kloubů je stabilita implantátů v kostní tkáni. Primární stabilita cementovaných TEP kyčelních kloubů je vytvořena a zachovávána přímo kostním cementem, který zajišťuje pevně ukotvení implantátu již během procesu operace. Necementované náhrady kyčelních kloubů využívají zcela jiných principů pro zajištění stability femorální a acetabulární komponenty. Tři procesy stability necementovaných implantátů proto striktně závisejí na jejich povrchové úpravě a úrovně procesu osteointegrace (Dungl a Kubeš, 2014, s. 765-766).

Primární stabilita

Primární stabilita je majoritně dána designem endoprotézy a správným technickým provedením ukotvení. Jde tedy o mechanické ukotvení implantátu přímo do kostních struktur, tak, aby bylo dosaženo po implantaci, co největší pevnosti. Po 3-6 měsících nastává proces sekundární stabilizace (Dungl a Kubeš, 2014, s. 765-766).

Sekundární stabilita

Navazující proces stabilizace implantátů je zcela krucální pro ideální dlouhodobé fungování TEP a maximalizaci její životnosti. Vzhledem k tomu, že povrch implantátů, který je v kontaktu s kostní hmotou je při výrobě zdrsňen a je nanesena vrstva hydroxyapatitu, dochází pár týdnů po operaci k procesu zvaném osteointegrace. Jde o proces, který pomocí mechanické indukce kostní hmoty v zatížení, spouští prorůstání kostní hmoty v okolí implantátu do jeho povrchu, a tím značně zvyšuje její stabilitu. Dochází tak k výše jmenovanému osteointegračnímu jevu zvaném vazebná osteogeneze. Podle dosavadních zdrojů a výzkumů je

patrné, že při správném operačním postupu, že sekundární stabilita není ohrožena ani bezprostřednou plnou zátěží (Dungl a Kubeš, 2014, s. 765-766).

Terciální stabilita

Terciální stabilitou rozumíme proces další integrace implantátů do biologického materiálu dle Wolfova transformačního zákona. Wolfův zákon popisuje, že kostní hmota zesiluje v místech velkého namáhání, a naopak zeslabuje v místech snížené zátěže. Tento proces je velmi pomalý a vyvíjí se během několika let po operaci (Dungl a Kubeš, 2014, s. 765-766).

1.1.4. Komplikace totální náhrady kyčelního kloubu

Kromě perioperačních komplikací, mezi které bezpochyby patří ztráta krve, selhání primární stability implantátu, smrt apod., existuje celá řada následných postoperačních komplikací. Mezi tyto nejčastější komplikace se udává luxace TEP, periprotetické zlomeniny, nestabilita imlantátů, heterotopické osifikace, nervová obrna a tromboembolická nemoc (TEN). U postoperační bolestivosti je nutno zprvu vyloučit extraartikulární příčiny jako vaskulární klaudikaci či spinální patologii. Poměrně často je zdrojem bolesti následná inflamace trochanterické burzy či entezopatie gluteálních svalů (Dungl a Kubeš, 2014, s. 784).

Luxace endoprotézy

Jedním ze základních a primárních požadavků u TEP je její následná stabilita, která je zajišťována ideálním mechanickým nastavením součástí TEP a tenzí měkkých struktur okolo kyčelního kloubu. Luxace u primárních TEP se pohybují v rozmezí 1-10 %, u reoperací riziko luxací vzrůstá až na 20 % (Dungl a Kubeš, 2014, s. 788).

Heterotopická osifikace

Heterotopická osifikace vzniká po implantaci TEP především u mužů a jde o ranou činnost pojivových buněk s fibroblastickou aktivitou nejasné etiologie. Již po 3 týdnech je radiologicky viditelná kalcifikace v měkkých tkáních, která může během 3 měsíců vyústit v rozsáhlou novotvorbu kostní tkáně. Mezi možné příčiny se zvažují rozsáhlé kostní resekce, perioperační svalová ischemie, zhmoždění měkkých struktur či trauma v pooperačním období. Více náchylní k této abnormalitě se zatím projevují muži s celkovými chorobami jako morbus Bechtěrev, hypertrofickou osteoartrózou či septická koxitida a další (Dungl a Kubeš, 2014, s. 787-788).

Brooker et al., 1973, s. 1629 rozdělili heterotopickou osifikaci na 4 stupně dle rozsahu:

- I. Stupeň – ostrůvky kalcifikace v měkkých strukturách
- II. Stupeň – novotvořená kost rostoucí z femuru i pánve s distancí více než 1 cm mezi sebou
- III. Stupeň – distance menší než 1 cm
- IV. Stupeň – přítomnost ankylózy

Jelikož je osifikace bezbolestná a omezení rozsahu pohybu se vyskytuje pouze výjimečně, operační intervence se ve většině případů nedoporučuje. Při výrazném omezení je však operační intervence ve smyslu revize doporučena (Dunzl a Kubeš, 2014, s. 788).

Poškození nervů

Paréza jako klinicky významná komplikace po implantaci TEP kyčelního kloubu je přítomna asi u 1 % endoprotéz, nicméně alterace EMG signálu lze pozorovat až u 70 % operovaných. K peroperačnímu poškození nervových struktur může dojít po významné elongaci dolní končetiny, za významné prodloužení se považuje 3 a více centimetrů. Dalším mechanismem poškození nervu je opakovaná traumatizace nervu o ostrý závit při použití šroubovací jamky, v tomto případě jde o poškození nervus femoralis. V neposlední řadě může být nervová struktura poškozena utlačením rozsáhlým hematodem. Pravděpodobnost komplikace způsobená hematodem je výrazně vyšší u hemofiliků. Dle dosavadní literatury lze očekávat, že ve 40 % dojde ke kompletní úpravě, ve 40 % k úpravě parciální a ve 20 % je poškození trvalé (Dunzl a Kubeš, 2014, s. 791).

Infikování TEP kyčelního kloubu

Dunzl a Kubeš, 2014, s. 791 ve své publikaci odkazují na dostupné výzkumy a literaturu, která udává, že až 1-2 % všech endoprotéz se během své živostnosti setká s infektem. Nejčastěji se vyskytují slabé primárně chronické infekty, méně pak akutní septické komplikace. Asi polovina akutních infekcí vzniká přenosem bakteriálního agens přímo při zákroku. Další významnou částí akutních infekcí vzniká sekundárně exacerbací infekcí urogenitálního traktu či přímou infikací operační rány. Riziko získání onemocnění je vyšší u pacientů trpících obezitou, diabetem, u pacientů s imunosupresivou, kortikoidy, antikoagulační léčbou, dále u alkoholiků a pacientů s metabolickými onemocněními. Dalšími rizikovými faktory jsou infekty močového traktu, hematod v ráně, nekróza okrajů operační rány, předchozí operace kyčelního kloubu a operační zákrok, při kterém dochází k TEP kyčelního kloubu trvajících více jak 2 hodiny.

Mechanický otěr totální endoprotézy kyčle

Mechanický oděr kontaktních ploch implantátů není typickou akutní komplikací při TEP kyčelního kloubu, avšak z dlouhodobého hlediska může být faktorem, který způsobuje nestabilitu implantátů. Otěr vzniká neustálým třením nových kontaktních ploch proti sobě v zátěži a pozvolna snižuje tloušťku polyethylenových komponent. Výsledkem kumulace otěrových částí je interakce s biologickým materiálem v okolí. Dostatečné množství malých částic aktivují makrofágy, které při fagocytóze uvolňují cytokiny (především Tumor Necrosis Factor). Následkem dochází ke tvorbě granulomů kolem cizích těles v organismu a vyúsťují v nekrózu a fibrózu okolí. Rozšířením této reakce dochází ke spuštění lokální osteolýzy, následně k mikrofrakturám cementové části TEP, což následně vede k rozvolnění na úrovni cement-kost a v konečném důsledku k uvolnění implantátu (Dungl a Kubeš, 2014, s. 785).

K pochopení problematiky otěru musíme definovat tři základní fyzikální jevy: adheze, abraze a únavu materiálu (Dungl a Kubeš, 2014, s. 785):

- Adhezivní reakcí rozumíme vazbu kontaktních ploch, které jsou při zátěži přitlačovány k sobě. Tímto mechanismem dochází k vytrhávání části méně odolného materiálu materiálem s vyšší odolností.
- Abraze je mechanický proces, při kterém jsou do okolí vylučovány částice měkčího materiálu pomocí rozrývání jeho povrchu drsností materiálu tvrdšího.
- Proces, při které jsou povrchové částice vypouštěny do okolí tím, že se dosáhne meze pevnosti povrchu se nazývá únava materiálu.

Těmito třemi fyzikálními jevy jsou do okolí kloubu z implantátu vypouštěny částice, které spouští lokální imunitní reakci, která nejen snižuje životnost endoprotézy, ale v konečném důsledku způsobuje snížení její stability a v budoucnosti zvyšuje nutnost reoperace (Dungl a Kubeš, 2014, s. 785).

1.1.5. Rehabilitace po TEP kyčle

Rehabilitaci můžeme rozdělit na předoperační, pooperační během hospitalizace a posthospitalizační.

Vstupní fyzioterapeutické vyšetření (UNIFY, 2015):

1. Antropometrické vyšetření – Hodnotíme délku a obvody DKK. Stejná délka DKK je důležitá pro správný stereotyp chůze a měřením obvodů hodnotíme úbytek stehenního svalstva a případný otok.

2. Goniometrické vyšetření – Hodnotíme rozsahy pohybu obou kyčelních kloubů, ale u TEP neměříme addukci a rotace. Snažíme se dosáhnout funkční hybnosti (flexe 90°), avšak respektujeme bolestivé reakce a optimální rozsah pohybu konzultujeme s operátorem.
3. Svalový test (dle prof. Jandy škála 0–5 stupňů) – Hodnotíme svalstvo kyčelního kloubu a kloubů sousedících.
4. Modifikovaný dotazník Short form (SF) – 36 survey (viz Příloha 1 s. 64-68)
5. Harris Hip Function Scale (viz Příloha 2 a 3 s. 69-70)
6. Samostatnost a soběstačnost pacienta – Hodnotíme aktivity denního života (ADL) jako je oblékání, mobilita na lůžku hygiena (Barthel index viz Příloha 4, s. 71-72).
7. Mobilita – Aspekci hodnotíme stereotyp chůze.

Předoperační fáze

Edukace pacienta na předoperačním oddělení alespoň 2-3 dny, u komplikovanějších stavů možno na rehabilitačním oddělení (UNIFY, 2015):

- a) tlumení patologických pohybových vzorů (zmírnění sval. dysbalance, udržení rozsahu pohybu – pasivní pohyby + trakce + mobilizační a měkké techniky)
- b) výcvik důležitých pohybových stereotypů (přetáčení na lůžku, vertikalizace, nácvik chůze bez zátěže, nácvik chůze z a do schodů)
- c) nácvik izometrických kontrakcí m. quadriceps femoris, mm. glutei
- d) celkové kondiční cvičení (posílení svalového korzetu, posilování HKK, posilování neoperované DK), redukce hmotnosti
- e) respirační fyzioterapie
- f) cévní gymnastika – podpora odtoku lymfy a venózní krve, prevence TEN, chůze.

Akutní pooperační péče během hospitalizace

Doba hospitalizace je 7-14 dní. S terapií se začíná co nejdříve a chceme dosáhnout soběstačnosti a mobility pacienta. Cílem této fáze je předejít TEN, zvyšování rozsahu pohybu operované DK, vertikalizace pacienta a dosažení co nejvyššího stupně ADL (UNIFY, 2015).

0. den – operace

- Polohování v mírné abdukci a semiflekčním postavení DK možno využít derotační botičku.
- Respirační fyzioterapie – brániční dýchání jakožto účinnou lymfodrenáž nejen pro vnitřní orgány, ale i pro odvod lymfy a krve z DKK.

- Cévní gymnastika – pracujeme s gravitací.
- Přetáčení na bok.

1. den

- Lymfodrenáž, efloráž, uvolnění hlavní skupiny mízovodů.
- Izometrie m. quadriceps a mm. glutei a svalů pánevního dna.
- Kondiční cvičení volnými klouby – HKK, trup, neoperovaná DK (např. mostění na zdravé DK).
- Aktivní cvičení s dopomocí do flexe v operovaném kloubu se současnou flexí v kolenním kloubu.
- Vertikalizace dle stavu pacienta.

2. – 4. den

- Aktivní asistované cvičení operované DK – současná flexe v kyčli a v koleni, abdukce s dopomocí
- Vyrovnání svalové dysbalance – protažení, posílení svalového systému.
- Centrace, senzomotorické cvičení.
- Otáčení na břicho a cvičení na břicho a na zdravém boku.
- Vertikalizace – sed s DKK mimo lůžko, stoj a dle stavu chůze (trojdobá chůze s odlehčením operované končetiny).

5. – 6. den

- Nácvik chůze po schodech.
- Speciální techniky podle kvalifikace fyzioterapeuta – senzomotorika, propioceptivní neuromuskulární facilitace, a další.

7. – 8. den – péče o jizvu po vynětí stehů

Následná péče

Po ukončení hospitalizace bývá pacient buď propuštěn do domácího prostředí a dochází na rehabilitace ambulantně nebo bývá přeložen tzv. „z lůžka na lůžko“ do následného ústavního zařízení (lázně, rehabilitační ústavy apod.) (UNIFY, 2015).

Fyzikální terapie:

- Vodoléčba, cvičení v bazénu (až po kompletním zhojení operační rány).
- Selektivní elektrostimulace podle I/t křivky v případě pooperační parézy.
- Laser v péči o jizvu.

Pomůcky po TEP

1. Kompenzační pomůcky:

- a) podle činností – pro osobní hygienu (nástavec na WC, sedačka do vany), oblékání, úpravy bytu, pro komunikaci, dopravu,
- b) podle typu postižení (pomůcky při omezení kloubních vad).

2. Rehabilitační pomůcky (ortézy, měkké bandáže, ortopedická obuv, vložky do bot).

3. Lokomoční pomůcky (vysoké podpažní berle, francouzské berle, chodítka, vycházková hůl).

Zásady životosprávy

Nedoporučuje se:

- Addukce, rotace a flexe nad 90° (zevní rotace a addukce vedou k přední luxaci, vnitřní rotace, addukce a flexe nad 90° vede k zadní luxaci).
- Sed s nohou přes nohu, v hlubokém křesle, sed do vany.
- Dřep, zvedání předmětů ze země, obouvání obuvi a ponožek ve flexi (v prvních 6 týdnech s pomocí druhé osoby nebo s pomůckami).
- Klek a leh na operované straně, dlouhodobá statická zátěž DKK.

Doporučuje se:

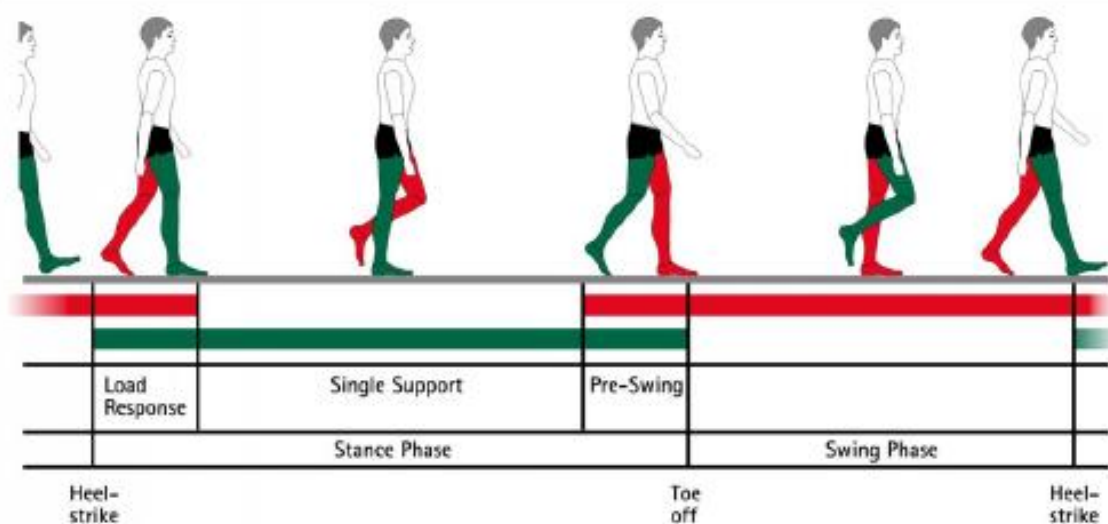
- Spát s polštářem mezi kolena (a to jak na zádech, tak na zdravém boku).
- Vyšší židli pro sed (barovou).
- Sprchovat se ve stoje.
- Opatřit tyto pomůcky: sedačku na vanu, protiskluzovou podložku, madla, nástavec na WC, dlouhou obouvací lžici, podavač ke zvedání předmětů ze země, kbelík na kolečkách a mop na dlouhé rukojeti, dlouhou rukojeť u lopatky a smetáčku, při vysávání dostatečně dlouhé držadlo vysavače, pračka s horním plněním.
- Redukce hmotnosti, nenosit těžká břemena, obuv s odpruženou podrážkou, sport bez otřesů (chůze, turistika, cyklistika, plavání, tanec, tenis ve formě čtyřhry).
- Řízení vozidla – pacienti po TEP levé kyčle mohou bezpečně řídit vůz po 6-8 týdnech po operaci, u pravé kyčle až po plné zátěži.

1.2. Chůze

Definice chůze dle některých autorů: Bipedální chůze je základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách (Vařeka, 2009, s. 51). Chůze využívá opakované sekvence pohybů končetin pro pohyb těla kupředu, zatímco současně udržuje stabilitu těla (Perry, 2010, s. 3). „Řízený pád“, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu (Neumannová et al., 2015, s. 8).

1.2.1. Krokový cyklus

Chůze je pohyb cyklického charakteru kdy se opakují jednotlivé dílčí části. Základní jednotkou chůze je krokový cyklus (KC) (viz Obrázek 3), vymezen od prvotního kontaktu jedné dolní končetiny (DK) po opětovný kontakt stejné DK s podložkou. Během krokového cyklu dochází ke střídání stojné a švihové fáze. Stojná fáze zabírá přibližně 60 % KC a švihová fáze zbývajících 40 %. Během krokového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojí opory a každá z nich zaujímá 10 % KC. Fáze dvojí opory se při zvyšování rychlosti zkracuje až do úplného vymizení při běhu. Stojnou i švihovou fázi můžeme rozdělit na menší části, přičemž názvosloví se liší dle různých autorů (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 302-306; Kaufman a Sutherland, 2006, s. 39-41; Kirtley, 2006, s.16-17; Neumannová et al., 2015, s. 12-17; Perry a Burnfield, 2010, s. 3-6; Vařeka, 2009, s. 51).



Obrázek 3 Znárodnění krokového cyklu v reportu analýzy chůze Zebris

Dělení dle Perry a Burnfield, 2010:

Stojná fáze

1. Počáteční kontakt (initial contact) 0 % - 2 % KC
2. Postupné zatěžování (loading response) 2 % - 12 % KC
3. Mezistoj (midstance) 12 % - 31 % KC
4. Konečný stoj (terminal stance) 31 % - 50 % KC
5. Předšvih (preswing) 50 % - 62 % KC

Švihová fáze

1. Počáteční švih (initial swing) 62 % - 75 % KC
2. Mezišvih (midswing) 75 % - 87 % KC
3. Konečný švih (terminal swing) 87 % - 100 % KC

Dělení dle Levine, Richards a Whittle, 2012:

1. Počáteční kontakt (initial contact)
2. Odvinutí protějšího palce (opposite toe off)
3. Zdvih paty (heel rise)
4. Počáteční kontakt protější DK (opposite initial contact)
5. Odvinutí palce (toe off)
6. Chodidla ve stejné úrovni (feet adjacent)
7. Vertikální postavení tibie (tibia vertical)

Dělení dle Vaughan, Davis a O'Connor, 1992

1. Úder paty (heel strike)
2. Kontakt nohy (foot flat)
3. Mezistoj (midstance)
4. Odvinutí paty (heel off)
5. Odraz palce (toe off)
6. Zrychlení (acceleration)
7. Mezišvih (midswing)
8. Zpomalení (deceleration)

Počáteční kontakt

Zahajuje stojnou fázi a díky výraznému působení reakční síly bývá občas označován jako „úder paty“ (heel strike). Dnes je tento termín již využíván málo, jelikož u některých typů patologické chůze nedochází k prvotnímu kontaktu patou, ale například celým chodidlem nebo prsty. Cílem této fáze je utlumení nárazu, příprava na stabilizaci a následné přenášení váhy. Dle některých autorů se jedná čistě o moment doteku chodidla s podložkou, kdežto dle jiných reprezentuje 0 % - 2 % KC (Kaufman a Sutherland, 2006, s. 39-41; Neumannová et al., 2015, s. 13-14; Perry a Burnfield, 2010, s. 11).

Hlezenní kloub je udržován v neutrálním postavení nebo mírné dorziflexi nebo plantiflexi. Při normální nepatologické chůzi se pata stává bodem kontaktu a následně středem otáčení kolem kterého probíhá pohyb. Reakční síla podložky se mění ze směru vzhůru při samotném kontaktu paty na směr vzhůru a dozadu při fázi postupného zatěžování. Dorziflexe je zajišťována primárně m. tibialis anterior, který během švihové fáze zabraňuje přepadávání chodidla. Zadonoží přechází do pronace v subtalárním kloubu, což má za následek supinaci předonoží v tranzverzotarzálním skloubení. Koleno je před počátečním kontaktem maximálně extendováno a následuje mírná flexe, která slouží k utlumení nárazu. Současná aktivita m. quadriceps femoris, který extenduje koleno ve švihové fázi, a hamstringů, které brzdí natažení a brání hyperextenzi, je nezbytná pro dostatečnou stabilitu, kontrolu pohybu a tlumení nárazu. Kyčel je přibližně ve 30° flexe a mírné zevní rotaci, která je způsobena rotací pánve na stranu druhostranné dosud stojné DK. M. gluteus maximus se začíná kontrahovat a společně s hamstringy začínají extendovat kyčel, což vede k zahájení posunu pánve dopředu. Trup je ve středové rovině a maximálně rotován na stranu počínající stojné končetiny a horní končetiny (HKK) jsou ve svých krajních polohách. Kontralaterální horní končetina (HK) frontálním směrem a stejnostranná HK směrem dorzálním (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 40-41; Neumannová et al., 2015, s. 13-14; Perry a Burnfield, 2010, s. 11).

Postupné zatěžování

Tato fáze je vymezena počátečním úderem paty a odrazem palce kontralaterální nohy. Během této fáze dochází k postupnému pokládání chodidla a přenášení váhy na sledovanou DK. Úkolem této fáze je akceptace váhy, zpomalení pohybu těla vpřed a stabilizace pánve a dolní končetiny pro následný sólostoj. Jedná se o fázi první dvojí opory a zaujímá prvních 10–12 % KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 41; Neumannová et al., 2015, s. 14; Perry a Burnfield, 2010, s. 10-11; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 52-54).

Hlezenní kloub přechází z dorzálního postavení postupným pokládáním chodidla do plantární flexe. Pohyb do plantární flexe je kontrolován excentrickou aktivitou primárně m. tibialis anterior. Dochází k tzv. prvnímu zhoupnutí v hlezení kloubu, které má za úkol co nejplynulejší pohyb a co nejmenší ztrátu kinetické energie při brzděném mechanismu celého těla. Reakční síla podložky se rapidně zvětšuje a směřuje směrem vzhůru a vzad. V subtalárním kloubu je rozvíjena pronace vyvolaná ve fázi počátečního kontaktu. Tranzverzotarzální skloubení pokračuje dále do supinace. Dále dochází k vnitřní rotaci bérce. Kolenní kloub flektuje a brzdí náraz při počátečním kontaktu. Excentrická aktivita m. quadriceps femoris zmírňuje rychlost a rozsah první flexe kolenního kloubu. V kyčelním kloubu dochází k extenzi hlavně díky aktivitě m. gluteus maximus a hamstringů. Pánev začíná rotovat na stranu zatížení a díky tomu dochází k pohybu do vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Trup přechází nad novou opěrnou DK a je nejnižší postavený z celé stojné fáze KC. HKK se začínají vracet do středové frontální roviny stejně jako osa ramen a pánve. (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 41-42; Neumannová et al., 2015, s. 14; Perry a Burnfield, 2010, s. 10-11; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 52-54, 59).

Mezistoj

Mezistoj začíná odlepením palce kontralaterální končetiny a končí zdvihem stojné stejnostranné paty. Představuje první polovinu sólostoje. Během této fáze je nutná stabilizace kolene pro udržení těžiště nad opěrnou bází. Mezistoj vymezuje 12 % - 31 % KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 42-43; Neumannová et al., 2015, s. 15; Perry a Burnfield, 2010, s. 12; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 54-55).

Chodidlo dosáhlo v minulé fázi plné plantární flexe a nyní se začíná pohybovat zpět do dorzální flexe, přičemž zůstává celou dobu v kontaktu s podložkou a stává se pevným bodem pro zbytek těla. Dochází zde ke druhému zhoupnutí, kdy se tibie pohybuje vpřed přes hlezenní kloub. Aktivita tohoto dopředného pohybu tibie je bržděna plantiflektory hlezna, převážně m. soleus a m. gastrocnemius. V subtalárním skloubení nastává supinace a zatížení se přesouvá z paty ventrálně po laterální části chodidla. V tranzverzotarzálním skloubení nastává relativní pronace a dochází tak k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Vektor reakční síly podložky se postupně posouvá dopředu. Kolenní kloub dosáhl svého maxima flexe ve stojné fázi a začíná znovu extendovat a zároveň dochází k zevní rotaci bérce. Míra flexe v kolenním kloubu se zmenšuje se zpomalující se rychlostí chůze až do možného vymizení flexe. Kyčelní kloub stále putuje do extenze díky koncentrické aktivitě m. gluteus maximus a hamstringů, která postupně vymizí díky setrvačné síly. Dochází k mírnému poklesu pánve na straně švihové DK, kdy

latero-laterální stabilita je zajištěna abduktory kyčelního kloubu. Trup přechází z nejnižšího postavení během postupného zatěžování na svou nejvyšší pozici stojné fáze KC, která se nachází na konci mezistoje. Taktéž dosáhl svého maxima v laterálním posunu, kdy během této fáze se nachází nejvíce nad stojnou DK. HKK a osa ramen se dostávají do neutrálního postavení, než se během následující fáze vydají opačným směrem (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 41-42; Neumannová et al., 2015, s. 14; Perry, 1974, s. 24; Perry a Burnfield, 2010, s. 12; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 52-54, 59).

Konečný stoj

Tato fáze ukončuje sólostoj a začíná odlepením stejnostranné paty a trvá do dopadu kontralaterální paty. Během konečného stoje dochází k posunu těžiště před stojnou DK. Konečný stoj zabírá 31 % - 50% KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 44-46; Neumannová et al., 2015, s. 15-16; Perry a Burnfield, 2010, s. 13; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

Při dopředném pohybu trupu dochází k dorzální flexi v hlezenním kloubu, osa otáčení se přesouvá do přední části chodidla a excentrická kontrakce plantárních flexorů brzdí pohyb tibie vpřed. V subtalárním kloubu nastává inverze a dochází k uzamčení Chopartova kloubu, což slouží pro zajištění stability nohy. Díky aktivitě m. flexor hallucis longus dochází ke stabilizaci prvního metatarzofalangeálního skloubení pro následný odraz. Kolenní kloub dosáhl svého maxima při pohybu do extenze a začíná se znovu flektovat. Reakční síly podložky se přesouvá před kolenní kloub. Kyčelní kloub stále putuje do extenze a je bržděný aktivitou m. iliopsoas. Latero-laterální stabilita je stále zajišťována abduktory kyčelního kloubu. Pánev pokračuje do rotace na stranu dosavadní stojné končetiny a kontralaterální bok se dostal již před středovou pozici. Trup začíná opět klesat a osa ramen rotují z neutrálního postavení na opačnou stranu než pánev (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 44-46; Neumannová et al., 2015, s. 15-16; Perry a Burnfield, 2010, s. 12-13; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

Předšvih

Předšvihová fáze začíná kontaktem kontralaterální paty s podložkou a končí odlepením stejnostranného palce. Jedná se o druhou fázi dvojí opory a je to poslední část stojné fáze. Úkolem je správné nastavení DK pro nastávající švihovou fázi. Předšvihová fáze představuje 50 % - 62% KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 45-47; Neumannová et al., 2015, s. 16; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55-56).

V hlezenním kloubu nastává maximální plantární flexe. Aktivita plantárních flexorů hlezenního kloubu rapidně klesá v momentě odrazu a rychle naskakuje aktivita m. tibialis anterior, který zvedá chodidlo dorzálním směrem. V subtalárním kloubu pokračuje supinace a v tranzverzotarzálním kloubu pronace kolem podélné osy. Kolenní kloub pokračuje do flexe a rychlost tímto směrem je kontrolována excentrickou aktivitou m. rectus femoris. Kyčelní kloub dosáhl maxima extenze. Vektor reakční síly podložky prochází před kyčelním kloubem a vytváří flekční moment. Pánev dosáhla svého maxima rotace na stranu dosavadní stojné končetiny a začíná rotaci na opačnou stranu současně s postupným přenášením váhy na druhostrannou DK. Stejně jako pánev dosáhla svého maxima do rotace, tak i osa ramen a HKK dosáhly svého maxima opačným směrem (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 45-47; Neumannová et al., 2015, s. 16; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55-56).

Počáteční švih

První část švihové fáze, kdy se palec stejnostranné DK odlepí od podložky až po maximální flexi v kolenním kloubu. Dochází k zahájení dorzální flexe v hlezenním kloubu. Fáze počátečního švihy zabírá 62 % - 75 % KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 47; Neumannová et al., 2015, s. 16; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

V okamžiku odlepení nohy od podložky je dosaženo maximální plantární flexe kotníku a ihned nastupuje aktivita m. tibialis anterior, který zdvihá chodidlo do dorzální flexe. Subtalární i tranzverzotarzální skloubení přecházejí do pronace. Kolenní kloub se na konci počátečního švihy dostává do maximální flexe. Kyčelní kloub začíná pohyb do flexe. Pánev, trup, osa ramen i HKK pokračují v pohybu do neutrály (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 47; Neumannová et al., 2015, s. 16; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Mezišvih

Střední část švihové fáze, kdy se DK dostává z maximální flexe v kolenním kloubu po vertikální postavení tibie, kdy je úhel v kolenním a kyčelním kloubu stejný. Mezišvih představuje 75 % - 87 % KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 48; Neumannová et al., 2015, s. 17; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-15; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Jakmile chodidlo švihové DK mine stojnou DK, a než tibie dosáhne vertikálního postavení, postavení v kotníku přestává být tolik důležité. Může se pohybovat kdekoliv mezi

několika stupni dorzální nebo plantární flexe. Kolenní kloub přechází rychle z maximální flexe do pohybu extenčním směrem. Kyčelní kloub přechází do flekčního postavení přibližně 27°. HKK překročily středovou osu těla a opět se pohybují na opačnou stranu, než je švihová DK. Na pohyb HKK reaguje torze trupu (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 48; Neumannová et al., 2015, s. 17; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Konečný švih

Poslední část švihové fáze, kdy se končetina připravuje na nadcházející dopad paty na podložku. Kolenní kloub se dostává do maximální extenze. Konečný švih zabírá posledních 13% KC čili 87 % - 100 % KC (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 48; Neumannová et al., 2015, s. 17; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-16; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Hlezenní kloub se po vertikálním postavení tibie začíná stabilizovat aktivitou m. tibialis anterior v neutrálním nebo mírně dorzi či plantiflekčním postavení a připravuje se na opětovný počáteční kontakt. Kolenní kloub dosáhl maxima a hyperextenčnímu postavení je bráněno excentrickou aktivitou hamstringů, které zároveň společně s m. gluteus maximus zpomalují pohyb stehna kupředu. HKK a trup se dostávají do svého původního postavení jaké měly při počátečním kontaktu (Inman, Ralston a Todd, 2006, s. 2-17; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 48; Neumannová et al., 2015, s. 17; Perry a Burnfield, 2010, s. 13-16; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

1.2.2. Časoprostorové parametry chůze

Mezi základní prostorové parametry hodnocené při analýze chůze patří (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 33-34, Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 302-306; Neumannová et al., 2015, s. 28; Kirtley, 2006, s. 16; Baker 2013, s. 9):

1. Délka kroku – je určena vzdáleností stejného bodu (obvykle paty) na obou chodidlech během fáze dvojí opory.
2. Délka dvojkroku – je určena vzdáleností jednoho bodu téhož chodidla během dvou po sobě jdoucích kontaktech chodidla s podložkou.
3. Šířka kroku – je určena vzdáleností středů pat mezi chodidly

Mezi časové parametry chůze patří (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 34-35, Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 302-306; Neumannová et al., 2015, s. 27; Kirtley, 2006, s. 18-20; Baker 2013, s. 10):

1. Kadence – počet kroků za minutu

2. Rychlost chůze – vypočítaná jako vzdálenost ušlá za jednotku času; nebo pomocí vzorce $délka\ kroku * kadence$
3. Procentuální vyjádření, kolik času zaberou jednotlivé fáze krokového cyklu.

1.2.3. Chůze na chodících pásích

Chůze na pásích má mnoho výhod. Jednou z nich je bezpečnost. Bezpečnost je zajištěna několika způsoby, a to například madly nebo závěsným systémem. Právě závěsný systém pomáhá a umožňuje terapii chůze u pacientů u kterých není ještě indikováno plné axiální zatížení, např. u traumatologických nebo ortopedických pacientů. Velký vliv má pocit jistoty a bezpečí při chůzi vliv na psychiku pacienta, který se může soustředit na chůzi a nemusí se obávat pádu. Strach z pádu bývá mnohdy limitujícím faktorem. Většina pásů má také bezpečnostní STOP tlačítko, které ihned po zmáčknutí zastaví chodící pás. Další obrovskou výhodou je to že není potřeba tolik prostoru. Pohodlně se vejde do místnosti, ve které můžeme ovlivnit podmínky a zajistit, aby byly vždy stejné na rozdíl od venkovního prostředí, tudíž dosáhneme pro terapii nebo testování chůze vhodných podmínek. Na chodících pásích je možno kráčet spousta KC za sebou, aniž by se pacient musel každou chvíli otáčet nebo měnit směr chůze. V kombinaci s kamerovým systémem se můžeme poté zpětně podívat na kvalitní záznam bez okolních rušivých elementů. Dalším pozitivem chodících pásů je možnost přímého ovlivnění rychlosti chůze terapeutem (Alton et al., 1998, 434-440; Kolářová et al., 2014, s. 38-41; Kirtley, 2006, s. 31, Riley et al., 2007, s. 17-18; White et al., 1998)

Ačkoliv má chůze na pásu spousta výhod nacházíme ovšem i jisté nevýhody. Jednou z nevýhod je zkrácení délky kroku a zvýšení kadence, což může být způsobeno pocitem pacienta, že pás má omezenou délku (Alton et al., 1998, 434-440; Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 82; White et al., 1998). Tohoto pocitu můžeme zabránit využitím delších pásů. Jako příklad uvádím srovnání délek pásů v Kineziologické laboratoři Fakultní Nemocnice Olomouc, kde je využíván Zebris Rehawalk®, který má 150 cm a C-mill, který má 300 cm (Kolářová et al., 2014, s. 42 a 57). Dalším nevýhodou mezi chůzí na páse oproti volnému pohybu v prostoru je rozdíl mezi kinestetickou a vizuální aferencí, které mohou být příčinou pohybové nejistoty nebo závratě (Kolářová et al., 2014, s. 38-41; Véle, 2006, s. 109). Nepříjemným pocitům nejistoty můžeme předejít využitím prvků virtuální reality, např. promítáním procházky na monitoru před pacientem. Významným rozdílem samotná iniciace pohybu, kdy chůzi v prostoru vzniká prvotní impulz od pacienta, kdežto při chůzi na páse je prvotním impulzem to, že se pás začne pohybovat a pacient na to jen reaguje (Kolářová et al., 2014, s. 38-41).

1.2.4. Chůze při TEP kyčelního kloubu

Několik studií popisuje výrazné snížení rychlosti, kadence a délky kroku po TEP kyčelního kloubu oproti zdravé populaci, a to jak jeden měsíc (Nankaku et al., 2007, s. 552), půl roku (Vissers et al., 2011, s. 625), jeden rok (Perron et al., 2000, s. 507; Tanaka et al., 2008, s. 984) dokonce i deset let po operaci (Bennet et al., 2008, s. 196). Bennet et al. (2008) dodal přesvědčivé důkazy o tom, že se tyto časoprostorové parametry nemusejí nikdy vrátit k normálním hodnotám. Oproti tomu Miki et al., 2004, s. 445 a Nantel et al., 2009, s. 465 uvádějí návrat k hodnotám zdravé populace do jednoho roku po operaci, avšak v jejich studiích měli nižší věkový průměr probandů (52,6 a 49) než bývá normální věkový průměr pacientů vyžadujících TEP kyčelního kloubu.

Omezení rozsahu pohybu v sagitální rovině, hlavně omezení do extenze při předšvihové fázi, ukazuje několik studií (Beaulieu, Lamontagne a Beaulé, 2010, s. 270; Bennet et al., 2008, s. 196; Foucher, Hurwitz a Wimmer, 2007, s. 3434; Perron et al., 2000, s. 508). Některé studie naznačují souvislost se snížením rychlosti (Bennet et al., 2008, s. 196; Perron et al., 2000, s. 508), zatímco některé uvádějí že omezení do extenze může být způsobeno omezením anteriorních struktur (např. kontraktura flexorů kyčle) spíše než slabostí extenzorů (Miki et al., 2004, s. 454; Nantel et al., 2009, s. 467; Perron et al., 2000, s. 512).

Bylo zjištěno výrazné zvýšení laterálního posunu trupu při stoji na operované DK (Nankaku et al., 2007, s. 552; Perron et al., 2000, s. 509) společně se snížením addukce kyčle (Beaulieu, Lamontagne a Beaulé, 2010, s. 270-271; Perron et al., 2000, s. 508). Oboje odchylky považují autoři za kompenzační strategie pro snížení nároků na abduktory kyčle, které stabilizují kyčel ve frontální rovině při jednooporové fázi KC.

1.3. Zebris Rehawalk®

Jedná se o chodící pás se zabudovanou silovou plošinou, umožňující analýzu stoje, chůze a následnou terapii u pacientů s neurologickými, ortopedickými a jinými diagnózami. Přístroj byl sestaven německou firmou zebris Medical GmbH. Silová plošina zaznamenává velikost vertikální složky reakční síly podložky pomocí několika tisíc tlakových senzorů (přes 5300) na ploše 150 x 50 cm. To umožňuje analýzu stoje a chůze s obrovskou přesností. Zaznamenávají jsou například hodnoty pro délka a šířka kroku, fáze krokového cyklu, podrobnou analýzu rozložení sil pod chodidly a další (viz níže 1.3.1. parametry stoje a chůze v reportu) a jsou shrnuty v závěrečném reportu. Proces měření lze sledovat na monitoru a obrazovce v reálném čase. Samotný přístroj se skládá z chodícího pásu se silovou plošinou (maximální rychlost pásu

je 10 km/h, maximální zrychlení je 0,1 km/h) a možností náklonu a zpětného chodu (náklon až o 15%), nastavitelných madel a závěsného bezpečnostního systému pro odlehčení a bezpečnost pacienta (maximálně 135 kg). Dále je přítomný dataprojektor a obrazovka využívané při terapii. Dvě videokamery umístěné vzadu za pacientem a z boku, dávají možnost zpětně se podívat na samotnou chůzi a provést vyšetření aspektů (Kolářová et al., 2014, s. 38; Learning to walk again, 2018, Segel, 2012, s. 180-182; Segel, 2018).

1.3.1. Parametry stoje a chůze v reportu

V záhlaví na každé straně reportu jsou uvedené informace o pacientovi (jméno, datum narození, věk) a informace o testování (datum a čas testu, analýza stoje/chůze, krátký popis vyšetřujícího např. stoj se zavřenýma očima nebo chůze 1,2km/h elevace 5%) (Zebris FDM, 2015).

Analýza stoje

Na první straně reportu (viz Obrázek 4, s. 30) vidíme grafické znázornění průměrného zatížení ve stoji, dále jsou popsány následující parametry (Kolářová et al., 2014, s. 43; Zebris FDM, 2015):

- *Analysis time (s)* – doba trvání analýzy (standartně 30 s)
- *95% confidence ellipse area (mm²)* – plocha kde se nachází 95% projekcí tlakového působení – centra tlaku (Center of Pressure – COP) v měřeném čase
- *COP path length (mm)* – délka trajektorie COP v měřeném čase
- *COP average velocity (mm/s)* – průměrná rychlost pohybu COP
- *Force (N)* – grafické znázornění silového působení pro předonoží a zadonoží DKK
- *Average Forces (%)* – průměrné procentuální zatížení levé dolní končetiny (LDK) a pravé dolní končetiny (PDK) a dále předonoží a zadonoží v rámci jedné DK

Druhá strana reportu je vyhrazena pro poznámky vyšetřujícího.

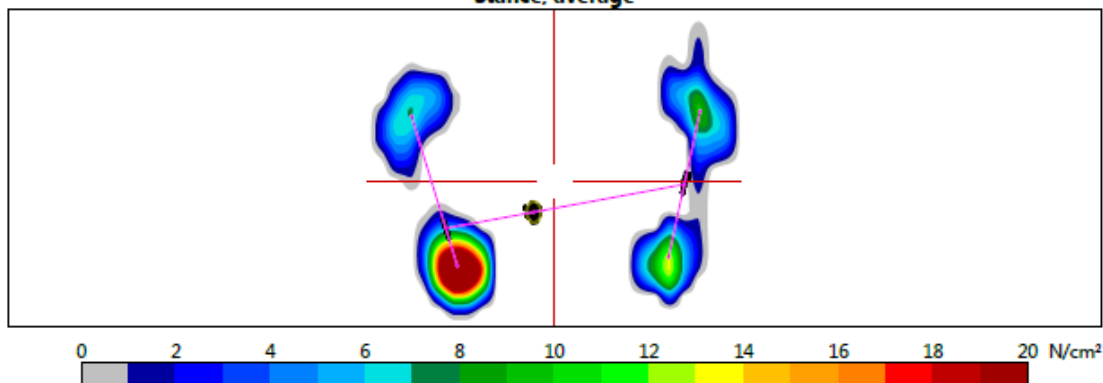
zebris Stance Report

Person:
Record:



Stance parameters

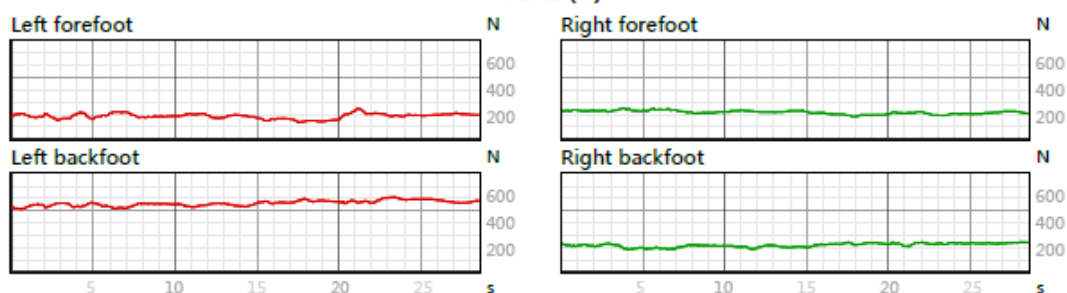
Stance, average



Parameters

Analysis time, sec	28,6	<div style="width: 71.5%;"></div>	40 sec
95% confidence ellipse area, mm ²	177	<div style="width: 44.25%;"></div>	220 mm ²
COP path length, mm	187	<div style="width: 85.2%;"></div>	230 mm
COP average velocity, mm/sec	7	<div style="width: 30.4%;"></div>	8 mm/sec

Force (N)

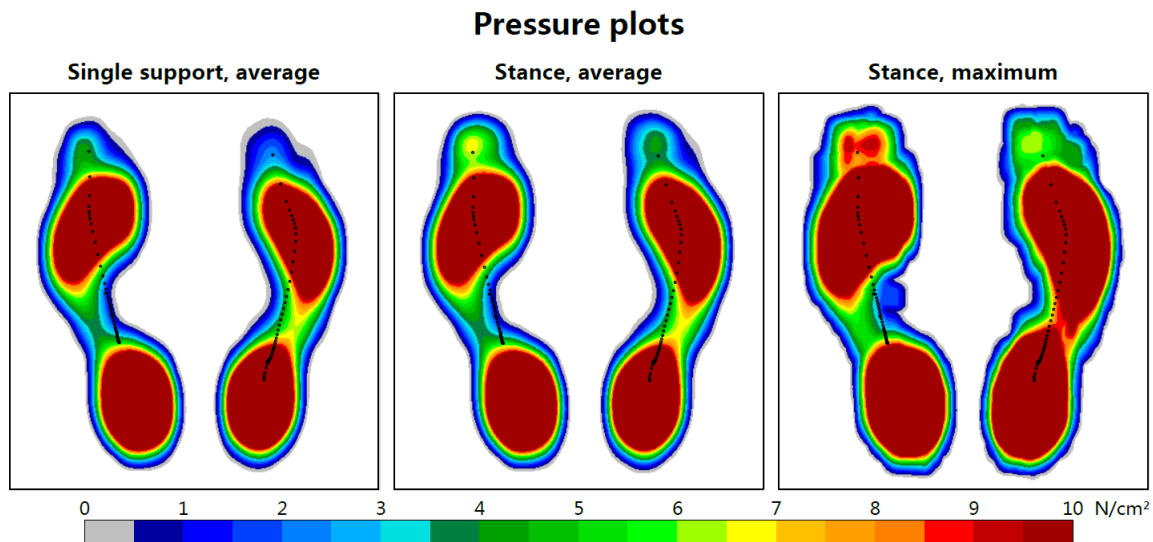


Average Forces (%)

Left			Right			
Forefoot	25	<div style="width: 25%;"></div>	100%	<div style="width: 50%;"></div>	50	Forefoot
Backfoot	75	<div style="width: 75%;"></div>		<div style="width: 50%;"></div>	50	Backfoot
Total	63	<div style="width: 63%;"></div>		<div style="width: 37%;"></div>	37	Total

Analýza chůze

První strana reportu je rozdělená na tři části: 3D znázornění průměrného rozložení tlaků během stoje, maximální zatížení předonoží a zadonoží DKK, tři grafy (viz Obrázek 5) znázorňující průměrné rozložení tlaku při jednooporové fázi, při stoji a maximální zatížení při stoji (Kolářová et al., 2014, s. 45; Zebris FDM, 2015, s. 58).



Obrázek 5 Grafy znázorňující rozložení tlaku.

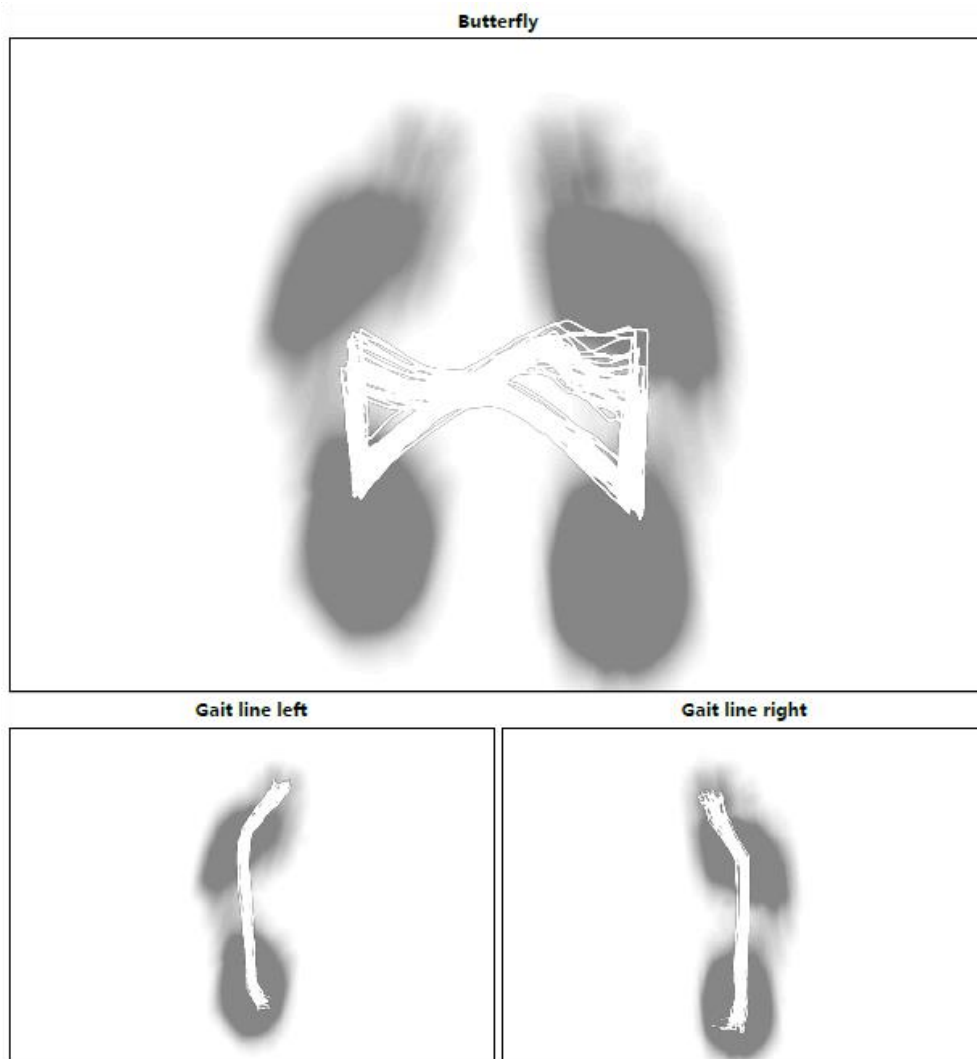
Druhá strana reportu zobrazuje maximální rozložení tlaku a průběh COP během jednotlivých KC pro každou DK zvlášť (Kolářová et al., 2014, s. 43; Zebris FDM, 2015, s. 28).

Třetí strana reportu popisuje časoprostorové parametry chůze (Kolářová et al., 2014, s. 46; Zebris FDM, 2015, s. 60-61):

- *Foot rotation (degree)* – rotace podélné osy chodidla, pozitivní hodnota – rotace laterálně, negativní hodnota – rotace mediálně
- *Step length (cm)* – délka kroku; vzdálenost mezi dvěma počátečními kontakty jedné a druhé DK
- *Stride length (cm)* – délka dvojkroku; vzdálenost mezi dvěma počátečními kontakty jedné DK
- *Step width (cm)* – šířka kroku
- *Stance phase (%)* – stojná fáze KC (viz Obrázek 3, s. 20); procentuální vyjádření doby kontaktu chodidla s podložkou. Dále je rozdělena na:
 - *Load response (%)* – procentuální vyjádření doby od počátečního kontaktu jedné DK po odraz protilehlé DK
 - *Mid stance (%)* – procentuální vyjádření doby od odrazu protilehlé DK po její další počáteční kontakt, jednooporová fáze

- *Pre-Swing (%)* – procentuální vyjádření doby od počátečního kontaktu protilehlé DK po odraz stejnostranné DK
- *Swing phase (%)* – švihová fáze KC; procentuální vyjádření doby, kdy DK není v kontaktu s podložkou
- *Double stance phase (%)* – fáze dvojí opory; procentuální vyjádření doby, kdy jsou obě DK v kontaktu s podložkou
- *Step time (s)* – doba od počátečního kontaktu jedné DK po počáteční kontakt protilehlé DK
- *Stride time (s)* – doba mezi dvěma počátečními kontakty jedné DK
- *Cadence (steps/min)* – počet kroků za minutu
- *Velocity (km/h)* – průměrná rychlost chůze

Čtvrtá strana reportu se věnuje analýze COP. Najdeme zde grafické znázornění butterfly diagramu (průběh COP během KC) a průběhu COP pro každou DK zvlášť (viz Obrázek 6).

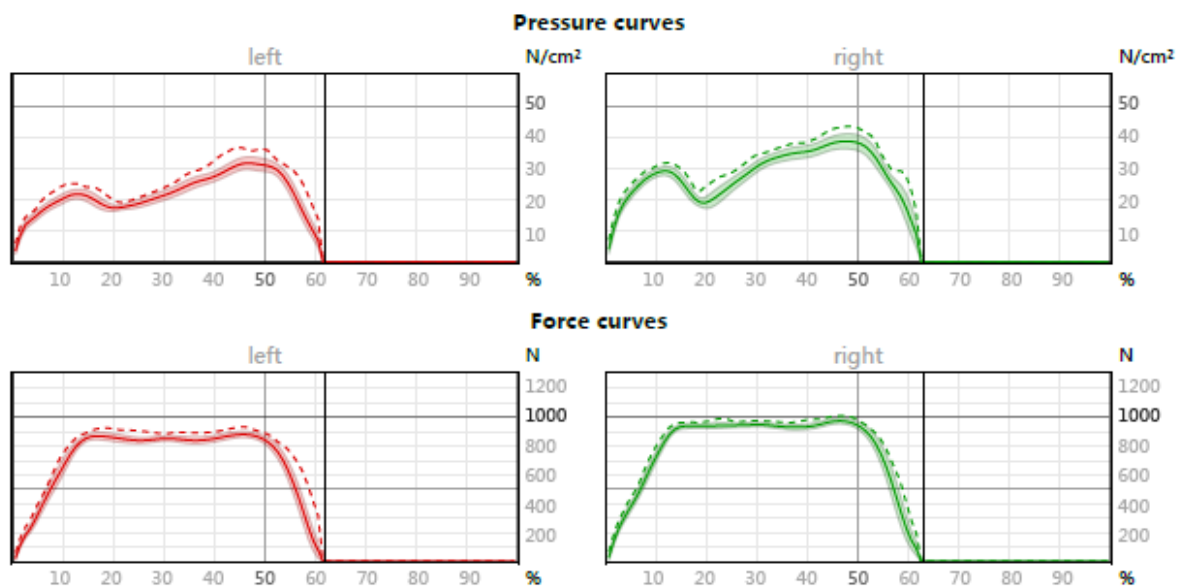


Obrázek 6 Butterfly diagram a průběh COP pro obě DK.

Parametry butterfly diagramu (Kolářová et al., 2014, s. 46; Zebris FDM, 2015, s. 62-64):

- *Lenght of gait line (mm)* – délka trajektorie projekce COP pro každou DK zvlášť
- *Single support line (mm)* – odvozeno z butterfly diagramu; délka trajektorie projekce COP během jednooporové fáze pro každou DK zvlášť
- *Ant/post position (mm)* – anterioposteriorní postavení středového bodu butterfly diagramu
- *Lateral symetry (mm)* – laterální postavení středového bodu butterfly diagramu; pozitivní hodnota – posun vpravo, negativní hodnota – posun vlevo
- *Max gait line velocity (cm/s)* – maximální rychlost pohybu COP

Pátá strana reportu znázorňuje grafy pro vertikální složku reakční síly podložky a tlak v průběhu KC (viz Obrázek 7).



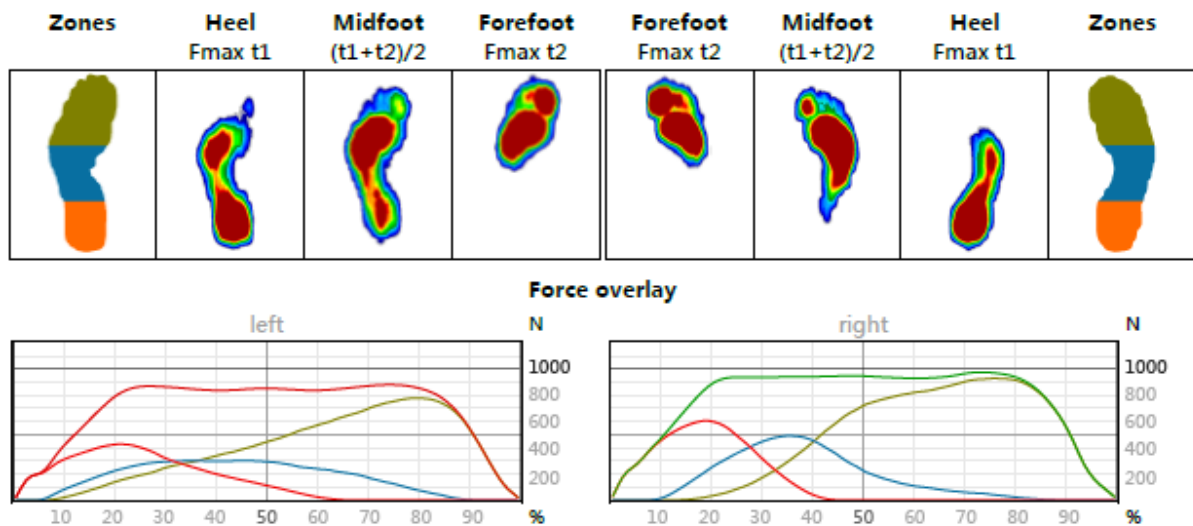
Obrázek 7 Grafy pro reakční sílu podložky a tlak během KC.

Parametry reakční síly (Kolářová et al., 2014, s. 47; Zebris FDM, 2015, s. 65):

- Maximum force 1 (N) – velikost prvního maximumu reakční síly
- Time maximum force 1 (%) – vyjádření kdy nastalo první maximum reakční síly
- Maximum force 2 (N) – velikost druhého maxima reakční síly
- Time maximum force 2 (%) – vyjádření kdy nastalo druhé maximum reakční síly

Šestá strana reportu zobrazuje distribuci tlaků během stojné fáze (viz obrázek 8, s. 34) pro předonoží, středonoží a zadonoží a další související parametry (Kolářová et al., 2014, s. 48; Zebris FDM, 2015, s. 66):

- Time change heel to forefoot (s) – čas odvalu chodidla z paty na předonoží
- Time change heel to forefoot (%) – procentuální vyjádření čas odvalu chodidla z paty na předonoží



Obrázek 8 Distribuce tlaků během stejné fáze.

Dále je pro každou část chodidla(předonoží, středonoží a zadonoží) definováno následující:

- *Maximum force (N)* – maximální reakční síla
- *Maximum pressure (N/cm²)* – maximální tlak
- *Time maximum force (% of stance time)* – procentuální vyjádření času kdy došlo k maximálnímu tlaku
- *Contact time (% of stance time)* – procentuální vyjádření času kontaktu s podložkou

Poslední strana reportu slouží pro poznámky vyšetřujícího.

2. Praktická část

2.1. Metodika výzkumu

2.1.1. Výběr pacientů

Pro tuto diplomovou práci byli vybráni pacienti, kteří byli hospitalizováni na oddělení lůžkové rehabilitace FN Olomouc pro rehabilitaci po aloplastice kyčelního kloubu a bez přidružených vážnějších onemocnění omezující průběh vyšetření. Celkově bylo do výzkumu zařazeno 7 pacientů, z toho 6 bylo mužů a 1 byla žena, průměrný věk pacientů činil 59 let. Nejmladšímu pacientovi bylo 43 let a nejstaršímu bylo 66 let. Z celkového počtu bylo 5 pacientů po aloplastice levého kyčelního kloubu a 2 pacienti po aloplastice pravého kyčelního kloubu. Průměrná doba mezi vstupním a výstupním měřením bylo 10 dnů. Podrobnosti o operačním výkonu a přístupech nebylo možno dohledat z důvodu nemožnosti nahlédnutí do zdravotnické dokumentace.

2.1.2. Průběh vyšetření

Testování probíhalo v kineziologické laboratoři FN Olomouc na chodícím páse Zebris. Pacienti byli seznámeni s průběhem testování a podepsali informovaný souhlas ohledně výzkumu a zpracování dat (viz Příloha 5 a 6, s. 73-74). Bezpečnost pacientů byla zajištěna zavěšením v bezpečnostní vestě, která pomáhá nést část váhy těla, tudíž může pacient chodit s adekvátním odlehčením operované DK. Celková doba vyšetření byla maximálně 30 minut. Samotné měření se skládalo ze dvou částí – analýza stoje a následně analýza vlastní chůze.

Analýza stoje

Před samotným vyšetřením se provádí kalibrace plošiny bez přítomnosti pacienta. Poté vyzveme pacienta, aby se postavil doprostřed plošiny a pohled směřoval před sebe. Následuje samotné měření třiceti vteřinového intervalu.

Při analýze stoje se zkoumalo zatížení LDK a PDK a dále v rámci jedné končetiny zatížení předonoží a zadonoží.

Analýza chůze

Před vyšetřením chůze znovu probíhá kalibrace plošiny bez přítomnosti pacienta. Poté vyzveme pacienta, aby se postavil na plošinu a spustíme pás, kde budeme postupně přidávat rychlost až do rychlosti vyhovující pacientovi. Následuje samotné měření šedesáti vteřinového intervalu chůze, kdy pacient jde svou zvolenou rychlostí s oporou o bradla. Po skončení měření postupně snižujeme rychlost až do úplného zastavení.

2.1.3. Zpracování dat

Po skončení vlastního měření se z programu vygeneruje Report ve formátu .pdf. Následuje ruční přepsání do programu Microsoft Excel a kontrola přepsaných dat. Pro samotné zpracování dat byl využit program Statistica. U všech dat byla ověřena normalita pomocí Shapiro-Wilkova testu. Jestliže data měla normální rozložení bylo použito párového t-testu, v opačném případě bylo použito Wilcoxonova testu pro neparametrická data.

2.2. Cíl – cíle výzkumu, výzkumné otázky, hypotézy

Cílem výzkumu k této diplomové práci je zjistit, jak se mění různé parametry chůze u pacientů po TEP kyčelního kloubu během časného pooperačního období.

2.2.1. Výzkumná otázka č.1

Jak se zaměnilo zatížení DKK u analýzy stoje mezi vstupním a výstupním měřením?

H₀1: Není rozdíl v zatížení zdravé ani operované DK při vstupním a výstupním měření.

H_A1: Existuje rozdíl v zatížení zdravé i operované DK při vstupním a výstupním měření.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 1), který ukázal, že data ze vstupního měření nemají normální rozložení ($p < 0,05$). Tudíž musíme použít namísto párového t-testu test Wilcoxonův (viz Tabulka 2), který ukazuje že hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 ($p = 0,017961$) jak pro zdravou, tak i operovanou DK.

Variable	Tests of Normality (Analýza stoje in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Zatížení zdravé DK (%) Před	7	0,792235	0,034294
Zatížení zdravé DK (%) Po	7	0,893948	0,295896
Zatížení operované DK (%) Před	7	0,792235	0,034294
Zatížení operované DK (%) Po	7	0,893948	0,295896

Tabulka 1 Test normality pro zatížení DKK.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Analýza stoje in diplomka data.stw) Marked tests are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
Zatížení zdravé DK (%) Před & Zatížení zdravé DK (%) Po	7	0,00	2,366432	0,017961
Zatížení operované DK (%) Před & Zatížení operované DK (%) Po	7	0,00	2,366432	0,017961

Tabulka 2 Wilcoxonův test pro zatížení DKK.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením pro obě DKK je statisticky významný, tudíž nulovou hypotézu H_01 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_A1 .

H₀₂: Není rozdíl v symetrii zatížení mezi operovanou a zdravou DK při vstupním a výstupním měření.

H_{A2}: Existuje rozdíl v symetrii zatížení mezi operovanou a zdravou DK při vstupním a výstupním měření.

Pro tuto hypotézu bylo potřeba vypočítat absolutní hodnotu z rozdílu naměřených dat mezi zatížením zdravé a operované DK při vstupním a výstupním vyšetření. Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 3), který ukázal, že data ze vstupního měření nemají normální rozložení ($p < 0,05$). Tudíž musíme použít namísto párového t-testu test Wilcoxonův (viz Tabulka 4), který ukazuje že hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 ($p = 0,017961$).

Variable	Tests of Normality (Symetrizace stoje in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Rozdíl zatížení DK Před	7	0,792235	0,034294
Rozdíl zatížení DK Po	7	0,816889	0,059928

Tabulka 3 Test normality dat pro symetrii zatížení.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Symetrizace stoje in diplomka data.stw) Marked tests are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
Rozdíl zatížení DK Před & Rozdíl zatížení DK Po	7	0,00	2,366432	0,017961

Tabulka 4 Wilcoxonův test pro symetrii zatížení

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením pro symetrii zatížení DKK je statisticky významný, tudíž nulovou hypotézu H_{02} zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_{A2} . Při pohledu na naměřená data (viz Tabulka 5) je patrné, že na výstupním vyšetření se zatížení zdravé tak i operované blíží 50 % a proto můžeme prohlásit, že došlo k symetrizaci zatížení oproti vstupnímu vyšetření.

Zatížení zdravé DK (%) Před	Zatížení operované DK (%) Před	Rozdíl zatížení DK (%) Před	Zatížení zdravé DK (%) Po	Zatížení operované DK (%) Po	Rozdíl zatížení DK (%) Po
61	39	22	50	50	0
89	11	78	45	55	10
66	34	32	50	50	0
65	35	30	50	50	0
78	22	56	53	47	6
62	38	24	59	41	18
64	36	28	51	49	2

Tabulka 5 Naměřená data a rozdíly zatížení DKK.

2.2.2. Výzkumná otázka č. 2

Jak se změnily prostorové parametry chůze mezi vstupním a výstupním měřením?

H₀₃: Není rozdíl v délce kroku operované a zdravé DK a v délce dvojkroku při vstupním a výstupním měření.

H_{A3}: Existuje rozdíl v délce kroku operované a zdravé DK v délce dvojkroku při vstupním a výstupním měření.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 6), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 7), který ukazuje že hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 na zdravé DK ($p = 0,018832$), operované DK ($p = 0,017967$) i u délky dvojkroku ($p = 0,012652$).

Variable	Tests of Normality (Analýza chůze in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Délka kroku zdravé DK (cm) Před	7	0,919769	0,467599
Délka kroku zdravé DK (cm) Po	7	0,988321	0,989685
Délka kroku operované DK (cm) Před	7	0,940889	0,646737
Délka kroku operované DK (cm)Po	7	0,897733	0,317474
Délka dvojkroku (cm) Před	7	0,896520	0,310425
Délka dvojkroku (cm) Po	7	0,952825	0,755322

Tabulka 6 Test normality dat pro délku kroku a dvojkroku.

Variable	T-test for Dependent Samples (Analýza chůze in diplomka data.stw) Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	df	p
Délka kroku zdravé DK (cm) Před	25,42857	14,18752						
Délka kroku zdravé DK (cm) Po	38,57143	11,61690	7	-13,1429	10,89998	-3,19017	6	0,018832
Délka kroku operované DK (cm) Před	27,57143	10,87592						
Délka kroku operované DK (cm)Po	39,42857	12,02577	7	-11,8571	9,719886	-3,22751	6	0,017967
Délka dvojkroku (cm) Před	53,00000	24,87971						
Délka dvojkroku (cm) Po	77,85714	24,52501	7	-24,8571	18,72991	-3,5113	6	0,012652

Tabulka 7 Párový t-test pro délku kroku a dvojkroku.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením pro zdravou i operovanou DK je statisticky významný, tudíž nulovou hypotézu H_03 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_{A3} . Při pohledu na naměřená data (viz Tabulka 8, s. 39) je patrné, že na výstupním vyšetření došlo k prodloužení kroku zdravou a operovanou DK i dvojkroku u všech pacientů.

Délka kroku zdravé DK (cm) Před	Délka kroku zdravé DK (cm) Po	Délka kroku operované DK (cm) Před	Délka kroku operované DK (cm) Po	Délka dvojkroku (cm) Před	Délka dvojkroku (cm) Po
38	42	36	46	75	88
6	38	10	37	16	75
15	21	24	28	39	49
20	29	27	28	46	58
37	57	40	62	77	119
18	37	19	33	37	61
44	46	37	42	81	95

Tabulka 8 Naměřená data pro délku kroku.

H₀₄: Není rozdíl v šířce kroku DKK při vstupním a výstupním měření.

H_{A4}: Existuje rozdíl v šířce kroku DKK při vstupním a výstupním měření.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 9), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 10), který ukazuje že hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 ($p = 0,014427$).

Variable	Tests of Normality (Analýza chůze in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Šířka kroku (cm) Před	7	0,903492	0,352652
Šířka kroku (cm) Po	7	0,983635	0,975276

Tabulka 9 Test normality dat pro šířku kroku.

Variable	T-test for Dependent Samples (Analýza chůze in diplomka data.stw) Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	df	p
Šířka kroku (cm) Před	15,14286	3,976119						
Šířka kroku (cm) Po	11,14286	3,436499	7	4,000000	3,109126	3,403852	6	0,014427

Tabulka 10 Párový t-test pro šířku kroku.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením pro zdravou i operovanou DK je statisticky významný, tudíž nulovou hypotézu H_{04} zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_{A4} . Při pohledu na naměřená data (viz Tabulka 11) je patrné, že na výstupním vyšetření došlo ke zúžení kroku u všech pacientů.

Šířka kroku (cm) Před	Šířka kroku (cm) Po
15	12
22	13
12	10
19	17
14	6
13	11
11	9

Tabulka 11 Naměřená data pro šířku kroku.

2.2.3. Výzkumná otázka č. 3

Jak se změnil časové parametry chůze mezi vstupním a výstupním měřením?

H₀₅: Není rozdíl v rychlosti chůze a kadenci mezi vstupním a výstupním měření.

H_{A5}: Existuje rozdíl v rychlosti chůze a kadenci mezi vstupním a výstupním měření.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 12), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 13), který ukazuje, že hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 ($p = 0,018303$) u rychlosti chůze, avšak pro kadenci je hladina statistické významnosti p vyšší než 0,05 ($p = 0,695453$).

Variable	Tests of Normality (Analýza chůze in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Rychlost chůze (km/h) Před	7	0,869959	0,185476
Rychlost chůze (km/h) Po	7	0,908843	0,387921
Kadence (kroků/min) Před	7	0,940779	0,645750
Kadence (kroků/min) Po	7	0,916620	0,443599

Tabulka 12 Test normality dat pro rychlost chůze a kadenci.

Variable	T-test for Dependent Samples (Analýza chůze in diplomka data.stw) Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	df	p
Rychlost chůze (km/h) Před	0,82857	0,30394						
Rychlost chůze (km/h) Po	1,48571	0,52735	7	-0,6571	0,54116	-3,2128	6	0,018303
Kadence (kroků/min) Před	61,42857	24,65669						
Kadence (kroků/min) Po	65,00000	7,76745	7	-3,5714	22,99896	-0,4108	6	0,695453

Tabulka 13 Párový t-test pro rychlost chůze a kadenci.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením pro rychlost chůze je statisticky významný, avšak pro kadenci není. Tudíž nulovou hypotézu H_{05} nemůžeme potvrdit ani zamítnout jako celek. Můžeme ale vyvrátit polovinu nulové hypotézy H_{05} , která pojednává o rychlosti chůze, ve prospěch stejné poloviny alternativní hypotézy H_{A5} . Druhou polovinu nulové hypotézy H_{05} , která pojednává o kadenci, vyvrátit nelze.

H₀₆: Není rozdíl mezi procentuálním zastoupením jednotlivých fází KC mezi vstupním a výstupním měření.

H_{A6}: Existuje rozdíl mezi procentuálním zastoupením jednotlivých fází KC mezi vstupním a výstupním měření.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 14), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 15, s. 42), který ukazuje, že hladina statistické významnosti p je vyšší než 0,05 u všech porovnávaných hodnot.

Variable	Tests of Normality (Analýza chůze in diplomka data.stw)		
	N	W	p
Stojná fáze zdravé DK (%) Před	7	0,955504	0,779366
Stojná fáze zdravé DK (%) Po	7	0,830610	0,081091
Fáze postupného zatěžování zdravé DK (%) Před	7	0,836349	0,091846
Fáze postupného zatěžování zdravé DK (%) Po	7	0,959555	0,814911
Mezistoj zdravé DK (%) Před	7	0,925653	0,514565
Mezistoj zdravé DK (%) Po	7	0,905222	0,363780
Předšvihová fáze zdravé DK (%) Před	7	0,939259	0,632053
Předšvihová fáze zdravé DK (%) Po	7	0,905724	0,367062
Švihová fáze zdravé DK (%) Před	7	0,955622	0,780412
Švihová fáze zdravé DK (%) Po	7	0,830610	0,081091
Stojná fáze operované DK (%) Před	7	0,915029	0,431791
Stojná fáze operované DK (%) Po	7	0,895008	0,301817
Fáze postupného zatěžování operované DK (%) Před	7	0,937070	0,612485
Fáze postupného zatěžování operované DK (%) Po	7	0,908535	0,385820
Mezistoj operované DK (%) Před	7	0,954066	0,766496
Mezistoj operované DK (%) Po	7	0,823820	0,069875
Předšvihová fáze operované DK (%) Před	7	0,861769	0,157006
Předšvihová fáze operované DK (%) Po	7	0,955926	0,783118
Švihová fáze operované DK (%) Před	7	0,915029	0,431791
Švihová fáze operované DK (%) Po	7	0,908993	0,388946
Fáze dvojí opory (%) Před	7	0,895373	0,303878
Fáze dvojí opory (%) Po	7	0,851850	0,127774

Tabulka 14 Test normality dat pro procentuální zastoupení jednotlivých fází KC.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením procentuálního zastoupení jednotlivých fází KC není statisticky významný ani u jedné hodnoty, tudíž nulovou hypotézu H_06 nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_{A6} .

Variable	T-test for Dependent Samples (Analýza chůze in diplomka data.stw)							
	Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	d	p
Stojná fáze zdravé DK (%) Před	70,70000	4,945031						
Stojná fáze zdravé DK (%) Po	68,40000	2,906315	7	2,300000	6,184119	0,984009	6	0,363111
Fáze postupného zatěžování zdravé DK (%) Před	17,64286	1,623635						
Fáze postupného zatěžování zdravé DK (%) Po	16,24286	2,750671	7	1,400000	2,428305	1,525365	6	0,178013
Mezistoj zdravé DK (%) Před	32,37143	2,935254						
Mezistoj zdravé DK (%) Po	34,52857	2,170802	7	-2,15714	2,605671	-2,19032	6	0,071043
Předšvihová fáze zdravé DK (%) Před	20,64286	3,846582						
Předšvihová fáze zdravé DK (%) Po	17,65714	2,627963	7	2,985714	4,659195	1,695456	6	0,140921
Švihová fáze zdravé DK (%) Před	29,27143	4,912811						
Švihová fáze zdravé DK (%) Po	31,60000	2,906315	7	-2,32857	6,151345	-1,00154	6	0,355231
Stojná fáze op. DK (%) Před	67,58571	2,940198						
Stojná fáze op. DK (%) Po	65,40000	2,254625	7	2,185714	2,532080	2,283836	6	0,062470
Fáze postupného zatěžování op. DK (%) Před	20,62857	3,819561						
Fáze postupného zatěžování op. DK (%) Po	17,67143	2,582450	7	2,957143	4,608274	1,697786	6	0,140468
Mezistoj op. DK (%) Před	29,30000	4,968903						
Mezistoj op. DK (%) Po	31,48571	2,952642	7	-2,18571	6,252580	-0,924875	6	0,390712
Předšvihová fáze op. DK (%) Před	17,68571	1,625247						
Předšvihová fáze op. DK (%) Po	16,21429	2,742522	7	1,471429	2,445891	1,591663	6	0,162566
Švihová fáze op. DK (%) Před	32,41429	2,940198						
Švihová fáze op. DK (%) Po	34,52857	2,172337	7	-2,11429	2,574509	-2,17279	6	0,072781
Fáze dvojí opory (%) Před	38,31429	3,393341						
Fáze dvojí opory (%) Po	33,88571	4,801537	7	4,428571	6,636443	1,765539	6	0,127911

Tabulka 15 Párové t-testy pro jednotlivé fáze KC.

2.2.4. Výzkumná otázka č. 4

Jak se změnilы parametry zatížení předonoží, středonoží a zadonoží mezi vstupním a výstupním měřením?

H₀₇: Není rozdíl mezi zatížením předonoží, středonoží a zadonoží mezi vstupním a výstupním měřením.

H_{A7}: Existuje rozdíl mezi zatížením předonoží, středonoží a zadonoží mezi vstupním a výstupním měřením.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 16), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$) až na maximální tlak předonoží operované DK při vstupním vyšetření, který normální rozložení nemá ($p < 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 17, s. 44) a pro maximální tlak předonoží operované DK byl použit Wilcoxonův test pro neparametrická data (viz Tabulka 18, s. 44). Hladina statistické významnosti p je vyšší než 0,05 u hodnot předonoží zdravé DK a u středonoží obou DKK, kdežto u předonoží operované DK a zadonoží obou DKK je hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05.

Variable	Tests of Normality (Zatížení při chůzi in diplomka data)		
	N	W	p
Maximální tlak předonoží zdravé DK (N/cm ²) Před	7	0,929664	0,548042
Maximální tlak předonoží zdravé DK (N/cm ²) Po	7	0,940182	0,640360
Maximální tlak středonoží zdravé DK (N/cm ²) Před	7	0,911918	0,409316
Maximální tlak středonoží zdravé DK (N/cm ²) Po	7	0,977636	0,947298
Maximální tlak zadonoží zdravé DK (N/cm ²) Před	7	0,874866	0,204617
Maximální tlak zadonoží zdravé DK (N/cm ²) Po	7	0,874107	0,201548
Maximální tlak předonoží operované DK (N/cm ²) Před	7	0,796801	0,038080
Maximální tlak předonoží operované DK (N/cm ²) Po	7	0,918306	0,456347
Maximální tlak středonoží operované DK (N/cm ²) Před	7	0,886470	0,256752
Maximální tlak středonoží operované DK (N/cm ²) Po	7	0,852684	0,130030
Maximální tlak zadonoží operované DK (N/cm ²) Před	7	0,851856	0,127793
Maximální tlak zadonoží operované DK (N/cm ²) Po	7	0,948662	0,717507

Tabulka 16 Test normality dat pro maximální zatížení předonoží, středonoží a zadonoží DKK při chůzi.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením maximálního zatížení předonoží zdravé DK a středonoží obou DKK není statisticky významný tudíž pro tyto hodnoty nelze nulovou hypotézu H_{07} zamítnout. Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením maximálního zatížení předonoží operované DK a zadonoží obou DKK je statisticky významný tudíž pro tyto hodnoty nulovou hypotézu H_{07} zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_{07} .

Variable	T-test for Dependent Samples (Zatížení při chůzi in diplomka data) Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	d	p
Maximální tlak předonoží zdravé DK (N/cm2) Před	25,47143	8,586950						
Maximální tlak předonoží zdravé DK (N/cm2) Po	27,57143	7,432970	7	-2,10000	2,927456	-1,89792	6	0,106476
Maximální tlak středonoží zdravé DK (N/cm2) Před	18,45714	3,077259						
Maximální tlak středonoží zdravé DK (N/cm2) Po	19,64286	3,926346	7	-1,18571	2,026021	-1,54841	6	0,172494
Maximální tlak zadonoží zdravé DK (N/cm2) Před	22,45714	6,487130						
Maximální tlak zadonoží zdravé DK (N/cm2) Po	26,52857	6,330801	7	-4,07143	4,379008	-2,45991	6	0,049125
Maximální tlak středonoží operované DK (N/cm2) Před	17,27143	4,477616						
Maximální tlak středonoží operované DK (N/cm2) Po	19,57143	6,008248	7	-2,30000	3,567913	-1,70554	6	0,138972
Maximální tlak zadonoží operované DK (N/cm2) Před	15,68571	4,243595						
Maximální tlak zadonoží operované DK (N/cm2) Po	24,71429	5,459374	7	-9,02857	6,625133	-3,60557	6	0,011291

Tabulka 17 Párové t-testy pro maximální tlak jednotlivých částí DKK při chůzi.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Zatížení při chůzi in diplomka data) Marked tests are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
Maximální tlak předonoží operované DK (N/cm2) Před & Maximální tlak předonoží operované DK (N/cm2) Po	7	0,00	2,366432	0,017961

Tabulka 18 Wilcoxonův test pro maximální zatížení předonoží operované DK.

H₀₈: Není rozdíl mezi časem maximálního zatížením předonoží, středonoží a zadonoží mezi vstupním a výstupním měřením.

H_{A8}: Existuje rozdíl mezi časem maximálního zatížením předonoží, středonoží a zadonoží mezi vstupním a výstupním měřením.

Proběhla kontrola normality dat Shapiro-Wilkovým testem (viz Tabulka 19), který ukázal, že všechna data mají normální rozložení ($p > 0,05$) až na čas maximálního zatížení předonoží operované DK při vstupním vyšetření, který normální rozložení nemá ($p < 0,05$). Pro vyhodnocení dat byl použit párový t-test (viz Tabulka 20, s. 46) a pro čas maximálního zatížení předonoží operované DK byl použit Wilkoxonův test pro neparametrická data (viz Tabulka 21, s. 46). Hladina statistické významnosti p je nižší než 0,05 pouze u hodnoty času zatížení předonoží zdravé DK, u ostatních hodnot je hladina statistické významnosti p vyšší než 0,05.

Variable	Tests of Normality (Zatížení při chůzi in diplomka data)		
	N	W	p
Čas maximálního zatížení předonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Před	7	0,965488	0,864200
Čas maximálního zatížení předonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Po	7	0,918912	0,460987
Čas maximálního zatížení středonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Před	7	0,931786	0,566191
Čas maximálního zatížení středonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Po	7	0,820296	0,064640
Čas maximálního zatížení zadonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Před	7	0,818624	0,062287
Čas maximálního zatížení zadonoží zdravé DK (% krokového cyklu) Po	7	0,831482	0,082646
Čas maximálního zatížení předonoží operované DK (% krokového cyklu) Před	7	0,768293	0,019624
Čas maximálního zatížení předonoží operované DK (% krokového cyklu) Po	7	0,931419	0,563031
Čas maximálního zatížení středonoží operované DK (% krokového cyklu) Před	7	0,946613	0,698802
Čas maximálního zatížení středonoží operované DK (% krokového cyklu) Po	7	0,910060	0,396288
Čas maximálního zatížení zadonoží operované DK (% krokového cyklu) Před	7	0,906619	0,372958
Čas maximálního zatížení zadonoží operované DK (% krokového cyklu) Po	7	0,826174	0,073589

Tabulka 19 Test normality dat pro čas maximálního zatížení DKK.

Závěr:

Rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením času maximálního zatížení předonoží zdravé DK je statisticky významný tudíž pro tuto hodnotu nulovou hypotézu H_08 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_08 . U ostatních dat pro čas maximálního zatížení DKK nebyl pozorován statisticky významný rozdíl, tudíž nulovou hypotézu H_08 nelze zamítnout.

Variable	T-test for Dependent Samples (Zatížení při chůzi in diplomka data)							
	Marked differences are significant at $p < ,05000$							
	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv. Diff.	t	d	p
Čas maximálního zatížení předonoží zdravé DK (% KC) Před	71,45714	6,654537						
Čas maximálního zatížení předonoží zdravé DK (% KC) Po	76,55714	4,284413	7	-5,10000	5,384546	-2,50594	6	0,046156
Čas maximálního zatížení středonoží zdravé DK (% KC) Před	50,57143	11,19906						
Čas maximálního zatížení středonoží zdravé DK (% KC) Po	54,20000	15,67280	7	-3,62857	9,708882	-0,988816	6	0,360937
Čas maximálního zatížení zadonoží zdravé DK (% KC) Před	25,92857	4,386234						
Čas maximálního zatížení zadonoží zdravé DK (% KC) Po	29,05714	6,995202	7	-3,12857	4,739801	-1,74636	6	0,131349
Čas maximálního zatížení středonoží operované DK (% KC) Před	50,51429	14,38488						
Čas maximálního zatížení středonoží operované DK (% KC) Po	56,75714	12,15317	7	-6,24286	13,99915	-1,17986	6	0,282711
Čas maximálního zatížení zadonoží operované DK (% KC) Před	30,61429	8,115300						
Čas maximálního zatížení zadonoží operované DK (% KC) Po	29,35714	5,515088	7	1,257143	8,918120	0,372958	6	0,722000

Tabulka 20 Párové t-testy pro čas maximálního zatížení DKK.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Zatížení při chůzi in diplomka data)			
	Marked tests are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
Čas maximálního zatížení předonoží operované DK (% KC) Před & Čas maximálního zatížení předonoží operované DK (% KC) Po	7	3,000000	1,859339	0,062980

Tabulka 21 Wilcoxonův test pro čas maximálního zatížení předonoží operované DK.

3. Diskuze

3.1. Zatížení DKK ve stoji

Při analýze stoje bylo zkoumáno zatížení DKK při vstupním a výstupním vyšetření každé zvlášť a následně poměr zatížení mezi zdravou a operovanou DK při vstupním a výstupním vyšetření, kde jsme pozorovali, jestli dojde ke zmenšení rozdílu mezi zatížením zdravé a operované DK.

Pro zdravou i operovanou DK byly změny zatížení mezi vstupním a výstupním vyšetřením statisticky významné. U zdravé DK se průměrné zatížení 69,29% (minimum 61%, maximum 89%, směrodatná odchylka 10,36%) snížilo na 51,14% (minimum 45%, maximum 59%, směrodatná odchylka 4,22%). U operované DK se průměrné zatížení 30,71% (minimum 11%, maximum 39%, směrodatná odchylka 10,36%) zvýšilo na 48,86% (minimum 41%, maximum 55%, směrodatná odchylka 4,22%).

Pro porovnání symetrie zatížení stoje při vstupním a výstupním vyšetření bylo potřeba vypočítat absolutní hodnotu z rozdílu zatížení operované a zdravé DK při vstupním a výstupním vyšetření. Při vstupním vyšetření byl průměrný rozdíl v zatížení 38,57% (minimum 22%, maximum 78%, směrodatná odchylka 20,71%), kdežto při výstupním vyšetření už jen 5,14% (minimum 0%, maximum 18%, směrodatná odchylka 6,82%). Tento rozdíl je statisticky významný a můžeme prohlásit, že došlo při výstupním k výrazné symetrizaci stoje oproti vyšetření vstupnímu.

3.2. Prostorové parametry chůze

Zkoumány byly parametry délky kroku zdravé a operované DK a délky dvojkroku, jelikož spousta studií hodnotila délku dvojkroku i když se jedná o součet délek kroku operované a zdravé DK. Dále byla zkoumána šířka kroku.

Rozdíl v délce kroku zdravé DK, operované DK i dvojkroku mezi vstupním a výstupním měřením byl statisticky významný. Délka kroku se u zdravé DK zvýšila z průměrných 25,43 cm (minimum 6 cm, maximum 44 cm, směrodatná odchylka 14,19 cm) na 38,57 cm (minimum 21 cm, maximum 57 cm, směrodatná odchylka 11,62 cm). U operované DK došlo k prodloužení délky kroku z průměrných 27,57 cm (minimum 10 cm, maximum 40 cm, směrodatná odchylka 10,88 cm) na 39,43 cm (minimum 28 cm, maximum 62 cm, směrodatná odchylka 12,03 cm). Délka dvojkroku se zvýšila z průměrných 53 cm (minimum 16 cm, maximum 81 cm, směrodatná odchylka 24,88 cm) na 77,88 cm (minimum 49 cm, maximum 119 cm, směrodatná odchylka 24,53 cm).

Studii, které zkoumají délku kroku, respektive dvojkroku, je mnoho, avšak některé porovnávají pacienty po náhradě kyčelního kloubu v různých časových úsecích po operaci (jeden měsíc, šest měsíců, rok nebo i deset let) se zdravou populací. Jiné studie porovnávají změnu před operací a po operaci také v různých časových úsecích (tři, šest nebo dvanáct měsíců).

Bennet et al., 2008, s. 196; Nankaku et al., 2007, s. 552; Perron et al., 2000, s. 507; Tanaka et al., 2008, s. 984 uvádějí ve svých studiích snížení délky kroku oproti zdravé populaci, kdežto Miki et al., 2004, s. 445 a Nantel et al., 2009, s. 465 uvádějí návrat k hodnotám zdravé populace do jednoho roku po operaci.

Studie porovnávající změny před a pooperačních hodnot ukazují v délce dvojkroku i když ne vždy statisticky významné pro hladinu statistické významnosti $p = 0,01$ využívanou ve studiích, avšak při hladině statistické významnosti $p = 0,05$ využívanou při měření k této diplomové práci by hodnoty uvedené ve studiích statisticky významné byly (Brown et al., 1980, s. 1261; Dorr et al., 2007, s. 1157; Lindemann et al., 2006, s. 416; Miki et al., 2004, s. 445; Shrader et al.; 2009, s. 1479; van den Akker et al. 2007, s. 363-364; Tanaka et al., 2008, s. 984; Wall, Ashburnt a Klenerman, 1981, s. 125).

Rozdíl v šířce kroku u vstupního a výstupního vyšetření byl statisticky významný a došlo ke zúžení kroku z průměrných 15,14 cm (minimum 11 cm, maximum 22 cm, směrodatná odchylka 3,98 cm) na 11,14 cm (minimum 6 cm, maximum 17 cm, směrodatná odchylka 3,44 cm). Podobné výsledky ukazuje i studie od Shrader et al.; 2009, s. 1479, kdy došlo ke významnému zúžení kroku u obou zkoumaných skupin.

Prodloužení délky kroku/dvojkroku a zúžení šířky kroku vypovídá o větší jistotě pacienta při chůzi.

3.3. Časové parametry chůze

Mezi hlavní časové parametry byla zkoumána rychlost chůze, dále kadence a procentuální zastoupení stojné a švihové fáze KC.

Rychlost chůze byla zvolena pacienty jako pro ně optimální. Rozdíl v rychlosti chůze byl u vstupního a výstupního vyšetření statisticky významný a došlo ke zvýšení rychlosti z průměrných 0,83 km/h (minimum 0,5 km/h, maximum 1,3 km/h, směrodatná odchylka 0,3 km/h) na 1,4 km/h (minimum 0,9 km/h, maximum 2,4 km/h, směrodatná odchylka 0,53 km/h).

Rychlost chůze je porovnávána ve mnoha studiích, avšak některé porovnávají pacienty po náhradě kyčelního kloubu v různých časových úsecích po operaci (jeden měsíc, šest měsíců,

rok nebo i deset let) se zdravou populací. Jiné studie porovnávají změnu před operací a po operaci také v různých časových úsecích (tři, šest nebo dvanáct měsíců).

Bennet et al., 2008, s. 196; Nankaku et al., 2007, s. 552; Perron et al., 2000, s. 507; Tanaka et al., 2008, s. 984 uvádějí ve svých studiích snížení rychlosti chůze oproti zdravé populaci, kdežto Miki et al., 2004, s. 445 a Nantel et al., 2009, s. 465 uvádějí návrat k hodnotám zdravé populace do jednoho roku po operaci.

Všechny studie se shodují na významném zvýšení rychlosti chůze po operaci oproti hodnotám změřeným před operací (Ajemian et al., 2004, s. 1968; Boardman et al., 2000, s. 202; Brown et al., 1980, s. 1261; Dorr et al., 2007, s. 1157; Lindemann et al., 2006, s. 416; Miki et al., 2004, s. 445; Shrader et al.; 2009, s. 1479; van den Akker et al. 2007, s. 363-364; Tanaka et al., 2008, s. 984; Wall, Ashburnt a Klenerman, 1981, s. 125).

U kadence nedošlo k statisticky významným změnám. Došlo pouze k mírnému zvýšení počtu kroků za minutu z průměrných 61,43 (minimum 30, maximum 107, směrodatná odchylka 24,66) na 65 (minimum 55, maximum 76, směrodatná odchylka 7,77).

Dorr et al., 2007, s. 1157; Miki et al., 2004, s. 445 a Tanaka et al., 2008, s. 984 uvádějí ve svých studiích statisticky významné změny v oblasti kadence před operací a po operaci.

Ohledně procentuálního zastoupení jednotlivých fází KC mezi vstupním a výstupním měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Lindemann et al., 2006, s. 416 rovněž nepozoruje změny mezi stojnou a švihovou fází. Tanaka et al., 2008, s. 984 pozoruje zlepšení jednooporové fáze na operované DK. Nantel et al., 2009, s. 465 a Perron et al., 2000, s. 507 neuvádějí žádný významný rozdíl mezi pacienty po náhradě kyčelního kloubu a zdravou populací.

3.4. Zatížení DKK při chůzi

Zatížení chodidla při chůzi bylo rozděleno na tři části, a to zatížení předonoží, zatížení středonoží a zatížení zadonoží. V každé z těchto oblastí bylo následně zjišťováno, ve které části KC dochází k maximálnímu silovému působení.

Došlo ke statisticky významnému zvýšení tlaku zadonoží obou DK a ke zvýšení tlaku u předonoží operované DK. U zadonoží zdravé DK se průměrný tlak zvýšil z 22,46 N/cm² (minimum 12 N/cm², maximum 28,7 N/cm², směrodatná odchylka 6,49 N/cm²) na 26,53 N/cm² (minimum 14,9 N/cm², maximum 32,5 N/cm², směrodatná odchylka 6,33 N/cm²). U zadonoží operované DK se průměrný tlak zvýšil z 15,69 N/cm² (minimum 7,4 N/cm², maximum 19,4 N/cm², směrodatná odchylka 4,24 N/cm²) na 24,71 N/cm² (minimum 17,7 N/cm², maximum 33,9 N/cm², směrodatná odchylka 5,46 N/cm²). U předonoží operované DK

se průměrný tlak zvýšil z 21,89 N/cm² (minimum 10,2 N/cm², maximum 27,1 N/cm², směrodatná odchylka 6,32 N/cm²) na 27,5 N/cm² (minimum 16,5 N/cm², maximum 34,1 N/cm², směrodatná odchylka 5,78 N/cm²).

Tyto výsledky nám naznačují, že došlo ke zvýšení tlaku při dopadu na obě DK a před odrazem z operované DK.

U rozložení maximálního silového působení nedošlo k významným změnám až na změnu u předonoží zdravé DK, kdy došlo k posunu ze 71,46% KC (minimum 59,9%, maximum 79,7%, směrodatná odchylka 6,65%) na 76,56% KC (minimum 68,7%, maximum 82,8%, směrodatná odchylka 4,28%).

Ajemian et al., 2004, s. 1968 ve své studii zjistili zvýšení reakční síly při dopadu i odrazu zdravé DK oproti operované.

3.5. Přínos pro praxi

Bylo dokázáno, že i relativně krátká hospitalizace vede významným zlepšením. Všichni pacienti udávali subjektivní pocit zlepšení ve funkčnosti DK. K nejvýraznějším změnám došlo u prodloužení délky kroku, zúžení šířky kroku, zvýšení rychlosti chůze a symetrizaci zatížení DKK při stoji. Dále došlo ke zvýšení zatížení zadonoží obou DK při chůzi. Všechny tyto zlepšení naznačují že se zvýšila pacientova jistota při chůzi.

Většina pacientů přichází na plánovanou operaci a má problémy již dlouhou dobu předtím a výrazně je to omezuje v osobním i společenském životě. Po operaci u nich dochází k obrovské úlevě a parametry chůze, která je neodmyslitelnou součástí života, se zlepší natolik, že jsou poté schopni se navrátit k původním koníčkům a fungovat tak jak byli schopni předtím, než je začalo onemocnění omezovat, v rámci omezení daných TEP. U náhrad kyčlí po traumatech ale nepředcházelo období, kdy by pacient byl nějak omezen, tudíž je o to důležitější je jejich rychlý návrat do původního plnohodnotného života.

Fyzioterapie má své nezastupitelné místo v rehabilitaci po TEP kyčelního kloubu. Důležitá je role fyzioterapeuta při odstraňování svalových dysbalancích zapříčiněných chybnými stereotypy již před operací, tak i dysbalance způsobené samotnou operací. Povinností terapeuta je informovat a edukovat pacienta o omezeních spojených s TEP kyčelního kloubu, naučit ho kompenzační strategie a správným pohybovým stereotypům.

Dungl a Kubeš, 2014, s. 766 uvádí, že sekundární stabilita není ohrožena i při časné plné zátěži, i když celý proces osteointegrace do úplné fixace probíhá tři měsíce, s čímž je spojena doporučená doba odlehčování operované DK. Toto zjištění může mít pozitivní vliv na průběh

rehabilitace kdy je možnost vertikalizace již první pooperační den dle stavu pacienta. Mnohdy je obtížné pacienta naučit nedošlapovat na operovanou DK a u těchto pacientů by bylo jednodušší vybavit je francouzskými holemi a naučit je chůzi jen s částečným odlehčením.

Díky neustálému zlepšování a vývoji nových technologií dochází k usnadnění diagnostiky i terapie pro terapeuty. Pomocí chodícího pásu Zebris můžeme během chvilky provést analýzu chůze a hned na to navázat adekvátní terapii třeba v kombinaci s virtuální realitou. Pro terapeuty je to usnadnění jednak v tom, že diagnostiku udělá za ně z velké většiny přístroj a terapeut pouze instruuje pacienta, zajišťuje bezpečnost a interpretuje výsledky z počítače, a také při samotné terapii chůze na páse se může více soustředit na konkrétní problém a nemusí řešit sekundární věci jako například krátký usek v bradlech a neustálé otáčení. Samozřejmostí je i ergonomičnost práce fyzioterapeuta kdy, díky chodícímu pásu, na kterém pacient chodí na jednom místě, nemusí chodit společně s pacientem v různých nepřírodných polohách například při manuálním vedení chodidla.

Námětem pro další výzkum by mohlo být následné zhodnocení parametrů chůze pomocí chodícího pásu Zebris tři, šest a dvanáct měsíců po operaci a porovnat je s původními pooperačními hodnotami, popřípadě se zdravou populací.

3.6. Limity studie

Jednou z hlavních limit studie je nízký počet probandů, který byl zapříčiněn jednak nesplněním kritérií pro vstup do studie, nesouhlasem pro zařazení do výzkumu, ale také uzavřením nemocnic pro veřejnost z důvodu preventivních opatření vůči pandemii onemocnění Covid-19. Několik pacientů nemohlo být připuštěno do studie kvůli přidruženým onemocněním nebo nízké fyzické kondici. Před připuštěním ke studii proběhla domluva s ošetřujícím lékařem a fyzioterapeutem daného pacienta, jestli je pacient schopný a ochotný zúčastnit se studie.

Další limitou studie je určitá nehomogenost vybraného výzkumného vzorku. Převažuje zde naprostá většina mužů (6) nad ženami (1), je zde více pacientů po náhradě levého kyčelního kloubu (5) než po náhradě pravého kyčelního kloubu (2). Je zde také velké časové rozpětí v počtu dní mezi vstupním a výstupním měřením. V průměru proběhlo výstupní měření 10 dní po vstupním měření, avšak nejmenší počet dní byl 6 a největší byl 15, což nám dává dvakrát tak delší dobu, po kterou probíhala terapie a docházelo ke zlepšení. Dále nebylo možné zajistit stejného fyzioterapeuta pro všechny pacienty ve studii, avšak určitého sjednocení bylo dosaženo tím, že jednalo o pacienty v jednom městě, v jedné nemocnici, na jednom oddělení a s jedním týmem fyzioterapeutů.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení změn parametrů chůze u pacientů po TEP kyčelního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením. Výsledky jsou jasným důkazem, že díky terapii při hospitalizaci na oddělení rehabilitace došlo k výraznému zlepšení. Došlo k symetrizaci zatížení DKK při stoji, prodloužení délky kroku, zúžení šířky kroku, zvýšení pacientem vyhovující rychlosti chůze. Dále došlo ke zvýšení zatížení předonoží operované DK a zadonoží obou DKK a maximální silové působení předonoží zdravé DK se posunulo do pozdější části KC.

Mnoho studií podporuje výsledky měření k této diplomové práci a uvádí významné zlepšení předoperačních parametrů, ale ne do takové míry jako je tomu u zdravé populace. Avšak pro pacienty trpící dlouhodobými problémy je náhrada kyčle a následné zlepšení obrovským přínosem a umožňuje jim se opět začlenit do plnohodnotného běžného denního života a mnohdy i vrátit se k původním koníčkům nebo sportu, při respektování omezení daných TEP.

V minulosti vznikalo mnoho variant TEP, ale selhávaly v jejich primárním účelu. Díky nejmodernějším poznatkům vědy a průmyslu je jako nejmodernější TEP považována cementovaná endoprotéza buď z keramických materiálů nebo slitiny kobaltu a chromu nebo titanu, která má oproti jiným verzím značná vylepšení – menší otěr, menší klinické komplikace, delší životnost, a podobně, což vyřešilo spoustu problémů při implantaci a následnému fungování. Dalším krokem pro zlepšování procesu náhrady kyčelního kloubu je vyvinutí lepších materiálů a eliminace negativních biologických procesů, které způsobují v delším časovém horizontu selhávání TEP a její nutnost reimplantace. Pro delší životnost náhrady je důležité dodržovat pokyny terapeuta a operátora, kterými se snažíme zabránit mechanickému přetěžování a předejít riziku luxace.

Díky využití chodícího pásu Zebris je možno u pacientů provést rychlou a přesnou analýzu stoje, chůze a ihned na to adekvátně provést terapii, což je obrovské ulehčení práce a úspora času. Při použití závěsného aparátu je možno začít s terapií již časně po operaci a v kombinaci s využitím virtuální reality dosáhneme velké motivace pacientů.

Pro další výzkum by bylo vhodné pomocí chodícího pásu Zebris změřit pacienty po TEP kyčle tři, šest a dvanáct měsíců od operace a porovnat zlepšení oproti původním pooperačním hodnotám, případně porovnání se zdravou populací.

Referenční seznam

AJEMIAN, S., THON, D., CLARE, P., KAUL, L., ZERNICKE, R. F. a LOITZ-RAMAGE, B. 2004. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(12), 1966-1971 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1016/j.apmr.2004.04.037. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304006434>

ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S. a MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 13(6), 434-440 [cit. 2020-07-28]. DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00012-6. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). 2019. Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2019 Annual Report. Adelaide: AOA. Dostupné z: <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/668596/Hip%2C+Knee+%26+Shoulder+Arthroplasty/c287d2a3-22df-a3bb-37a2-91e6c00bfcf0>

BAKER, R. 2013. *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. London: Mac Keith Press. ISBN 978-1-908316-66-0.

BEAULIEU, M. L., LAMONTAGNE, M. a BEAULÉ, P. E. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture* [online]. 2010, 32(2), 269-273 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.007. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210001311>

BENNETT, D., HUMPHREYS, L., O'BRIEN, S., KELLY, C., ORR, J. F. a BEVERLAND, D. E. 2008. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients—A large scale, long-term follow-up study. *Gait & Posture* [online]. 28(2), 194-200 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.010. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207002986>

BOARDMAN, D. L., DOREY, F., THOMAS, B. J. a LIEBERMAN, J. R. 2000. The accuracy of assessing total hip arthroplasty outcomes. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 15(2), 200-

204 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1016/S0883-5403(00)90242-0. ISSN 08835403. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540300902420>

BROOKER, A. F., BOWERMAN, J. W., ROBINSON, R. A. a RILEY JR., L. H. 1973. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification: Incidence and a method of classification. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 55(8), 1629-32 [cit. 2020-07-29]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=4217797>

BROWN, M., HISLOP, H. J., WATERS, R. L. a PORELL, D. 1980. Walking Efficiency Before and After Total Hip Replacement. *Physical Therapy* [online]. 60(10), 1259-1263 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1093/ptj/60.10.1259. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2727138/Walking>

COLGAN, G., WALSH, M., BENNETT, D., RICE J. a O'BRIEN, T. 2016. Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement. *Journal of Orthopaedics* [online]. 13(3), 171-176 [cit. 2019-09-03]. DOI: 10.1016/j.jor.2016.03.005. ISSN 0972978X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0972978X16300344>

DOMÍNGUEZ-NAVARRO, F., IGUAL-CAMACHO, C., SILVESTRE-MUÑOZ, A., ROIG-CASASÚS, S. a BLASCO, J. M. 2018. Effects of balance and proprioceptive training on total hip and knee replacement rehabilitation: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* [online]. 62, 68-74 [cit. 2019-09-03]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.003. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218301334>

DORR, L. D., MAHESHWARI, A. V., LONG, W. T., WAN, Z. a SIRIANNI L. E. 2007. Early Pain Relief and Function After Posterior Minimally Invasive and Conventional Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 89(6), 1153-1160 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.2106/JBJS.F.00940. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00004623-200706000-00001>

DUNGL, P. a KUBEŠ R. 2014. Onemocnění kyčelního kloubu u dospělých. In: DUNGL, P. 2014. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.

FOUCHER, K. C., HURWITZ, D. E. a WIMMER, M. A. 2007. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics* [online]. 40(15), 3432-3437 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.020. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929007002412>

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. a DERRICK, T. R. 2015. *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. ISBN 978-1-4511-7730-5.

INMAN, V. T., RALSTON, H. J. a TODD, F. Human locomotion. 2006. In: ROSE, J. a GAMBLE J. G. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. ISBN 978-0-7817-5954-0.

KAUFMAN, K. R. a SUTHERLAND D. H. 2006. Kinematics of normal human walking. In: ROSE, J. a GAMBLE J. G. *Human Walking*. 3rd ed. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 978-0-7817-5954-0.

KIRTLEY, Ch. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practise*. London, UK: Elsevier. ISBN 978-0-4431-0009-3.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. a SZEMKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. DOI: 10.5507/fzv.14.24442662. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRAČMAR, B. Lidská lokomoce. 2016. In: KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ, M., BAČÁKOVÁ, R. a kolektiv. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, s. 20-38. ISBN 978-80-246-3379-4.

LEARMONTH, I. D., YOUNG C. a RORABECK C. 2007. The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet* [online]. 370(9597), 1508-1519 [cit. 2019-08-29]. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7. ISSN 01406736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673607604577>

Learning to walk again: Gait analysis and gait training for rehabilitation. 2018. Zebris [online].

Germany: zebris Medical GmbH [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/Rehawalk_181110_en_web.pdf.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. 5th ed. Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LINDEMANN, U., BECKER, C., MUCHE, R., et al. 2016. Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(5), 413-420 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1191/0269215506cr958oa. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215506cr958oa>

Medical Advisory Secretariat. 2005. Physiotherapy rehabilitation after total knee or hip replacement: an evidence-based analysis. *Ontario Health Technology Assessment Series*. 5(8) [cit. 2019-09-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3382414/>

MIKI, H., SUGANO, N., HAGIO, K., NISHII, T., KAWAKAMI, H., KAKIMOTO, A., NAKAMURA, N., a YOSHIKAWA, H. 2004. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *Journal of Biomechanics* [online]. 37(4), 443-455 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.009. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003003476>

NANKAKU, M., TSUBOYAMA, T., KAKINOKI, R. KEIICHI, K., KANZAKI, H., MITO, Y. a NAKAMURA, T. 2007. Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 12(6), 550-554 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1007/s00776-007-1178-2. ISSN 09492658. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815323332>

NANTEL, J., TERMOZ, N., VENDITTOLI, P. A., LAVIGNE, M. a PRINCE, F. 2009. Gait Patterns After Total Hip Arthroplasty and Surface Replacement Arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 90(3), 463-469 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.08.215. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999308016341>

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z. a JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

Ortopedická klinika Fakultní nemocnice Olomouc a Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. 2019. Výroční zpráva 2019 [on-line]. [cit. 2020-07-26]. Dostupné z: https://ortopedie.fnol.cz/uploads/composer/vnztj2cqaq-ORTOPEDIE_vyrocní_zprava_2019.pdf

PERRON, M., MALOUIN, F., MOFFET H. a MCFADYEN, B. J. 2000. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics* [online]. 15(7), 504-515 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/S0268-0033(00)00002-4. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003300000024>

PERRY, J. 1974. Kinesiology of Lower Extremity Bracing. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 102, 18-31 [cit. 2020-05-10]. DOI: 10.1097/00003086-197407000-00004. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00003086-197407000-00004>

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Pomona, California, USA: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

RILEY, P. O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., PAYLO, K. W. a KERRIGAN D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 26(1), 17-24 [cit. 2020-07-28]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001457>

SEGEL, Jay. 2012. The Next Generation: Noraxon's FDM-Treadmill System for Stance and Gait Analysis. *Podiatry Management* [online]. 158, 3 [cit. 2020-07-20]. Dostupné z: <http://www.segelpodiatry.com/pdf-articles/PodiatryManagementProfilesND12FDMT-1.pdf>.

SEGEL, J. 2018. FDM-Treadmill System. Noraxon [online]. U.S.A. [cit. 2020-07-25]. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/fdm-treadmill-system/>

SHRADER, M. W., BHOWMIK-STOKER, M., JACOFISKY, M. C. a JACOFISKY D. J. 2009. Gait and Stair Function in Total and Resurfacing Hip Arthroplasty: A Pilot Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® [online]. 467(6), 1476-1484 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1007/s11999-009-0791-0. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-009-0791-0>

TANAKA, R., SHIGEMATSU, M., MOTOOKA, T., MAWATARI M. a HOTOKEBUCHI, T. 2010. Factors Influencing the Improvement of Gait Ability After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 25(6), 982-985 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.1016/j.arth.2009.06.009. ISSN 08835403. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540309002332>

Typy kyčelních náhrad a způsoby jejich upevnění. *Orthes* [online]. [cit. 2019-08-29]. Dostupné z: <http://www.orthes.cz/index.php?module=page&record=16>

UNIFY ČR, COUFALOVÁ, J. a SMÉKAL, D., FORÝTKOVÁ, L. a BOUREK, A., ed. 2015. FYZIO/6 – Totální endoprotéza kyčelního kloubu [online]. ČR, [cit. 2020-07-29]. Dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-rtf-8d5c8.pdf?redir>

VAN DEN AKKER-SCHEEK, I., STEVENS, M., BULSTRA, S. K., GROOTHOFF J. W., VAN HORN, J. R. a ZIJLSTRA W. 2007. Recovery of Gait After Short-Stay Total Hip Arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(3), 361-367 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.11.026. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306015346>

VAUGHAN, Ch. L., DAVIS B. L. a O'CONNOR J. C. 1999. *Dynamics of Human Gait*. 2nd ed. Cape Town, South Africa: Kiboho. ISBN 0-620-23558-6.

VAŘEKA, I. a VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. 2006. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VISSERS, M. M., BUSSMANN, J. B., VERHAAR, J. A. N., ARENDS, L. R., FURLAN, A. D. a REIJMAN, M. 2011. Recovery of Physical Functioning After Total Hip Arthroplasty: Systematic Review and Meta-Analysis of the Literature. *Physical Therapy* [online]. 91(5), 615-629 [cit. 2020-07-27]. DOI: 10.2522/ptj.20100201. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20100201>

VOTAVOVÁ, M. 2009. Alloplastiky. In: KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

WALL, J. C., ASHBURN, A. a KLENERMAN L. 1981. Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *Journal of Biomedical Engineering* [online]. 3(2), 121-127 [cit. 2020-07-29]. DOI: 10.1016/0141-5425(81)90004-2. ISSN 01415425. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0141542581900042>

WOLFORD, M. L., PALSO, K. a BERCOVITZ, A. 2015. Hospitalization for total hip replacement among inpatients aged 45 and over: United States, 2000-2010. *National Center for Health Statistics* [online]. United States, (186), 1-8 [cit. 2020-07-30]. ISSN 1941-4935. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/nchs/data/databriefs/db186.pdf>

WHITE, S. C., YACK, H. J., TUCKER, C. A. a LIN, H. Y. 1998. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 30(10), 1537-1542 [cit. 2020-07-28]. DOI: 10.1097/00005768-199810000-00011. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00005768-199810000-00011>

Zebris FDM 1.12 Software User Manual. 2015. Zebris [online].

Germany: zebris Medical GmbH [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150709_cos102245man-en_instruction_for_use_software_zebris_fdm_1.12_r2_en_0.pdf

Seznam zkratek

ADL	Aktivita denního života
COP	Center of Pressure – centrum tlaku
DK(K)	Dolní končetina (končetiny)
HK(K)	Horní končetina (končetiny)
KC	Krokový cyklus
LDK	Levá dolní končetina
PDK	Pravá dolní končetina
TEN	Tromboembolická nemoc
TEP	Totální endoprotéza

Seznam obrázků

Obrázek 1 Hybridní endoprotéza s cementovaným dříkem a necementovanou jamkou (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1509).	10
Obrázek 2 Oboustranné necementované TEP kyčelních kloubů (Learmonth, Young a Rorabeck, 2007, s. 1511).	10
Obrázek 3 Znázornění krokového cyklu v reportu analýzy chůze Zebris	20
Obrázek 4 Report pro analýzu stoje.	30
Obrázek 5 Grafy znázorňující rozložení tlaku.	31
Obrázek 6 Butterfly diagram a průběh COP pro obě DK.	32
Obrázek 7 Grafy pro reakční sílu podložky a tlak během KC.	33
Obrázek 8 Distribuce tlaků během stojné fáze.	34

Seznam tabulek

Tabulka 1 Test normality pro zatížení DKK.	36
Tabulka 2 Wilkoxonův test pro zatížení DKK.	36
Tabulka 3 Test normality dat pro symetrii zatížení.	37
Tabulka 4 Wilkoxonův test pro symetrii zatížení.....	37
Tabulka 5 Naměřená data a rozdíly zatížení DKK.	37
Tabulka 6 Test normality dat pro délku kroku a dvojkroku.....	38
Tabulka 7 Párový t-test pro délku kroku a dvojkroku.....	38
Tabulka 8 Naměřená data pro délku kroku.	39
Tabulka 9 Test normality dat pro šířku kroku.	39
Tabulka 10 Párový t-test pro šířku kroku.....	39
Tabulka 11 Naměřená data pro šířku kroku.	39
Tabulka 12 Test normality dat pro rychlost chůze a kadenci.....	40
Tabulka 13 Párový t-test pro rychlost chůze a kadenci.....	40
Tabulka 14 Test normality dat pro procentuální zastoupení jednotlivých fází KC.	41
Tabulka 15 Párové t-testy pro jednotlivé fáze KC.....	42
Tabulka 16 Test normality dat pro maximální zatížení předonoží, středonoží a zadonoží DKK při chůzi.....	43
Tabulka 17 Párové t-testy pro maximální tlak jednotlivých částí DKK při chůzi.....	44
Tabulka 18 Wilkoxonův test pro maximální zatížení předonoží operované DK.	44
Tabulka 19 Test normality dat pro čas maximálního zatížení DKK.	45
Tabulka 20 Párové t-testy pro čas maximálního zatížení DKK.	46
Tabulka 21 Wilkoxonův test pro čas maximálního zatížení předonoží operované DK.....	46

Seznam příloh

Příloha 1 Short form (SF) – 36 survey (UNIFY, 2015, dostupné z: http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4.1.6.3.rtf-2ed62.pdf?redir).	64
Příloha 2 Harris Hip Function Scale s. 1 (UNIFY, 2015, dostupné z: http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-4-rtf-35c94.pdf?redir).	69
Příloha 3 Harris Hip Function Scale s. 2 (UNIFY, 2015, dostupné z: http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-4-rtf-35c94.pdf?redir).	70
Příloha 4 Barthel index (UNIFY, 2015, dostupné z: http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-5-rtf-2c251.pdf?redir).	71
Příloha 5 Informovaný souhlas s. 1.....	73
Příloha 6 Informovaný souhlas s. 2.....	74

Přílohy

Příloha 1 Short form (SF) – 36 survey (UNIFY, 2015, dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4.1.6.3.rtf-2ed62.pdf?redir>).

1. Jak byste ohodnotil(a) svoje zdraví?

Je:

1. Vynikající
2. Velmi dobré
3. Dobré
4. Přiměřené
5. Špatné

2. Jak byste ohodnotil(a) svoje zdraví ve srovnání s minulým rokem?

1. Cítím se mnohem lépe letos než před rokem.
2. Cítím se lépe letos než před rokem.
3. Stejně jako před rokem.
4. Cítím se hůř letos než před rokem.
5. Cítím se mnohem hůř letos než před rokem.

3. Omezuje vás zdraví v těchto aktivitách (běh, zvedání těžkých břemen apod.)?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

Následující otázky se vztahují k aktivitám, které děláte během dne.

Omezuje vás zdraví v těchto aktivitách? Je-li tomu tak, jak?

4. Lehké aktivity, jako posun stolu, vysávání, bowling nebo hraní golfu?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

5. Nakupování potravin?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

6. Vyběhnutí několika schodů?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

7. Vyjít jednoho patra schodů?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

8. Kleknutí, předklonění nebo ohnutí?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

9. Chůze delší než 1,5 km?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

10. Chůze kolem několika budov?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

11. Chůze kolem jedné budovy?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

12. Koupání, oblékání?

1. Ano, omezuje výrazně.
2. Ano, omezuje.
3. Ne, neomezuje.

Měl(a) jste během posledních 4 týdnů v práci (v denních činnostech) jakékoli z následujících problémů způsobené vaším zdravotním stavem?

13. Musel(a) jste zkrátit délku pracovní doby nebo denních činností?

1. Ano
2. Ne

14. Uděláte méně, než byste rád(a) udělal(a)?

1. Ano
2. Ne

15. Musel(a) jste omezit druh práce nebo denních činností?

1. Ano
2. Ne

16. Měl(a) jste potíže při vykonávání práce nebo jiných denních činností (např. vynaložit větší úsilí)?

1. Ano
2. Ne

Měl(a) jste během posledních 4 týdnů v práci (v denních činnostech) jakékoli z následujících problémů vyvolaných vaším emočním stavem (úzkostí, depresemi)?

17. Musel(a) jste zkrátit délku pracovní doby nebo denních činností?

3. Ano
4. Ne

18. Uděláte méně, než byste rád(a) udělal(a)?

1. Ano
2. Ne

19. Neděláte práci nebo jiné činnosti tak pečlivě jako obvykle?

1. Ano
2. Ne

20. Měl(a) jste během posledních 4 týdnů ve společenských aktivitách nějaké problémy způsobené vaším fyzickým stavem nebo emočními problémy?

1. Vůbec žádné
2. Mírné
3. Střední
4. Větší
5. Extrémní

21. Trpěl(a) jste během posledních 4 týdnů bolestí?

1. Žádnou
2. Velmi mírnou
3. Mírnou
4. Střední
5. Hroznou
6. Velmi hroznou

22. Jak moc zasahovala bolest do vašich běžných denních aktivit (doma i mimo domov) během posledních 4 týdnů?

1. Vůbec ne
2. Mírně
3. Středně
4. Poněkud více
5. Extrémně

Následující sada otázek se vztahuje k vašemu citění, prožívání v uplynulých 4 týdnech? Pro každou otázku označte prosím jednu odpověď, která nejvíce vystihuje to, jak jste se cítil(a).

23. Jak často jste se během posledních 4 týdnů cítil(a) bez elánu?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

24. Jak často jste byl(a) během posledních 4 týdnů nervózní?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

25. Jak často jste během posledních 4 týdnů pociťoval(a) depresi a nic vás nemohlo vzpružit?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

26. Jak často jste se během posledních 4 týdnů cítil(a) dobře a klidně?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

27. Jak často během posledních 4 týdnů jste se cítil(a) plný(á) energie?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

28. Jak často během posledních 4 týdnů jste se cítil(a) sklíčeně?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

29. Jak často jste se během posledních 4 týdnů cítil(a) vyčerpaně?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

30. Jak často jste se během posledních 4 týdnů cítil(a) šťastně?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

31. Jak často jste se během posledních 4 týdnů cítil(a) unaveně?

1. Stále
2. Většinu času
3. Více jak 2 týdny
4. Méně jak 2 týdny
5. Někdy
6. Vůbec

32. Jak často, během posledních 4 týdnů, vám vaše fyzické zdraví nebo emoční problémy neumožňovaly společenské činnosti (návštěva přátel, rodiny apod.)?

1. Stále
2. Většinu času
3. Asi 2 týdny
4. Někdy
5. Vůbec

Do jaké míry souhlasíte s následujícími tvrzeními?

33. Zdá se mi, že onemocním lehčeji než ostatní lidé.

1. Rozhodně souhlasím
2. Spíše souhlasím
3. Nevím
4. Spíše nesouhlasím
5. Rozhodně nesouhlasím

34. Jsem tak zdravý jako nikdo jiný.

1. Rozhodně souhlasím
2. Spíše souhlasím
3. Nevím
4. Spíše nesouhlasím
5. Rozhodně nesouhlasím

35. Očekávám zhoršení mého zdraví.

1. Rozhodně souhlasím
2. Spíše souhlasím
3. Nevím
4. Spíše nesouhlasím
5. Rozhodně nesouhlasím

36. Mé zdraví je vynikající.

1. Rozhodně souhlasím
2. Spíše souhlasím
3. Nevím
4. Spíše nesouhlasím
5. Rozhodně nesouhlasím

Bolest (maximálně 44 bodů)	
1. žádná	44
2. nepatrná, příležitostná, neobtěžující při činnostech	40
3. mírná, při běžných činnostech neobtěžující, bolest po nezvyklých činnostech	30
4. střední, snesitelná, ulevující	20
5. výrazná, limitující	10
6. nesnesitelná	0
Funkční hodnocení (maximum 47 bodů)	
Chůze (chůze na maximální vzdálenost) – maximum 33 bodů	
A) kulhání	
1. není	11
2. mírné	8
3. střední	5
4. neschopnost chůze	0
B) opora	
1. žádná	11
2. jedna hůl (francouzská)	7
3. jedna hůl, stále	5
4. berle	4
5. dvě hole	2
6. dvě berle	0
7. neschopnost chůze	0
C) délka chůze	
1. není omezená	11
2. okolo šesti budov	8
3. okolo dvou až tří budov	5
4. pouze v bytě	2
5. pouze z postele na židli	0
Aktivity denního života (maximum 14 bodů)	
A) schody	
1. normálně	4
2. normálně s pomocí	2
3. nějakým způsobem	1
4. neschopen	0
B) zavázání bot a obléčení ponožek	
1. lehce	4
2. s obtížemi	2
3. neschopen	0
C) sezení	
1. na židli, 1 hodinu	5
2. vysoká židle, ½ hodiny	3
3. neschopen sedět ½ hodiny na židli	0
D) nastupování do prostředků veřejné hromadné dopravy	
1. schopen	1
2. neschopen	0
Absence deformit (maximum 4 body)	

Příloha 2 Harris Hip Function Scale s. 1 (UNIFY, 2015, dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-4-rtf-35c94.pdf?redir>).

1. stálá addukce < 10	4
2. stálá vnitřní rotace v extenzi < 10	0
3. rozdíl v délce končetiny menší jak 3 cm	0
4. flekční kontraktura < 30	0

Rozsah pohybu v kyčli (maximum 5 bodů)		
A) Trvalá flexe:		
A) Flexe		
Rozsah	Faktor indexu	Hodnota indexu*
1. (0–45 °)	1.0	
2. (45–90 °)	0.6	
3. (90–120 °)	0.3	
4. (120–140 °)	0,0	
B) Abdukce		
1. (0–15 °)	0.8	
2. (15–30 °)	0.3	
3. (30–60 °)	0.0	
C) Addukce		
1. (0–15 °)	0.2	
2. (15–60 °)	0.0	
D) Zevní rotace v extenzi		
1. (0–30 °)	0.4	
2. (15–30 °)	0.0	
E) Vnitřní rotace v extenzi		
1. (0–60 °)	0.0	

*
Hodnota Indexu = rozsah pohybu x faktor indexu

Celková hodnota indexu (A+B+C+D+E):

Celkový rozsah pohybu přepočtený na body:

Body u hodnocení bolesti:

Body u funkčního hodnocení:

Body u hodnocení deformit:

Body u hodnocení rozsahu pohybu:

Celkový součet:
(maximum 100 bodů)

Příloha 3 Harris Hip Function Scale s. 2 (UNIFY, 2015, dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-4-rtf-35c94.pdf?redir>).

Příloha 4 Barthel index (UNIFY, 2015, dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-5-rtf-2c251.pdf?redir>).

1. Příjem potravy

Skóre:

10.....Soběstačný. Umí použít příbor nebo pomůcky, přijímá potravu v přiměřeném čase.

5.....Potřebuje pomoc (např. nakrájet jídlo, namazat pečivo).

0.....Neprovede.

2. Koupání

Skóre:

5.....Dokáže bez pomoci.

0.....Neprovede.

3. Péče o zevnějšek

Skóre:

5.....Umyje si obličej, učeše se, vyčistí si zuby, oholí se (u el. strojku zvládne zástrčku).

0.....Neprovede.

4. Oblékání

Skóre:

10.....Soběstačný. Obuje se, ovládá zipové uzávěry, zapne sponky.

5.....Potřebuje pomoc, alespoň polovinu činností dokáže zvládnout v přiměřeném čase.

0.....Neprovede.

5. Kontinence stolice

Skóre:

10.....Není inkontinentní. V případě potřeby umí použít čípek nebo klyzma.

5.....Občasné problémy nebo potřebuje pomoc s podáním čípku nebo klyzmatem.

0.....Inkontinentní.

6. Kontinence močení

Skóre:

10.....Plně kontinentní. V případě potřeby umí sám použít pomůcky ke sběru moči.

5.....Občasné problémy nebo potřebuje pomoci s pomůckami.

0.....Inkontinentní.

7. Použití WC

Skóre:

10.....Soběstačný včetně použití podložní mísy. Nepotřebuje pomoc při úpravě oděvu, sám se dokáže očistit, utřít, umýt.

5.....Potřebuje pomoc pro nestabilitu. Potřebuje pomoc při úpravě oděvu nebo při utírání.

0.....Neprovede.

8. Přesun mezi lůžkem a židlí

Skóre:

15.....Soběstačný. Umí u vozíku použít brzdy a nožní opěrky.

10.....Minimální pomoc nebo dohled.

5.....Dokáže se posadit, při přesunech však potřebuje maximální pomoc.

0.....Neprovede.

9. Lokomoce (po rovině)

Skóre:

15.....Dojde 50 m samostatně nebo s opěrnými pomůckami (nikoliv kolečková chodítka).

10.....Dojde 50 m s dopomocí (verbální nebo fyzické) jedné osoby.

5.....Dokáže samostatně dojet na vozíku 50 m včetně odbočování (jen pokud není schopen chůze).

0.....Neprovede nebo dojde (dojede) méně než 50 m.

10. Lokomoce (po schodech)

Skóre:

10.....Soběstačný, umí s opěrnými pomůckami.

5.....Potřebuje pomoc nebo dohled.

0.....Neprovede.

CELKOVÉ SKÓRE (maximálně 100 bodů)

Hodnocení:

0–40.....nesoběstačný

41–60.....středně nesoběstačný

61–95.....mírně nesoběstačný

96–100.....soběstačný



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce na téma: Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů po TEP kyčelního kloubu.

Období realizace: 1.06.2019 – 30.06.2020

Řešitelé projektu: Bc. Jakub Jursa

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit efektivitu rehabilitační terapie na parametry chůze. Vyšetření bude probíhat na chodícím páse Zebris na začátku a na konci hospitalizace na oddělení lůžkové rehabilitace FN Olomouc. Testování se skládá z chůze na chodícím páse. Délka vyšetření bude maximálně 30 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika. Riziko pádu bude eliminováno díky jištění ve vestě v odlehčení. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a , že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

Bc. Jakub Jursa _____