

Univerzita Palackého v Olomouci



Fakulta
tělesné kultury

BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHŮZE U PACIENTŮ
S GONARTRÓZOU

Disertační práce

Autor: Mgr. Michaela Lehnertová

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Mgr. Michaela Lehnertová
Název disertační práce: Biomechanická analýza chůze u pacientů s gonartrózou
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Rok obhajoby disertační práce: 2020

Abstrakt:

Dizertační práce se zabývá analýzou chůze u osob s gonartrózou a vlivem konzervativní (kolenní ortéza) a operační intervence (osteotomie tibie, totální endoprotéza) na kinematické a dynamické parametry chůze. Výzkumu se zúčastnilo 64 pacientů Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc a 20 osob kontrolní skupiny. K provedení biomechanické analýzy byly využity systémy Kistler 9286AA a Vicon MX. V porovnání s kontrolní skupinou, osoby s gonartrózou méně zatěžují postiženou končetinu a rozsah pohybu v sagitální rovině v kyčli a koleni je menší. Aplikací ortézy došlo na obou končetinách k prodloužení doby trvání stojné fáze a nárůstem hodnot silových impulzů anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly více zatěžovali i postiženou končetinu. Po osteotomii tibie se u osob s gonartrózou prodloužila délka dvojkroku. Zmenšením rozsahu pohybu do vnitřní rotace a celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu v transversální rovině došlo ke zlepšení stability v kloubu během chůze. Totální endoprotéza měla za následek zkrácení doby stojné fáze na obou končetinách a dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje trvalo na nepostižené končetině delší dobu. Výsledky práce podávají informace o efektu léčebných intervencí, které mohou být využity pro nastavení rehabilitačního plánu v léčbě gonartrózy.

Klíčová slova: analýza chůze, dynamika, kinematika, gonartróza, kolenní ortéza, osteotomie tibie, totální endoprotéza kolene

Disertační práce byla zpracována za podpory interního vědeckého grantu Fakulty tělesné kultury č. FTK_2014_015 „Určení vlivu odlehčující ortézy na provedení chůze u pacientů s gonartrózou“ a č. FTK_2017_012 „Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz“.

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Mgr. Michaela Lehnertová
Title of the doctoral thesis: Biomechanical gait analysis in patients with knee arthritis
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
The year of presentation: 2020

Abstract:

The dissertation thesis deals with the gait analysis in patients with knee arthritis and the influence of conservative (knee brace) and surgical intervention (tibial osteotomy, total knee replacement) on kinematic and dynamic parameters. The research involved 64 patients of the Orthopaedic Clinic, University Hospital Olomouc and 20 persons of the control group. Systems Kistler 9286AA and Vicon MX were used to detect biomechanical analysis. Compared to the control group, patients load the affected limb less and range of motion in the sagittal plane in hip and knee is smaller. The duration of the stance phase was longer on both limbs and increased anteroposterior and vertical force impulses allowed to load the affected limb more. After tibial osteotomy, the stride length was longer. Knee stability was improved by reducing the knee inner rotation and the total range of knee motion in the transversal plane. Total knee replacement resulted in a shortening of the stance phase on both limbs and the time of the maximum force in the acceleration lasted longer on the unaffected limb. The results of this work provide information about the effect of treatment interventions that can be used to set up a rehabilitation plan in the knee arthritis therapy.

Key words: gait analysis, dynamics, kinematics, knee arthritis, knee brace, tibial osteotomy, total knee replacement

The doctoral dissertation was carried out with support of the internal research grant of Faculty of Physical Culture no. FTK_2014_015 "Assessment of unloading knee brace effect on gait in patients with knee arthritis" and no. FTK_2017_012 "Biomechanical gait analysis in selected orthopaedic diagnoses".

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

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

V Olomouci dne

.....

Děkuji svému školiteli prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za vstřícnost, trpělivost, ochotu, pevné nervy a cenné rady při tvorbě dizertační práce i v průběhu celého studia. Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a RNDr. Milanu Elfmarkovi za odborné konzultace a pomoc se statistickým zpracováním dat. Děkuji pracovníkům Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci za organizaci pacientů. Velký dík patří také mé rodině za podporu při studiu.

SEZNAM ZKRATEK

2D	dvojdimenzionální
3D	trojdimenzionální
5 STS	5 Sit to Stand test
atd.	a tak dále
CW HTO	closing wedge high tibial osteotomy
d	věcná významnost
EULAR	European League Against Rheumatism
FPS	femoropatelární skloubení
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
Frea	reakční síla
FTK UP	Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého
GA	gonartróza
KS	kontrolní skupina
m	metr
m.	musculus
M	průměr
mj.	mimo jiné
m/s	metr za sekundu
např.	například
NSA	nesteroidní antirevmatika
OA	osteoartróza
OARSI	Osteoarthritis and Research Society International
OT	osteotomie
OW HTO	opening wedge high tibial osteotomy
p	statistická významnost
popř.	popřípadě
r	věcná významnost
RTG	rentgen, rentgenologický
SD	směrodatná odchylka
SYSADOA	symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis

TEP	totální endoprotéza
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaný
UEP	unikompartmentální endoprotéza
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

OBSAH

1 ÚVOD.....	11
2 SOUHRN POZNATKŮ	13
2.1 OSTEOARTRÓZA	13
2.1.1. Klasifikace osteoartrózy	15
2.1.2 Klinický obraz	16
2.1.3 Změny propiocepce	18
2.1.4 Konzervativní léčba gonartrózy, ortéza Unloader One®	19
2.1.5 Chirurgická léčba gonartrózy	23
2.2 CHŮZE	26
2.2.1 Ontogeneze chůze.....	27
2.2.2 Mechanismy řízení chůze	28
2.2.3 Krokový cyklus	29
2.3 BIOMECHANIKA KLOUBŮ DOLNÍCH KONČETIN PŘI CHŮZI.....	36
2.3.1 Hlezenní kloub.....	36
2.3.2 Kolenní kloub	37
2.3.3 Kyčelní kloub	39
2.3.4 Pánevev	40
2.4 CHŮZE OSOB S GONARTRÓZOU	42
2.4 ANALÝZA CHŮZE	44
2.4.1 Časoprostorové parametry	45
2.4.2 Kinematická analýza chůze	46
2.4.3 Dynamická analýza chůze	47
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	51
3.1 HLAVNÍ CÍL PRÁCE	51
3.2 DÍLČÍ CÍLE PRÁCE	51
3.3 HYPOTÉZY – Skupina Gonartróza.....	51
3.4 VÝZKUMNÁ OTÁZKA – Skupina Ortéza	52
3.5 HYPOTÉZY – Skupina Osteotomie	52
3.6 HYPOTÉZY – Skupina Totální endoprotéza	52
4 METODIKA	54
4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	54

4.1.1	Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Gonartróza	54
4.1.2	Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Ortéza	55
4.1.3	Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Osteotomie.....	55
4.1.4	Charakteristika výzkumného souboru – skupina Totální endoprotéza.....	55
4.2	METODY MĚŘENÍ A MĚŘENÉ PARAMETRY	56
4.2.1	Systém Kistler	56
4.2.2	Systém Vicon MX	57
4.3	PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	60
4.4	ZPRACOVÁNÍ DAT	61
5	VÝSLEDKY	63
5.1.	VÝSLEDKY – Skupina Gonartróza	63
5.1.1	Ověření hypotézy $H0_1$	63
5.1.2	Ověření hypotézy $H0_2$	65
5.2	VÝSLEDKY – Skupina Ortéza	68
5.2.1	Výzkumná otázka V_1	68
5.3	VÝSLEDKY – Skupina Osteotomie.....	70
5.3.1	Ověření hypotézy $H0_3$	70
5.3.2	Ověření hypotézy $H0_4$	70
5.4	VÝSLEDKY – Skupina Totální endoprotéza	72
5.4.1	Ověření hypotézy $H0_5$	72
5.4.2	Ověření hypotézy $H0_6$	73
5.4.3	Ověření hypotézy $H0_7$	73
6	DISKUZE	76
6.1	DISKUZE – Skupina Gonartróza.....	77
6.2	DISKUZE – Skupina Ortéza	80
6.3	DISKUZE – Skupina Osteotomie	83
6.4	DISKUZE – Skupina Totální endoprotéza	87
6.5	LIMITY PRÁCE.....	91
7	ZÁVĚRY	92
8	SOUHRN	94
9	SUMMARY	96
10	REFERENČNÍ SEZNAM	98
11	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	112

12 SEZNAM TABULEK	113
13 SEZNAM PŘÍLOH.....	114
14 PŘÍLOHY	115

1 ÚVOD

Chůze je jednou z nejuniverzálnějších a nejkompexnějších lidských aktivit a vycházející z integrace biomechanických, neurofyziologických a řídicích procesů centrálního nervového systému (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000). Z ontogenetického hlediska je bipedální lokomoce vrcholným pohybovým vzorem, který má vazbu také na psychosociální vývoj člověka. Chůze není jen prostředkem k přesunu z místa na místo, ale je velice důležitým faktorem osobní integrity a sociální integrace. Nejvíce si to uvědomujeme až ve chvíli, kdy máme s chůzí potíže (Mayer, 2000).

Postupným motorickým vývojem se z chůze stává zcela automatický a přirozený pohyb, kterým dokážeme zabezpečit většinu základních denních potřeb. Vyznačuje se určitými společnými rysy, které jsou u všech jedinců shodné. Současně je ale chůze svým provedením pro každého charakteristická, protože je ovlivněná individuálními faktory jako například fyzickým a psychickým stavem, vnějšími podmínkami nebo také antropometrickými a biomechanickými parametry (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Nejvíce namáhanými klouby jsou kvůli způsobu chůze ve vzpřímené poloze a stavbě lidského těla velké nosné klouby dolních končetin. Během života proto často dochází k bolestem kloubů a zhoršení jejich funkce v důsledku osteoartrózy (Nedoma et al., 2006).

Vlivem stárnutí populace prevalence osteoartrózy narůstá. Dle obsáhlého review Cross et al. (2014) zkoumající celosvětový výskyt artrózy kolene a kyčle, bude velmi důležité nastavit efektivní strategie v prevenci a léčebném postupu. Osteoartróza patří celosvětově k nejčastějšímu kloubnímu onemocnění (Tachmazidou et al., 2019). Postihuje 10 % mužů a 18 % žen nad 60 let. Mimo objektivní i subjektivní klinické projevy u osob postižených tímto onemocněním představuje také značnou ekonomickou zátěž pro daný stát (Glyn-Jones et al., 2015). Vzhledem k tomuto faktu je prioritou Světové zdravotnické organizace a národních revmatologických asociací především její efektivní a ekonomická léčba (Pfleger, 2007). S narůstajícím výskytem obezity a stárnutím populace se předpokládá, že se osteoartróza stane globálně hlavním problémem ve zdravotnictví (Cross et al., 2014).

Nejběžnější formou osteoartrózy je gonartróza řadící se do skupiny civilizačních chorob (Radzimińska et al., 2016). Onemocnění ztěžuje pacientům život v mnoha aspektech. Postupný rozvoj artrotických změn může vést k poklesu funkčních schopností, které se projevují zhoršením kvality života. Při progresi onemocnění dochází ke strukturálním změnám kloubů. Nejčastějším příznakem bývá bolest, ztuhlost kloubu a omezení rozsahu pohybu. Strukturální a biomechanické změny vyvolávají nocicepční odpověď, která se projevuje především při mechanickém zatížení. Větší pravděpodobnost vzniku tohoto onemocnění proto souvisí s hmotností pacienta, prodělanými úrazy kloubů a nadměrnou pracovní či sportovní zátěží. Lze předpokládat, že výše uvedené klinické příznaky mohou ovlivnit stereotyp chůze a vést k asymetrickému zatěžování pohybového systému a rozvoji dalších patologických změn v pohybovém aparátu (Dungl et al., 2014).

Pro zabránění vzniku gonartrózy je důležitá prevence a efektivní léčba. Moderní medicína nabízí léčbu konzervativní, farmakologickou a v neposlední řadě také operační. Dle zjištěných informací se v České republice ročně implantuje kolem 16 000 endoprotéz kolenního kloubu. Dá se předpokládat, že počet provedených totálních náhrad kolenního kloubu bude dále přibývat (Trč, 2016). Celková artroplastika kolenního kloubu poskytuje podstatné zlepšení kvality života u pacientů s gonartrózou (Jones et al., 2016).

Pro kvantitativní popis funkčních rozdílů spojených s artrózou kolenního kloubu je užitečný nástrojem biomechanická analýza chůze (Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish, & Deluzio, 2007). Prostřednictvím analýzy chůze můžeme lépe porozumět funkci kolenního kloubu, patologickým změnám a posoudit rozsah patologií a jejich vliv na chůzi. Také nám nabízí možnost pro hodnocení, diagnostikování, klasifikaci a terapii muskuloskeletálních problémů (Mezghani, Mechmeche, Mitiche, Ouakrim, & Guise, 2018). Změny v charakteristice chůze můžeme analyzovat například z hlediska kinematiky, dynamiky nebo elektromyograficky (Mündermann, Dyrby, & Andriacchi, 2005). Porovnáním osob s gonartrózou a vzorkem zdravé populace lze zjistit odlišnosti v chůzi, zjistit příčiny progresu onemocnění a jeho důsledky (Zuffi, Leardini, Catani, Fantozzi, & Cappello, 1999).

Předkládaná disertační práce je zaměřená na biomechanickou analýzu stereotypu chůze u pacientů s gonartrózou, který jsme zkoumali z různých aspektů. Zajímalo nás porovnání artrotické chůze s kontrolní skupinou zdravých jedinců a dopad konzervativních a chirurgických postupů na provedení chůze.

2 SOUHRN POZNATKŮ

2.1 OSTEOARTRÓZA

Během vyhledávání zdrojů o osteoartróze jsem se v databázích často setkávala s různou terminologií pro toto onemocnění. Proto bych v úvodu kapitoly ráda vymezila, s jakými názvy se můžeme v odborné literatuře setkat.

Pojem artróza je nejběžněji používaný termín. Přesnější označení je však osteoartróza, protože onemocnění nepostihuje jen strukturu samotného kloubu, ale i přilehlé kosti. Většina evropských a ruských ortopedů a chirurgů preferuje výraz „osteoarthritis“, zatímco v anglicky mluvících zemích se velice často setkáváme s názvem „osteoarthritis“. Vzhledem k tomu, že přípona „itis“ poukazuje na přítomnost zánětu, není pojem zcela přesný, neboť zánět kloubů (artritida) se neobjevuje vždy a vzniká druhotně. Osteoartróza (osteoarthritis) značí degenerativní onemocnění, jenž tento termín vystihuje mnohem lépe. V poslední době se však v anglosaské literatuře čím dál více vyskytuje zkratka „OA“ označující nezápětlivé degenerativní onemocnění, což se nabízí jako zdánlivé řešení nesrovnalostí v terminologii (Tanchev, 2017).

Osteoartróza (OA) je klinický termín pro heterogenní skupinu nemocí synoviálního kloubu, přičemž největší zastoupení má artróza kolenního kloubu neboli gonartróza (GA). Dle lokalizace rozlišujeme GA femoropatelární a tibiofemorální laterální nebo mediální. Poslední jmenovaný typ je častější, protože se na mediální kompartment kolenního kloubu přenáší 60 % zatížení dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2013). Nejvýznamnějším morfologickým znakem OA je úbytek kloubní chrupavky doprovázený tvorbou kostních výrůstků (osteofytů), subchondrální sklerózou a přítomností kostních cyst. Nemocí jsou postiženy také kloubní vazy, pouzdro, synoviální membrána a periartikulární svaly. Jedná se tedy o komplexní biologické a mechanické selhávání kloubu, při kterém dochází k disregulaci metabolismu chrupavky a k biomechanickým změnám v kloubu (Arden, Arden, & Hunter, 2008; Gallo, 2011; Moskowitz, Altman, Hochberg, Buckwalter, & Goldberg, 2007).

V současné době je OA definována jako porucha rovnováhy mezi anabolickými a degradačními pochody v kloubní chrupavce s převahou pochodů degradačních. V minulosti se OA považovala výhradně za degenerativní kloubní chorobu. Dnes je známo, že mnoho projevů OA má sekundární zápětlivý podklad (Dungl et al., 2014;

Olejárová, 2010; Sosna et al., 2001). Podle Felsona et al. (2000) souvisí její vznik s působením mechanických a biologických faktorů, které naruší fyziologickou rovnováhu kloubní chrupavky a subchondrální kosti.

OA zasahuje do života jedinců v mnoha aspektech. Její typické projevy jako je bolest, ztuhlost kloubů nebo snížená svalová síla výrazně snižují kvalitu života, neboť mohou způsobit chronickou bolest, únavu, deprese, poruchy spánku a zhoršit účast na běžných denních aktivitách (Hawker, 2019).

Výskyt onemocnění má vzestupnou tendenci. Artróza postihuje všechny etnické skupiny ve všech částech světa. V populaci nad 65 let trpí obtížemi spojenými s artrózou kolenních a kyčelních kloubů až 40 % osob a u pacientů nad 75 let se vyskytuje u více než 80 %. Nejčastěji je postižen kloub kolenní (24 %) a pak kyčelní (11 %), (Kolář et al., 2012; Pavelka et al., 2012).

Z hlediska rozlišení dělíme artrózu na primární a sekundární. Etiologie OA je multifaktoriální. Dříve se upřednostňovala teorie výhradně mechanického opotřebení, jelikož jsou klouby určeny především k přenosu sil. Dnes odborníci zastávají teorii, že na vzniku a vývoji artrózy má, kromě mechanického opotřebení, podíl i biologické poškození (Gallo, 2014). Rychlost vzniku, její progrese a klinické projevy degenerativních změn jsou značně individuální. Pacienti s minimálním rentgenologickým (RTG) nálezem mohou mít výrazné obtíže, a naopak ti se závažným nálezem mohou být téměř bez obtíží. Neplatí tudíž přímá úměra mezi subjektivními pocity pacienta a objektivním nálezem zobrazovacích metod (Gallo et al., 2011; Gallo, 2014; Dungal et al., 2014). Vznik OA je považován za souhru mnoha faktorů. Rizikovými činiteli jsou zvyšující se věk, menopauza, obezita, sedavý způsob života s nedostatkem pravidelného pohybu, genetické predispozice, etnické a geografické vlivy (Dungal et al., 2014). Dalším jevem v etiopatogenezi GA je přetěžování kloubů. Nadměrná zátěž je dána obezitou jedince, vrcholovým sportem nebo fyzicky náročnou profesí. V zaměstnání kloubům nejvíce škodí vibrace, monotónní pohyby nebo dlouhé setrvávání v poloze na kolenou (Yucesoy, Charles, Baker, & Burchfiel, 2015). Rozlišujeme dvě situace, buď je fyziologický kloub namáhán nefyziologicky, nebo je fyziologicky namáhán patologicky změněný kloub (Gallo, 2011). Kloubní biomechanika je určena anatomickými a funkčními faktory (oslabený musculus (m.) quadriceps femoris). Morfologie femuru a tibie, jejich tvar, nevýhodné úhlové nastavení či rozdílná délka dolních končetin, může také předurčit riziko vzniku GA (Neogi et al., 2013). Je 2x pravděpodobnější, že se GA rozvine na kratší dolní končetině (Harvey et al., 2010).

U primární osteoartrózy, tzv. idiopatické, dochází k nadměrnému poškození chrupavky. Přesné příčiny nejsou známy, ale na vzniku se zřejmě podílí více faktorů. Progres onemocnění je dán genetickými faktory a přetěžováním kloubu. Primární OA vzniká spontánně, většinou kolem středního věku, přičemž ženy jsou postiženy více. Sekundární OA je výsledkem preartrotických stavů jako jsou vrozené a vývojové vady kloubu, artritidy, aseptická nekróza, extraartikulární osové deformity a poúrazové stavy (intraartikulární zlomeniny, poranění vazů a menisků, kloubní instabilita). Zhruba u 50 % lidí s poškozenými vazy či menisky se do 10-20 let po úrazu objeví artróza s přidruženou bolestí a funkčním postižením (Lohmander, Englund, Dahl, & Roos, 2007). Sekundární OA je častější než primární a vzniká nezávisle na věku, častěji u mužů (Dungl et al., 2014).

2.1.1. Klasifikace osteoartrózy

K hodnocení stupně rozvoje OA byla navržena Kellgrenova-Lawrencova radiografická klasifikace (Obrázek 1). Stupeň rozvoje OA je určován dle RTG snímku postiženého kloubu (Kohn et al., 2016). Míra poškození jednotlivých částí kloubu se hodnotí na základě charakteristických příznaků rozdělených do čtyř stádií:

- 1. stadium: ztenčení kloubní chrupavky a zúžení kloubní štěrbin. V počátečním stádiu dochází k biochemickým změnám. Nejmarkantnější změnou je úbytek proteoglykanů a změna jejich složení. Chondrocyty syntetizují kolagen typu I místo typu II, který má výhodnější mechanické vlastnosti pro kloubní chrupavku (Pavelka et al., 2012).
- 2. stadium: vlivem biochemických změn dochází k anatomickým změnám na chrupavce, která se stává náchylnější vůči mechanickým vlivům. Jsou patrné lehké nerovnosti kloubních ploch a subchondrální kost sklerotizuje. Na povrchu chrupavky se začínají objevovat fisury a postupně dochází ke ztrátě tkáně, což vede k dalšímu zúžení kloubní štěrbin (Sosna et al., 2001).
- 3. stadium: sklerotizace subchondrální kosti pokračuje za vzniku tzv. pseudocyst. Obranná reakce organismu se projevuje tvorbou marginálních osteofytů. Sekundární procesy jsou doprovázeny zánětlivou reakcí, která zasahuje do dalších částí kloubu (kloubní pouzdro, vazy) (Pavelka et al., 2012; Sosna et al., 2001).
- 4. stadium: osteonekrotické změny a kolapsy pseudocyst se projevují ve stabilitě kloubu a změnou kloubní osy. Anatomické změny jsou příčinou klinické

symptomatologie (Sosna et al., 2001). Dle Pavelky et al. (2012) jsou projevy bolesti v důsledku nocicepce z měkkých tkání kloubu (úpony svalů a vazů, synoviální membrány a subchondrální kost s periostem).



Obrázek 1. Stádia gonartrózy dle Kellgrena a Lawrence (Liao et al., 2017).

2.1.2 Klinický obraz

Příznaky artrózy jsou často epizodické a velmi variabilní co do intenzity i rychlosti jejich změny (Olejárová, 2010). Převládajícím příznakem GA je *bolest*. Pokud proces probíhá zpočátku jen na kloubní chrupavce, která není inervovaná, pacienti zpravidla nemívají bolesti. Ty se objevují až s propagací změn do okolních struktur. Původ bolesti není zcela jasný (Gallo, 2014). Za jeden z hlavních zdrojů nocicepce je považována synovie (Opavský, 2011). Na přenosu bolestivých vjemů se pravděpodobně podílejí nervová zakončení v kloubním pouzdru, zánětlivé mediátory vyvolávající podráždění burz a senzitivních vláken v synoviálním kloubním povrchu, dále podráždění periostálních nervových zakončení při intraoseální hyperemii a hypertenzi a při přítomnosti subchondrálních pseudocyst a mikrofraktur. Tyto mechanismy se mohou různou měrou uplatnit při jednotlivých typech osteoartritické bolesti, např. bolest při pohybu – změny v kloubním pouzdru a svalových úponech, bolest klidová – zánětlivé změny (Hořčíčka, 2004). Objevuje se také závislost bolesti na počasí, kdy se při snížení atmosférického tlaku obtíže u některých jedinců zhoršují (Gallo, 2014). Kloubní bolest pacienti popisují jako tupou, hlubokou bolest v oblasti postiženého kloubu bez ostrého ohraničení. U kolenních kloubů je charakteristická bolestivost v krajních polohách flexe a extenze, přičemž omezení do flexe je častější než do extenze. Zdroje

bolestivé signalizace jsou ze subchondrální kosti (edém, mikrofraktury), osteofytů (dráždění periostu), vazů, šlach (přetížení, zánět), úponů (zánět), kloubních pouzder (zánět, distenze), okolních svalů (spasmus) a synovialitis (zánět); (Creamer & Hochberg, 1997; Gallo et al., 2011; Dungal et al., 2014). Intenzita bolesti nemusí korelovat s rentgenologickým (RTG) nálezem. GA se v počátečních stádiích projevuje námahovou a startovací bolestí. Námahová bolest při dlouhotrvající zátěži se v klidu a při odlehčení kloubu snižuje. V pokročilejších stádiích GA mohou být bolesti klidové či noční, které jsou nejspíš způsobeny hyperémií a intraoseální hypertenzí v subchondrální kosti (Kirtley, 2006). Klidovou bolest udává téměř 50 % pacientů a 30 % pacientů popisuje noční bolest vyskytující se ve vyšších stádiích OA, která ovlivňuje spánek nemocného a negativně dopadá na jeho psychiku (Trnavský, 2002). Zdrojem bolesti mohou být všechny inervované tkáně kloubu. Zatímco chrupavka nemá nervová zakončení a není zdrojem bolesti, kost je inervována a jakákoli změna v ní se může bolestí projevit (Kříž, Čelko, & Buran, 2002). U gonartrózy začínají procesy na interkondylárních eminencích a postupují dále na mediální a laterální femorotibiální kloubní plochu nebo na femoropatelární skloubení (FPS) izolovaně. Při postižení FPS se OA projevuje bolestí lokalizovanou vpředu, která může vyzařovat mimo koleno při aktivitách jako je dřep, klek a zejména bolestivá je chůze ze schodů. Při postižení mediálního či laterálního kompartmentu se bolest šíří v jeho daném směru (Doherty & Doherty, 2000; Dungal et al., 2014).

Oslabení svalů, zejména m. vastus medialis, je počátečním indikátorem vznikající GA a je spojeno s jeho progresí (Dungal et al., 2014). V důsledku dysbalance svalů ovládajících kolenní kloub dochází k pocitu nejistoty a náhlému „podklesávání“ postiženého kloubu (Block & Shakoor 2010; Trnavský, 2002).

Kloubní nestabilita je často považována za preartrózu, obvykle na základě předchozího poškození předního zkříženého vazů a přidružených poranění kolemkloubních struktur (Dungal et al., 2014). Nestabilita vzniká díky změnám přenosu sil, které jsou způsobeny narušením výšky a povrchu chrupavky. Kloub se na kloubní nestabilitu adaptuje sklerotizací subchondrální kosti a tvorbou osteofytů, což jsou dva z hlavních ukazatelů GA na RTG snímcích (Gallo, 2014).

Dále GA doprovází *omezený rozsah pohybu* z důvodu remodelace kloubních plošek, vzniklých osteofytů a ztlustění kloubního pouzdra. Omezení rozsahu pohybu může přejít až k semiflekčnímu postavení a varózní nebo valgózní deformitě. Objevují

se drásoty, palpační bolestivost a zhrubění kloubních tvarů. V akutní zánětlivé fázi se mohou vyskytovat i projevy zánětu a výpotek (Sosna et al., 2001).

Častým projevem GA je pocit *ztuhlosti* kloubu. Největší odpor klade kloub na začátku pohybu. Ztuhlost spojená s tzv. startovací bolestí zejména ráno a po dlouhém období klidu, ustupuje po uvedení kloubu do pohybu (Trnavský, 2002). Ranní ztuhlost, či ztuhlost během dne po období nečinnosti, je na rozdíl od revmatoidní artritidy krátkodobá, obvykle nepřekračuje dobu 20-30 minut. Při výrazné progresi choroby se ale intervaly ztuhlosti prodlužují (Felson et al., 2000).

Při pohybu v kloubu jsou palpovatelné kloubní *drásoty* a někdy lze slyšet drásoty i na dálku (Creamer & Hochberg, 1997). Z dalších příznaků je to *otok* a *náplň* kloubu, častým nálezem je Bakerova pseudocysta v podkolení (Kolář et al., 2012).

2.1.3 Změny propiocepce

Propriopecí rozumíme povědomí o pohybu v kloubu (kinestézie) a o postavení kloubu v prostoru (statestézie). Kinestézie je důležitá pro rozpoznání rozsahu, směru, rytmu a síly pohybu bez využití zrakových nebo sluchových vjemů. S kvalitou aferentní informace souvisí také stereognózie a somatognózie, což je představa o vlastním těle (Kolář, Smržová, & Kobesová, 2011).

Mezi propioceptory se řadí Ruffiniho a Paciniho tělíška, svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíška. Extrémní pozici v kloubu zaznamenávají Ruffiniho kloubní tělíška a za kinestézii jsou zodpovědná Paciniho tělíška. Ostatní receptory jsou signalizují informaci o statestézii (Králíček, 2011).

Narušení neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly je jedním z klíčových faktorů vzniku léze měkkých struktur kolenního kloubu. Každé narušení měkkých struktur se ihned projeví v poruše propiocepce, což vede ke zhoršení kontroly dynamické stabilizace kloubu. Porušení propiocepce tedy může zahájit vznik degenerativních změn v kloubu a může vést k OA (Mayer & Smékal, 2004). Není však dosud objasněno, zda zhoršení propiocepce způsobuje vznik GA nebo zda degenerativní změny kloubu způsobují poruchu propiocepce (Knoop et al., 2011).

2.1.4 Konzervativní léčba gonartrózy, ortéza Unloader One®

Optimální léčba GA zahrnuje kombinaci nefarmakologické a farmakologické léčby. Pacientům je třeba poskytnout dostatek informací o režimových opatřeních a možnostech léčby. Důležité je, aby byl pacient motivovaný k aktivní spolupráci při léčbě (Olejárová, 2009; Trnavský, 2002; Zhang et al., 2008). Velkou pozornost je potřeba věnovat úpravě pohybového režimu a pohybové léčbě. Je prospěšné, pokud pacienta vyšetří fyzioterapeut opakovaně, zhodnotí jeho stav a provede instruktáž ke cvičení vzhledem k momentální kondici. Déle může doporučit vhodné kompenzační pomůcky (hůl, berle, ortézy, bandáže, vložky do bot atd.). Pohybovou aktivitu by měl provozovat každý pacient nezávisle na věku. Cvičení u GA lze rozdělit na dvě skupiny: a) aerobní cvičení, typu fitness, které zvyšuje celkovou aktivitu, zlepšuje celkový pocit zdraví, zlepšuje spánek a příznivě ovlivňuje další onemocnění, často provázející artrózu, jako je obezita, hypertenze, diabetes a chronické srdeční selhání; b) lokální neuromuskulární cvičení, zaměřené na udržení nebo zvýšení rozsahu pohybů v kloubech a posílení důležitých svalových partií. Optimální je kombinace domácího cvičení a pravidelného skupinového cvičení pod vedením zkušeného fyzioterapeuta (Pavelka, 2012). Nutné je vyloučení nadměrné zátěže kloubů, např. při těžké fyzické práci nebo vytrvalostním sportu. Obézní pacienti by se měli pokusit o redukci hmotnosti a udržovat ji na optimální úrovni. Redukce hmotnosti vede v klinických studiích u GA k úlevě od bolesti, zmírnění ztuhlosti a zlepšení funkce kolenního kloubu (Olejárová, 2009; Olejárová, 2010).

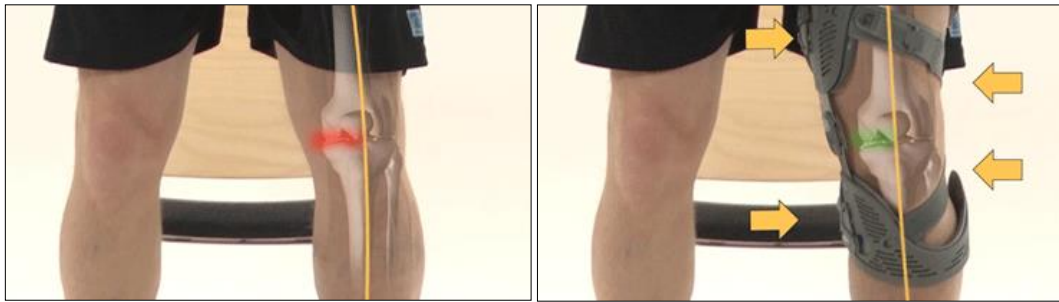
Mimo režimová opatření a pohybovou aktivitu spadají do konzervativní terapie ortotické pomůcky. Funkční kolenní ortézy jsou určeny pouze pro jednostranné postižení kloubu (mediální nebo laterální artróza). Pro maximální účinnost musí ortéza na kolenní kloub působit korekčně. Korekční účinek ortézy vyvolává odlehčení postižené části kolenního kloubu. V případě mediální artrózy ortéza způsobuje valgózní korekční moment a v případě laterální artrózy působí směrem do varozity. Princip trojbodové korekce oddaluje styčné plochy kloubu od sebe a snižuje přílišné zatížení postiženého kompartmentu kolenního kloubu (Krawczyk & Rosický, 2014; Wilson, Rankin, & Barnes, 2011).

Jedné ze zkoumaných skupin této disertační práce byla aplikována ortéza Unloader One® (Össur, Rejkjavík, Island). Ortéza Unloader One® (Obrázek 2) je dynamická funkční ortéza určena pro pacienty s mírnou až těžkou jednostrannou GA nebo

jednostranným poškozením kolene vyžadující odlehčení postiženého kompartmentu, např. degenerativní postižení chrupavky, avaskulární nekróza či léze menisků. Jedná se o individuálně zhotovenou, lehkou ortézu malých rozměrů. Cílem aplikace je úleva od bolesti, zlepšení kvality života, zvýšení aktivity uživatele, oddálení chirurgického zákroku a snížení množství užívaných léků. Díky flexibilní konstrukci a optimalizovaným rozměrům kolenní kloubové dlahy se ortéza přizpůsobí anatomickému tvaru končetiny a lze ji nosit pod oděvem. Ortéza se skládá ze dvou lehkých semirigidních objímek (stehenní a bércevé) a dvou dynamických silových popruhů (Dynamic Force Straps). Popruhy lze i přes oděv utáhnout pomocí nastavitelného systému SmartDosing. Objímky jsou pokryty prodyšnou silikonovou výstelkou, čímž zvyšují komfort nošení a omezují možnost posunu ortézy na končetině. Dynamické silové popruhy působí při došlapu, kdy je jejich prostřednictvím koleno je tlačeno do varózního nebo valgózního postavení (Obrázek 3), postižená oblast je odlehčena a v průběhu zatížení končetiny dochází k úlevě od bolesti (Össur, 2013). Podle Briggs, Matheny a Steadman (2012) jsou prokazatelné výsledky u pacientů, kteří používali ortézu v období šesti měsíců. Uživatelé uvedli sníženou míru subjektivně vnímané bolesti, zlepšení funkce a tím i kvality života. Zároveň došlo ke snížení množství užívaných léků proti bolesti o 25 %.



Obrázek 2. Ortéza Unloader One® (Össur, 2013).



Obrázek 3. Mechanismus systém působení ortézy Unloader One® (Össur, 2013).

Léčba farmaky doplňuje ostatní metody terapie. Medikamenty pro léčbu OA dělíme na skupinu rychle působících léků, kam řadíme slabší analgetika a silnější nesteroidní antirevmatika (NSA). Další skupinou jsou pomalu působící léky, tzv. SYSADOA (symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis) a kortikosteroidy (Svobodová, 2010). Pacientům se doporučují chondroprotektiva, která obsahují glukosamin sulfát, chondroitin sulfát a kyselinu hyaluronovou (Kolář et al., 2012). Trnavský a Rybka (2006) uvádějí jako jednu z možností farmakologické terapie aplikaci kyseliny hyaluronové, která má za cíl zlepšit viskozitu synoviální tekutiny a působí i protizánětlivě. Výsledky zjištěné ve studii Delbarre, Amor, Bardoulat, Tetafort, a Pelletier-Fleury (2017) podporují účinnost injekční aplikace kyseliny hyaluronové pro oddálení totální náhrady kolenního kloubu.

V Tabulce 1 a 2 jsou uvedena doporučení pro léčbu OA společností Osteoarthritis and Research Society International (OARSI) a European League Against Rheumatism (EULAR).

Tabulka 1

Doporučení OARSI pro léčbu koxartrózy a gonartrózy (Olejárová, 2010)

Nefarmakologická opatření
1. Kombinace nefarmakologické léčby a farmakoterapie
2. Edukace pacienta, úprava životosprávy
3. Pravidelné telefonické kontroly
4. Vyšetření fyzioterapeutem a instruktáž ke cvičení
5. Pravidelné cvičení (aerobik, posilování svalstva, zvyšování rozsahu hybnosti, cvičení ve vodě)
6. Redukce hmotnosti u obézních
7. Opěrné pomůcky (hole, berle)
8. Ortézy pro lehké a středně závažné instability kolenního kloubu
9. Zdravotní obuv a ortopedické vložky

10. Aplikace tepla
11. Transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS)
12. Akupunktura
Farmakoterapie
13. Paracetamol
14. Nesteroidní antirevmatika (neselektivní a selektivní inhibitory cyklooxygenázy 2 (COX-2))
15. Lokální NSA a kapsaicin (gonartróza)
16. Intra-artikulární injekce kortikosteroidů (gonartróza)
17. Intra-artikulární injekce kyseliny hyaluronové
18. Glukosamin a chondroitin sulfát pro úlevu od bolesti
19. Glukosamin sulfát, chondroitin sulfát a diacerein – pravděpodobný strukturální efekt
20. Slabé a středně silné opioidy (terapie refrakterní bolesti)
Chirurgická léčba
21. Totální kloubní náhrady (TEP)
22. Unikompartmentální kloubní náhrady
23. Osteotomie a preventivní chirurgické výkony na kloubech
24. Kloubní laváž a artroskopické ošetření (debridement) u gonartrózy
25. Déza kloubu (záchranný výkon při selhání kloubní náhrady)

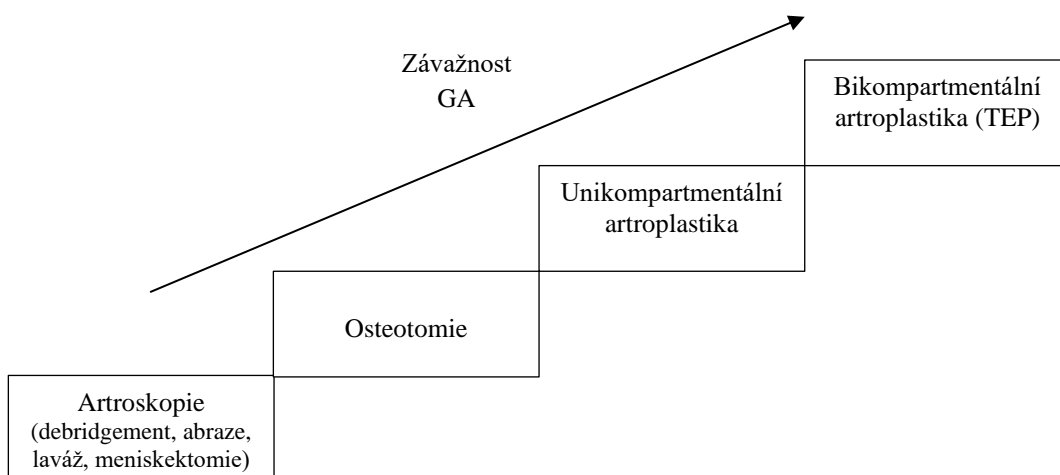
Tabulka 2

Doporučení EULAR pro léčbu symptomatické gonartrózy (Olejárová, 2010)

1. Komplexní terapie (nefarmakologická i farmakologická opatření).
2. Individuální přístup (stupeň a tíže postižení, rizikové faktory, komorbidita, souběžná farmakoterapie).
3. Nefarmakologická opatření (edukace, pravidelné cvičení, ortopedické pomůcky, redukce hmotnosti).
4. Paracetamol je analgetikum první volby i pro dlouhodobou léčbu.
5. Lokální terapie NSA.
6. Systémová NSA by měla být indikována jen u intolerance nebo nedostatečné reakce na paracetamol. U zvýšeného gastrointestinálního rizika je třeba podávat neselektivní NSA s gastroprotektivními léky nebo podávat COX-2 specifické inhibitory.
7. Opioidní analgetika (alternativa NSA při kontraindikaci, neúčinnosti, intoleranci).
8. Pomalu působící léky osteoartrózy (SYSADOA – glukosamin sulfát, chondroitin sulfát, diacerein, kyselina hyaluronová, ASU) jsou u gonartrózy účinné a mají pravděpodobně i strukturální efekt.
9. Intraartikulární depotní kortikosteroidy (při vzplanutí bolesti nebo při přítomnosti výpotku).
10. Chirurgická léčba – totální kloubní náhrady by měly být indikovány u pacientů s RTG známkami OA, kteří mají refrakterní bolest a špatnou funkci.

2.1.5 Chirurgická léčba gonartrózy

V případě nedostatečného efektu konzervativní léčby se lékaři uchylují k léčbě chirurgické (Obrázek 4). Gallo et al. (2011) rozděluje operační léčbu na operace adjuvantní, ošetřující kloubní povrch, ovlivňující biomechaniku kloubu a odstraňující poškozený kloub.



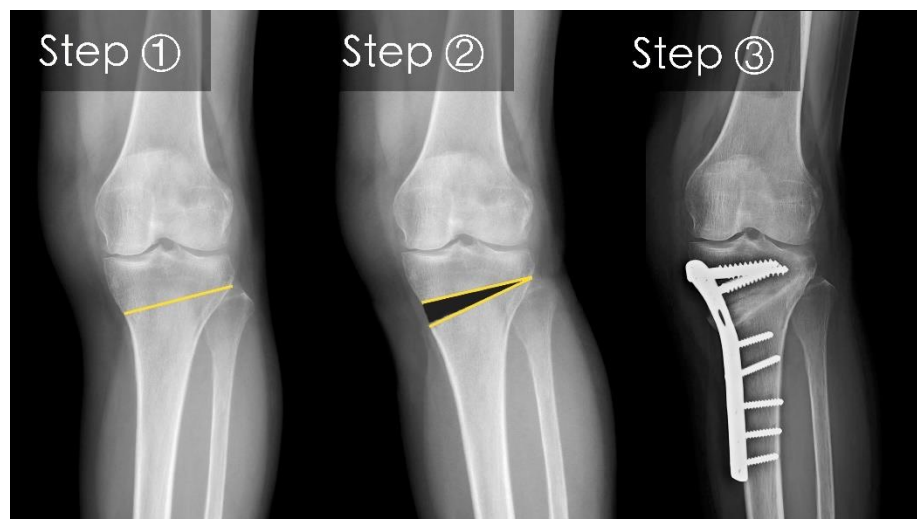
Obrázek 4. Chirurgická léčba GA dle Lohmandera (upraveno dle Pavelka, 2012).

Při *adjuvantních operacích* je zásah na kloubním povrchu minimální a neovlivňuje přirozenou historii artrózy ani konfiguraci kloubu. Patří sem artroskopické vypláchnutí (laváž) a vyčištění kloubu (debridement) a ošetření přidružených afekcí (poranění menisku, snesení osteofytů aj.); (Gallo et al., 2011).

U *operací ošetřujících kloubní povrch* je snahou obnovit mechanicky a biologicky kompetentní kloubní povrch. Výsledkem je defekt zhojený fibrózní chrupavkou nebo defekt zakrytý hyalinní chrupavkou. Tímto způsobem se neléčí rozvinuté artrózy, ale především chondropatie (Gallo et al., 2011). Role artroskopie je však kontroverzní, např. Moseley et al. (2002) ve své studii neshledali žádné benefity oproti laváži. Ke stejnému výsledku došli i Siparsky et al. (2007) a většina dalších objektivních studií, kdy efekt artroskopie u nekomplikované artrózy nepřevyšuje efekt placebo (Olejárová, 2010; Rönn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

Operace ovlivňující biomechaniku kloubu jsou výkony měnící způsob přenosu zátěže v postiženém kloubu (změnu místa, směru či velikosti zátěžové plochy). V oblasti kolenního kloubu se používají tzv. valgizační či varizační osteotomie (OT) vyrovnávající patologickou osu u deformit genu varum/valgum tím, že se protne kost a kostní klíny

se poté sestaví do žádoucího postavení (Obrázek 5). K fixaci se nejčastěji používá skoba nebo žlábková dlahy s tahovým šroubem (Gallo et al., 2011; Waciakowski, Urban, & Karpaš, 2011). Cílem je „vypodložit“ postižený kompartment a přenést zatížení z postižené oblasti lehkou korekcí osy, aby došlo ke snížení bolesti, ke zpomalení degeneračního procesu a prodloužení životnosti kloubu (Gallo, 2014; Rönn et al., 2011). Valgizační klínovitá OT je operačním zákrokem pro léčbu OA mediálního kompartmentu kolene při varózním postavení dolní končetiny. Provádí se buď klínovitá OT ze strany laterální, tedy closing wedge high tibial osteotomy (CW HTO) nebo častěji používaný přístup z mediální strany, opening wedge high tibial osteotomy (OW HTO). Rozdíl mezi oběma operačními přístupy spočívá v tom, že u OW HTO není potřeba provádět současnou OT fibuly, a také je zde nižší riziko poranění nervů. Možnou komplikací u CW HTO je peroneální paréza, která vzniká poškozením peroneálního nervu, který tudy prochází (Deie et al., 2014). Při varizační OT se posouvá mechanická osa dolní končetiny z laterální strany na mediální tak, aby protínala kloubní štěrbinu uprostřed tibiálního plata. Korekce se provádí většinou pomocí suprakondylické OT femuru a pouze ve vybraných případech mediální vysokou OT (Dungl et al., 2014). Tato metoda se využívá především u mladších jedinců, kdy věk nad 60-65 let je relativní kontraindikací, stejně jako stabilita vazů, rozsah pohybu v koleni či obezita (Gallo, 2014; Ronn et al., 2011).



Obrázek 5. Proces osteotomie tibie (<https://imsc.vghtpe.gov.tw/treatment/post/104>).

Mezi operace odstraňující poškozený kloub řadíme artrodézu a implantaci umělé kloubní náhrady, jinak také totální endoprotéza či artroplastika. Při artrodéze se resekují artikulující plochy kosti a kost sroste. Srůst je umožněn šrouby, hřebíky, dlahou, zevním

fixátorem aj. Nevýhodou je přetěžování ostatních kloubů, narušení pohybových stereotypů, nestejná délka končetin či omezení vyplývající ze ztužení kloubu. Proto se dnes této metody využívá v omezené míře (Gallo et al., 2011).

Implantace umělé kloubní náhrady (Obrázek 6) je u pokročilých kloubních artróz nejúčinnější způsob léčby. Totální náhrady kolenního kloubu se začaly vyvíjet ve 40. letech minulého století, ale až v roce 1970 byl představen a implantován první moderní prototyp endoprotézy (Dungl et. al., 2014). Předpokládá se, že do roku 2030 vzroste číslo provedených TEP kolenního kloubu o 673 % (Gallo, Gibon, & Goodman, 2017). Při operaci se nahradí odstraněné artrotické kloubní plochy endoprotézou vyrobenou z moderních biomateriálů, které jsou kompatibilní s lidským organismem a jsou odolné vůči otěru. Náhrady mohou být cementované, kde je endoprotéza fixována ke kosti kostním cementem (polymethylmetakrylát), nebo jsou náhrady opatřeny biologicky aktivním povrchem, do kterého kost sama zaroste, tzv. osteointegrace u necementovaných implantátů. Kostní cement zajistí pevnou a dlouhodobou fixaci ke kostnímu lůžku. Výhodami jsou nižší krevní ztráty (uzavření spongiózní kosti), možnost dřívější zátěže operovaného kloubu a pevné a spolehlivé uchycení. Nevýhodou je pak uvolnění zbytků cementu do organismu a dočasné zvýšení náchylnosti kosti k infekcím kvůli zhoršení obranyschopnosti. Povrchová úprava necementovaných náhrad umožňuje uchycení bez kostního cementu. Povrch je porézní, tudíž při přesném usazení implantátu na kostní lůžko je zajištěn dobrý srůst kosti s implantátem. Nevýhody spočívají v náročnosti finanční a v náročnosti provedení, větší krevní ztrátě, nutnosti delší doby odlehčení operované končetiny, kvůli prorůstání kosti do implantátu a delší rehabilitaci. Na druhou stranu je výhodou delší životnost náhrady, snížená náchylnost k infekci a snazší případná reoperace (Sosna et al., 2005; Trnavský & Rybka, 2006). Pokud se spojí cementová komponenta s necementovou, označuje se náhrada jako hybridní endoprotéza. Při operaci jsou menisky a převážná část kloubního pouzdra odstraňovány. Z vazivových struktur jsou zachovány a oba postranní vazy, neboť jsou důležitou složkou zajišťující stabilitu ve frontální rovině. Po implantaci je nezbytná rehabilitace a dodržování režimových opatření (odlehčení končetiny, edukace o životě s TEP). U TEP kolene může docházet ke komplikacím, a to především k odloučení endoprotézy (tzn. aseptické uvolnění implantátu), infekci, luxaci kloubu či periprotetické fraktuře. Při komplikacích je většinou nutná reoperace (Gallo et al., 2011).



Obrázek 6. Totální endoprotéza kolenního kloubu (<https://nandana.cz/osteoartroza/>).

2.2 CHŮZE

Lidskou chůzi lze vnímat jako vrchol lokomoce, která se postupným dozríváním centrálního nervového systému stává automatickou součástí života. Lokomocí rozumíme pohyb z místa na místo zahrnující zahájení a ukončení pohybu, změnu směru a rychlosti pohybu (Rose & Gamble, 2006). Kromě lokomoční funkce má chůze význam i v psychosociální oblasti, neboť usnadňuje participaci na společenském životě (Neumannová et al., 2015; Véle, 2006). Nemůže-li člověk chůzi vykonávat v odpovídajícím rozsahu (nemoc, zranění, stáří atd.) dochází k narušení realizace běžných denních aktivit a ke snížení kvality života. Možnost provádět chůzi i v pozdních stádiích života má pozitivní vliv i na jeho délku (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Véle, 2006).

Definice chůze se liší dle autorů. Perry a Burnfield (2010) popisují chůzi jako přirozený pohybový projev člověka, který lze považovat za nejjednodušší způsob k přemísťování se z jednoho místa na druhé. Jako základní lokomoční stereotyp, který je vystavěn na fylogeneticky uložených principech je popsána chůze dle Koláře et al. (2012). Cunado, Nixon a Carter (1997) přirovnávají chůzi k otisku prstu. Chůze je podle nich natolik individuální, že zhodnocením rozličných parametrů chůze lze diagnostikovat poruchu neuromotorického systému. Vařeka a Vařeková (2009) definují bipedální chůzi jako základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Dále uvádí, že chůze

má tři hlavní části, mezi které patří zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Enoka (2008) vnímá chůzi jako „řízený pád“, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou, na druhostrannou dolní končetinu.

Chůze je charakteristická pro každého jedince, její provedení je vysoce variabilní a může být ovlivněno mnoha faktory. Rozdíly v provedení chůze záleží na zdravotním a psychickém stavu jedince, vnějších podmínkách, antropometrických a biomechanických parametrech člověka. Charakteristiky chůze se mění s věkem jedince, obecně je však pro její provedení nutné splnění dvou požadavků, a to schopnosti cyklického pohybu a udržení posturální stability. S vývojem se zmenšuje opěrná báze, dochází k napřímení, vzpřímení, vertikalizaci a člověk je postupně schopen bipedální lokomoce. Ta je poměrně labilní (těžiště je vysoko, opěrná báze je úzká a při švihové fázi je průmět těžiště mimo opěrnou bázi), ale umožňuje současné využití horních končetin. Aby byl jedinec schopen chůze, musí zapojit klouby a svaly dolních končetin, horních končetin a páteře v komplexním pohybovém vzorci. Neméně důležité je řízení pohybu, které je za provedení pohybu těla zodpovědné. Proto u dítěte mluvíme o chůzi až tehdy, má-li vytvořenu kontrolu nad jednotlivými segmenty svého těla a je schopno udržet dynamickou rovnováhu. Taktéž s vyšším věkem se mění charakter chůze. Dochází k opětovnému rozšíření opěrné báze, zkrácení kroku, poruchám stability a dynamiky chůze, vychýlení trupu směrem vpřed nebo omezení protisměrného pohybu paží (Janura, 2014; Měkota & Cuberek, 2007; Perry & Burnfield, 2010).

Pro uskutečnění bipedální lokomoce je dle Whittle (2007) nezbytné udržení vzpřímené a stabilní postury, zajištění koordinovaného a plynulého kontaktu opěrné končetiny s podložkou a generování dostatečného množství energie organismem pro pohyb končetin a trupu vpřed. Shumway-Cook a Woolacott (2001) popisují další požadavky pro konání lokomoce, a to schopnost reakce na změnu zevního prostředí či schopnost začít a ukončit lokomoční děj.

2.2.1 Ontogeneze chůze

V ontogenetickém vývoji lze sledovat milníky, které jsou determinující pro celkový motorický obraz jedince, tedy i pro chůzi. Je to však velmi individuální proces, který vyzrává různou rychlostí a do různé podoby (Kermoian, Johanson, Butler, & Skinner, 2006). Snahu o lokomoci projevuje dítě již ve třetím trimenonu, tzn. v 7.-9. měsíci věku (Skaličková-Kováčiková, 2017). Nejdříve v poloze na břiše skrze plazení a plížení,

následuje lezení po čtyřech, postupná vertikalizace a v konečné fázi je schopno samostatné bipedální lokomoce (Kolář et al., 2012). V počátečním období je chůze charakteristická rozšířenou bází a extenčním postavením v kolenních kloubech. Ve druhém roce života dochází ke kontaktu nohy přes patu a postupně se uvolňuje extenční postavení kolenních kloubů ve fázi mezistojie. Stále nedochází ke konstantnímu odvíjení palce při odrazu a samotná chůze je doprovázena kývavými pohyby paží. Ve třech letech je dítě schopno běhu, střídavé chůze do schodů a o rok později i ze schodů. Délka, výška a šířka kroku je poměrně rovnoměrná a palec se při odrazu odvíjí od podložky. Se zlepšující se stabilitou dítěte se chůze postupně vyvíjí do podoby konečného dospělého vzoru, nicméně zvýšené energetické nároky přetrvávají až do 12. roku života (Gage, 1991; Kolář et al., 2012).

2.2.2 Mechanismy řízení chůze

Véle (2006) popisuje řízení lidské motoriky jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamyšleného cíle. Řízení motoriky je dáno geneticky, učením se a zkušenostmi získanými v průběhu života. Véle (2006) a Trojan (2003) dělí řízení motoriky na čtyři úrovně: autonomní, spinální, subkortikální a kortikální.

Autonomní úroveň udržuje základní životní funkce a ovlivňuje autonomní funkce vnitřních orgánů. Spinální úroveň je nejnižším reflexním motorickým ústředím a je zodpovědná za řízení svalového tonu na základě informací z proprioreceptorů a exteroceptorů. Pro udržování rovnováhy a vzpřímený stoj má velký význam reciproční inhibice, která probíhá také na spinální úrovni a je základem pro střídání flexe a extenze končetin. Subkortikální úroveň slouží k přednastavení úrovně logistiky, excitability motoneuronů, výchozí postury a vyhlazuje hrubé funkce spinálních servomechanismů. Během pohybu udržuje orientovanou polohu v gravitačním poli, automatizuje opakované pohyby a zajišťuje utváření náhradních pohybových schémat při nocicepci. Kortikální úroveň řídí volní ideokinetickou motoriku, tudíž realizaci představy pomocí pohybového systému.

Chůze je výsledkem složitých interakcí mezi centrálním nervovým systémem a zpětnovazebnými mechanismy. Zpětná vazba pochází ze svalů, kloubů, z kůže a ze smyslových čidel (zrak, sluch a vestibulární systém), které dynamicky přizpůsobují pohybové vzorce k danému prostředí (Belda-Lois et al., 2011). Lokomoci provází automaticky řízené pohybové procesy, které zodpovídají za mimovolní řízení tonu

a rytmické pohyby končetin (Takakusaki, 2013). Rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin je výsledkem spouštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity. Tento vzorec označujeme jako centrální motorický program. Samotný program je zakódován v paměti neurální sítě, již nazýváme generátorem vzorce pohybu neboli central pattern generators (Králíček, 2011).

Generátor vzorce lokomočního pohybu se nachází ve spinální míše pro každou končetinu samostatně. Můžeme si ho představit jako neuronové shluky. Je spouštěn signálem vycházejícím z oblasti retikulární formace středního mozku, tzv. mesencefalické lokomoční oblasti. Zmíněné shluky generují rytmickou neurální aktivitu, jež je přes alfa-motoneurony transformována v rytmickou aktivitu svalů (Latash, 2008). Kromě spouštění lokomočního vzorce je toto centrum zodpovědné i za charakter chůze a běhu. Chůze patří mezi činnosti, které nevyžadují vědomou kontrolu a probíhají bez činnosti mozkové kůry (Králíček, 2011).

2.2.3 Krokový cyklus

Chůze se skládá z několika fází, které se cyklicky opakují. Základní jednotkou chůze je krokový cyklus neboli dvojkrok. Krokový cyklus začíná kontaktem paty (heel strike, initial contact) a končí kontaktem paty té samé končetiny s povrchem. Avšak v abnormálním krokovém cyklu nemusí přijít do kontaktu s podložkou pata jako první, např. vlivem svalových kontraktur, deformit dolních končetin nebo neurologických onemocnění periferního i centrálního původu (Gage, 1991; Gross, Fetto, & Rosen, 2005; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Z analytického hlediska lze krokový cyklus definovat jako interval mezi dvěma stále se opakujícími jevy během chůze (Perry & Burnfield, 2010).

2.2.3.1 Fáze krokového cyklu

Krokový cyklus je tvořen dvěma základními fázemi – stojnou a švihovou. Parametry krokového cyklu jsou často vyjádřené v procentech. Při průměrné rychlosti chůze 80 m/min je poměr stojné (stance) a švihové (swing) fáze přibližně 60:40. Se zvyšující se rychlostí chůze dochází k prodloužení švihové a ke zkrácení stojné fáze (Gage, 1991).

Stojná fáze představuje část dvojkroku, při které je chodidlo v kontaktu s podložkou a dochází k přenosu hmotnosti těla (uzavřený kinematický řetězec). Švihová končetina se pohybuje nad podložkou a vykonává pohyb v otevřeném kinematickém řetězci

(Ciannini, 1994; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999; Whittle, 2007). Dvakrát během krokového cyklu nastává fáze dvojí opory, při čemž každá z nich trvá asi 10 % celkové doby cyklu (Neumannová et al., 2015).

Existuje několik dělení krokového cyklu na jednotlivé fáze, které se liší dle autorů. V naší práci jsme využili první z níže uvedených členění, tzn. dle Perry a Burnfield (Obrázek 7).

❖ Perry & Burnfield (2010):

Stojná fáze:

- počáteční kontakt (initial contact, 0-2 %),
- stádium postupného zatěžování (loading response, 2-12 %),
- mezistoj (midstance, 12-31 %),
- koncový stoj (terminal stance, 31-50 %),
- předšvih (pre-swing, 50-60 %).

Švihová fáze:

- počáteční švih (initial swing, 60-70 %),
- mezišvih (midswing, 70-85 %),
- koncový švih (terminal swing, 85-100 %).

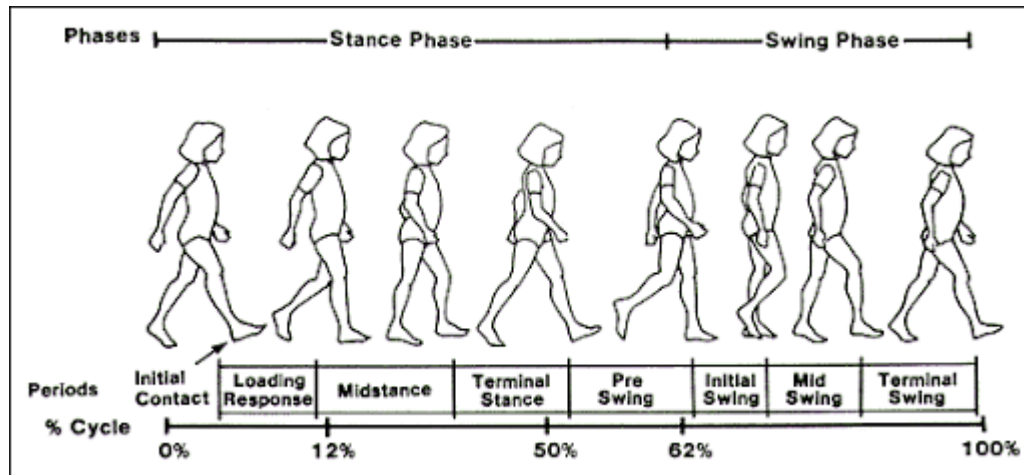
❖ Vaughan (1992):

- kontakt paty (heel strike),
- plný kontakt chodidla (foot flat),
- mezistoj (midstance),
- odvinutí paty (heel off),
- odraz palce (toe off),
- zrychlení pohybu končetiny (acceleration),
- mezišvih (midswing),
- zpomalení pohybu končetiny (deceleration).

❖ Whittle (2007):

- počáteční kontakt (initial contact),
- odvinutí palce opačné DK (opposite toe off),
- odvíjení paty (heel rise),
- počáteční kontakt opačné DK (opposite initial contact),

- odvinutí palce (toe off),
- míjení chodidel (feet adjacent),
- fáze vertikálního postavení tibie (tibia vertical).



Obrázek 7. Dělení krokového cyklu dle Perry (in Vaughan et al., 1992).

Stojná fáze

Počáteční kontakt – Initial contact/heel strike

Fáze počátečního kontaktu je krátce trvající děj zahajující stojnou fází. Kontakt s podložkou se zpravidla uskutečňuje kontaktem paty, která se stává středem otáčení (Perry & Burnfield, 2010). Úlohou této fáze je absorpce nárazu a nastavení všech segmentů dolní končetiny k přenosu hmotnosti, udržení stability a zachování dopředné hybnosti (Janura, 2014). Během počátečního kontaktu je hlezenní kloub v mírné dorzální flexi či v neutrálním postavení. Díky pronaci zánoží v subtalárním kloubu dochází k supinaci předonoží v transversotarzálním kloubu, což umožňuje maximální přizpůsobivost nerovnému povrchu, ovšem se zvýšením nároků na udržení stability. Kolenní kloub je těsně před počátečním kontaktem v maximální extenzi, při kontaktu paty s podložkou dochází k mírné flexi (2° - 5° flexe) sloužící k absorpci nárazů. Kyčelní kloub je ve flexi 20° - 30° . Po kontaktu paty s podložkou dochází k maximální homolaterální rotaci pánve (5° dopředu na stranu zatěžované dolní končetiny) a maximální rotaci horní části trupu kontralaterální strany, od které se odvíjí souhyby horních končetin (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009). Druhostranná dolní končetina je na počátku předšvihové fáze (Perry & Burnfield, 2010). Svaly svou koordinovanou aktivitou umožňují plynulý pohyb a stabilizaci kloubů, zatímco je současně „zpomalována“ setrvačnost těla. Uplatňují

se především extenzory kyčelního kloubu, které řídí flekční moment vznikající reakční silou podložky. Ischiocrurální svaly excentricky brzdí hyperextenzi kolenního kloubu, regulují flekční moment těla a kyčelního kloubu (Gage, 1991; Rose & Gamble, 2006).

Postupné zatěžování – Loading response/foot flat

Fáze postupného zatěžování je doba mezi počátečním kontaktem a odrazem palce kontralaterální dolní končetiny, jedná se o fázi dvojí opory a trvá asi 10 % krokového cyklu. Hlavním cílem tohoto období je adaptace na rostoucí zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla (Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009). V průběhu postupného zatěžování narůstá svalová aktivita, která zajišťuje opěrnou funkci dolní končetiny. Prostřednictvím zvýšené aktivity svalů dochází ke stabilizaci kloubů dolní končetiny, což minimalizuje kompresní nároky na kloubní struktury. Chodidlo se postupně dostává do plného kontaktu s podložkou. V Chopartově kloubu probíhá relativní supinace kolem longitudinální osy, k níž přispívají svaly brzdící pasivní plantární flexi. Chopartův kloub je maximálně volný, což umožňuje optimální přizpůsobení plošky povrchu podložky. V hlezenním kloubu dochází k pohybu bérce a nohy kolem fixované patní kosti (tzv. první zhoupnutí nebo pivot paty). Pomocným mechanismem absorpce působících sil je flexe v kolenním kloubu (10-15°). Koncentrická aktivita ischiokrurálních svalů zajišťuje flexi a excentrická kontrakce m. quadriceps femoris ji kontroluje. Na této aktivitě se nepřímo podílí i m. tibialis, který mj. zpomaluje kontakt chodidla a posouvá tibií vůči femuru ventrálně. Velikost flexe v kyčli se zmenšuje. Na kyčelní kloub působí m. gluteus maximus, který svou koncentrickou aktivitou přispívá ke zrychlení pohybu těla vpřed a prostřednictvím tractus iliotibialis zajišťuje extenzi v kolenním kloubu. Excentrické působení m. gluteus medius zajišťuje stabilitu pánve ve frontální rovině, čímž minimalizuje kontralaterální pokles pánve. M. adductor magnus se podílí na vnitřní rotaci pánve na straně stejné končetiny. Trup se pohybuje laterálně nad stejnou končetinu, kontralaterální horní končetina se vrací z maximální flexe a homolaterální z maximální extenze v ramenních kloubech (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Mezistoj – Midstance

Mezistoj začíná v okamžiku, kdy dojde k odrazu kontralaterálního palce a končí zdvihem stejnostranné paty a přenesením hmotnosti těla na předonoží (Perry & Burnfield, 2010). Pro člověka je to nejvíce labilní část (Trew, 1997). Cílem této fáze je stabilizace

kolene a udržení těžiště nad opěrnou bází. Zhoupnutí v hlezenním kloubu je rozhodující pro provedení pohybu, umožňuje posun DK přes zafixované chodidlo. Středem otáčení je střed hlezenního kloubu. Pro přenos zatížení je nezbytná pevná páka, která vzniká uzamknutím Chopartova kloubu (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010). Subtalární kloub je v supinaci, zatížení se přesouvá na laterální stranu chodidla, patní kost je v odlehčení a ve varozitě díky aktivitě m. soleus. Kontrakce m. triceps surae je zásadní pro stabilizaci tibie při tzv. druhém zhoupnutí a zpomalení dorzální flexe, která je důležitá pro plynulé dokončení pohybu. Během této fáze je při fyziologické chůzi celá ploska nohy v kontaktu s podložkou. Flektovaný kolenní kloub je stabilizován koncentrickou kontrakcí m. vastus medialis a m. vastus lateralis, v této fázi má kolenní kloub funkci tlumiče či pružiny. Kyčelní kloub se dostává z flexe 20° do neutrální pozice. Zmenšuje se aktivita extenzorů kyčle a k dalšímu extenčnímu pohybu dochází díky setrvačným a tíhovým silám. Vnitřní rotátory kyčle pokračují ve stabilizaci pánve ve frontální rovině. Při fyziologické chůzi dochází k poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny asi o 5°. Pánev rotuje zpět do neutrální pozice, také horní končetiny a trup se postupně vrací do střední pozice (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Konečný stoj – Terminal Stance/Heel off

Konečný stoj je zahájen zdvihem paty a pokračuje do okamžiku dotyku paty druhostranné končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Šimčík, Porada et al., 2008). Těžiště těla se posouvá dopředu před stojné chodidlo. Pohybem trupu vpřed vzniká moment síly způsobující dorzální flexi v kotníku. Vektor reakční síly podložky se posouvá k hlavičkám metatarzů, čímž se zvyšuje nárok na aktivitu plantárních flexorů ještě před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny. Osa otáčení se přesouvá na přední část nohy. Trup se snižuje z nejvyššího bodu, kde se nacházel ve fázi mezistoje (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009). Dopředný pohyb tibie je zpomalován excentrickou kontrakcí plantárních flexorů udržujících hlezenní kloub v mírné 10° dorziflexi. Během konečného stoje roste aktivita m. soleus za současné inverze v subtalárním kloubu, díky níž je zajištěna stabilita nohy uzamčením Chopartova kloubu. M. flexor hallucis longus stabilizuje I. metatarzofalangeální kloub a zlepšuje oporu palce, plantární fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží. Díky koncentrické aktivitě plantárních flexorů hlezenního kloubu dochází k elevaci paty, a tím k posunu vektoru reakční síly před kolenní kloub. Po elevaci

paty jsou v opoře jen metatarzofalangeální klouby, které tvoří tzv. metatarzální zlom. V kolenním kloubu se zvětšuje flexe, dochází k zevní rotaci dolní končetiny, zánoží se dostává do větší supinace, neustále je nutná aktivita stabilizátorů kyčle a stabilizace pánve pomocí aktivity abduktorů kyčelního kloubu. Akcelerace pohybu je z více jak z 80 % zajištěna silou m. triceps surae. Pro brždění extenze v kyčelním kloubu je důležitá především excentrická kontrakce m. iliopsoas. M. gastrocnemius zabraňuje hyperextenzi v koleni a umožňuje zahájení následné flexe. Kyčelní kloub je asi v 20° extenzi, kolenní kloub v neutrální pozici nebo 5° flexi, hlezenní kloub v 10° plantární flexi. Pánev je v antevertzi a v 5° rotaci vzad, kontrarotace horní části trupu se zvětšuje (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Předšvih – Pre-swing

Tuto konečnou část stojné fáze lze označit jako fázi druhé dvojí opory. Začíná iniciálním kontaktem kontralaterální končetiny a končí odvinutím palce na ipsilaterální straně. Hmotnost těla je přenášena na kontralaterální stranu a dolní končetina se uvolňuje pro fázický pohyb. Vektor reakční síly podložky se posouvá za kolenní kloub a společně s kontrakcí m. triceps surae umožňuje flexi v kolenním kloubu (35° – 40°), která pomáhá odrazu palce a dopřednému pohybu končetiny (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Subtalární kloub je v supinaci, Chopartův kloub je v relativní pronaci a hlezenní kloub je v maximální plantární flexi. Po odlehčení odrazové končetiny dochází k poklesu aktivity plantárních flexorů. Při přenosu hmotnosti na kontralaterální končetinu dochází k abdukci v kyčli na homolaterální straně, která je bržděna aktivitou m. adductor longus. Excentrická aktivace m. rectus femoris ovlivňuje setrvačnost bérce, kontroluje a limituje flexi a rychlost pohybu v kolenním kloubu, zatímco koncentrická aktivita dopomáhá flexi v kyčli. Dochází k zešikmení a rotaci pánve, zvětšení flexe v kolenním kloubu a kyčelní kloub se dostává z extenze do neutrálního postavení. (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Švihová fáze

Počáteční švih – Initial Swing

Tento interval krokového cyklu zaujímá jednu třetinu švihové fáze. Chodidlo je vedeno nad podložkou, pokračuje dopředný pohyb homolaterální dolní končetiny, zvětšuje se flexe v kyčelním a kolenním kloubu. Je-li omezený některý z těchto pohybů,

jsou uplatňovány kompenzační mechanismy jako nadměrný pohyb trupu, rotace pánve, nadměrná flexe v koleni aj. (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). V hlezenním kloubu dochází po ukončení opory nohy k maximální plantární flexi. Koncentrická kontrakce m. tibialis anterior a m. flexor hallucis longus následně zvedá chodidlo do neutrální pozice. M. tibialis anterior se zároveň podílí na supinačním postavení hlezenního kloubu (Adams & Perry, 2006). Při fyziologické chůzi je pohyb do flexe a extenze kolene během švihů pasivní, tzv. kyvadlový pohyb. Zrychlení dolní končetiny udávají flexory kyčle uplatňující se na počátku švihové fáze (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009). V kyčelním kloubu dochází zhruba k 20° flexi a pohybu femuru vpřed. Na tomto mechanismu se podílí m. iliopsoas, adduktorová skupina svalů, m. sartorius a m. gracilis. Mimo to jsou tyto svaly schopny udržet antigravitačně dolní končetinu nad podložkou. Setrvačnost bérce zapříčiní ještě větší flexi v kolenním kloubu, čemuž napomáhá m. biceps femoris. Při nedostatečně velké setrvačné síle (např. v průběhu pomalé chůze) se tento pomocný systém uplatňuje markantněji, a to převážně pomocí krátké hlavy m. biceps femoris (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010).

Mezišvih – Mid Swing

Mezišvih začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí, když se tibie dostává do vertikálního postavení. Během této fáze dochází k přechodu mezi zrychlením a zpomalením pohybu těla, pokračuje posun dolní končetiny vpřed a chodidlo není v kontaktu s podložkou (Janura 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007). Svalová aktivita mezi zrychlením a zpomalením pohybu je nízká, protože roli zde hraje především setrvačnost. Pro udržení hlezenního kloubu v neutrální pozici je nutná aktivita m. tibialis anterior. Elevace nohy nad podložku je přibližně 1,5 cm, předonoží zůstává v mírné supinaci a v kolenním kloubu začíná pasivní extenze. Na konci mezišvihů začínají být aktivní ischiokrurální svaly, které jsou nezbytné pro zahájení flexe kolene. Flexe kolenního kloubu závisí na flexi v kloubu kyčelním, která je zajištěna aktivitou m. iliopsoas, addukcí a vnitřní rotací (Gage, 1991; Janura, 2014).

Konečný švih – Terminal Swing

Konečný švih tvoří poslední část švihové fáze a krokového cyklu, během níž se dolní končetina připravuje na kontakt s podložkou. Kontrakce m. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Dopředný posun dolní končetiny a její

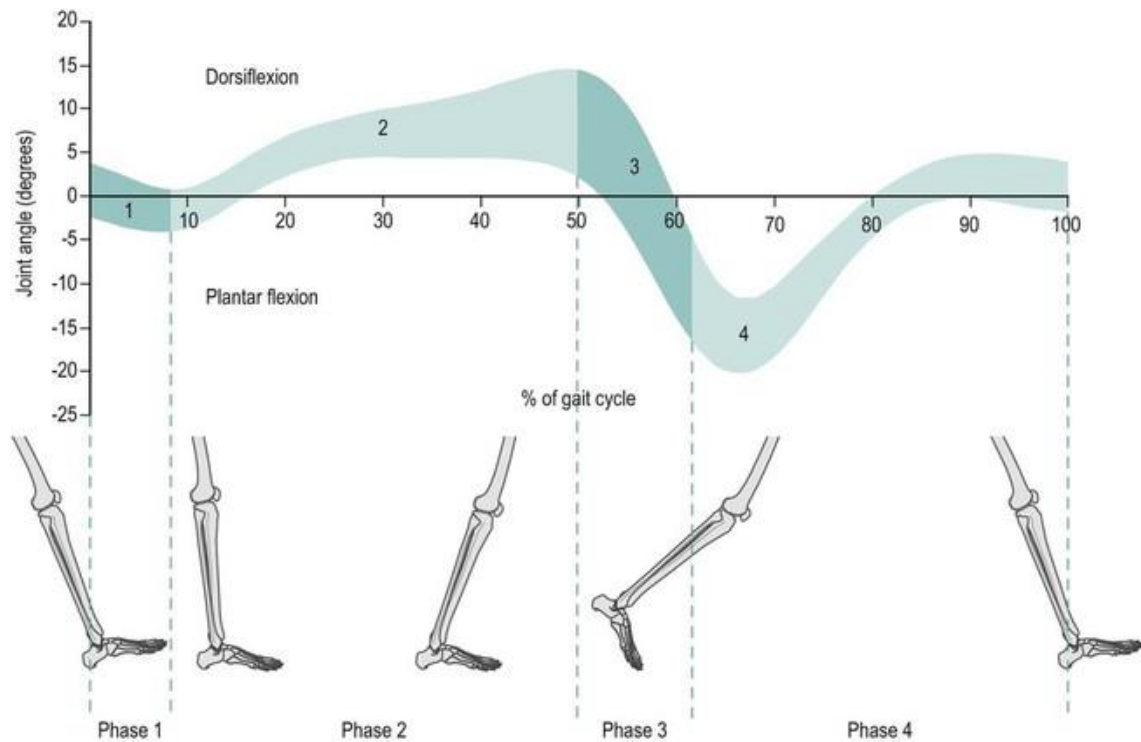
příprava na stojnou fázi jsou dokončeny extenzí kolene díky m. quadriceps femoris. Excentrická kontrakce hamstringů brání hyperextenzi kolene a společně s m. gluteus maximus zpomalují pohyb stehna, tudíž snižují úhlovou rychlost v kyčli, přičemž je umožněno optimální nastavení končetiny k počátečnímu kontaktu s podložkou. Před koncem švihové fáze je v kolenním kloubu maximální extenze a je stabilizován aktivitou hamstringů (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

2.3 BIOMECHANIKA KLOUBŮ DOLNÍCH KONČETIN PŘI CHŮZI

2.3.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub je kloub složený, ve kterém se spojují tibia a fibula, tvořící jamku kloubu, s hlavicí talu. Je hlavním kloubem kontrolující pohyby v sagitální rovině vzhledem k noze (Valmassy, 1996).

Kinematika hlezenního kloubu (Obrázek 8) je charakterizována třemi zhoupnutími v hlezenním kloubu. Rozsah pohybu v sagitální rovině se při chůzi pohybuje mezi 20° až 30°. Při počátečním kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo mírné dorzální flexi. Následně dochází k plantární flexi, která ovlivňuje provedení pohybu přední části nohy směrem k podložce. Během fáze mezistojce se tibia pohybuje vpřed, v hlezenním kloubu je dorzální flexe asi 10°. Před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny dochází k výrazné dorzální flexi asi 20° až 35°, která trvá až do odrazu palce (do ukončení stojné fáze). Na konci stojné fáze a přibližně v 62 % krokového cyklu dosahuje plantární flexe maxima. V průběhu švihové fáze se hlezenní kloub pohybuje zpět do dorzální flexe, jeho poloha se blíží neutrálnímu postavení. Na konci švihové fáze je kloub v téměř nulovém postavení připravený na kontakt paty s podložkou (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007). Pohyb v hlezenním kloubu neprobíhá čistě jako flexe a extenze v sagitální rovině, to je způsobeno tím, že je bimaleolární osa zešikmená. Pohyb nohy v sagitální rovině je doplněn o pohyby v rovině frontální a transversální. Průběh pohybu v hlezenním kloubu je ovlivněn rychlostí provedení pohybu. S rostoucí rychlostí se rozsah pohybu zvyšuje (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015).



Obrázek 8. Pohyby hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu

(<https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/>).

2.3.2 Kolenní kloub

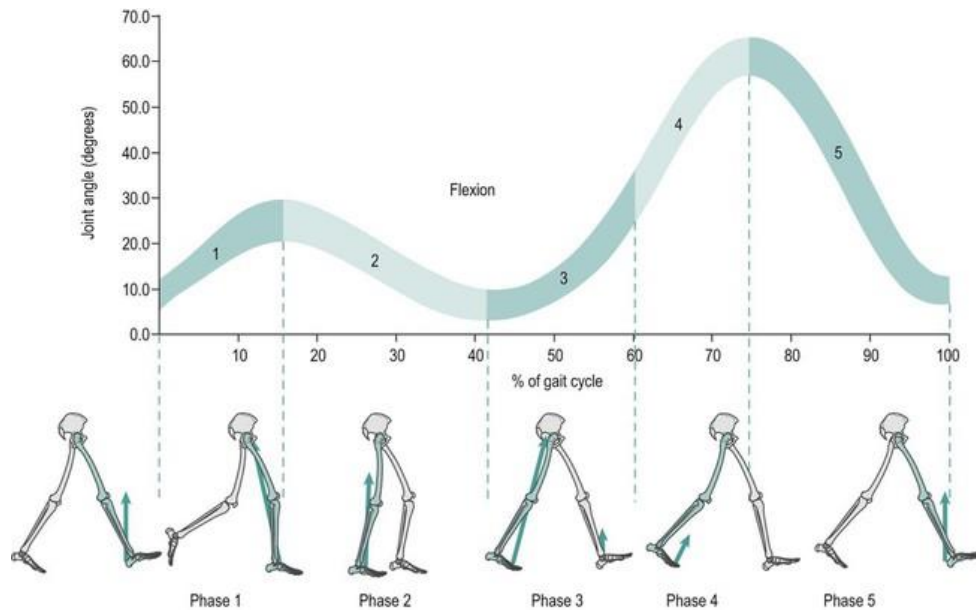
Kolenní kloub je největším kloubem v těle a je vystaven největšímu zatížení. Proto často dochází k poranění, což může vést až k trvalým poškozením omezujícím pohyb. V kloubu se spojují femur, tibie a patella. Kontaktní plocha mezi femurem a tibií je vyplněna menisky, jejichž úkolem je redukovat tlak v místě kontaktu (Whittle, 2007). Na rozdíl od kyčelního kloubu nenaléhají kloubní plochy femuru a tibie tak těsně, což na jedné straně umožňuje velký rozsah pohybu v kloubu, na straně druhé však klade nároky na svalovou stabilizaci kolenního kloubu (Stewart & Hall, 2006). Z biomechanického pohledu musí kolenní kloub přinášet obě tyto vzájemně se vylučující vlastnosti – stabilitu v extenzi, kdy je kolenní kloub vystaven velkému zatížení a pohyblivost do flexe, při níž je kolenní kloub nestabilní a je vystaven riziku poranění vazů a menisků (Kapandji, 1987).

Koleno je během stojné fáze základním faktorem stability, ve fázi švihové je flexibilita kolene základní předpoklad pro posunutí dolní končetiny vpřed (Perry & Burnfield, 2010). Průběh pohybu je charakterizován pomocí dvou zhoupnutí

(Obrázek 9). Před počátečním kontaktem se poloha v kolenním kloubu blíží plné extenzi. První flekční vlna, jejíž maximum se pohybuje kolem 20° flexe, začíná po kontaktu chodidla s podložkou. Slouží k absorpci nárazu a k efektivnímu zkrácení délky končetiny. Po dokončení dorzální flexe v hlezenním kloubu dochází kolem 40 % krokového cyklu k extenzi kolenního kloubu. Druhá flekční vlna je nezbytná pro úplné odvinutí chodidla od podložky na počátku švihové fáze. V závěru jednooporové fáze, kdy se pata začíná zvedat od podložky, narůstá flexe v kolenním kloubu. Maximální flexe 50° až 60° v koleni nastává ve švihové fázi v okamžiku, kdy končetina mívá stojnou končetinu. Vlivem flexe, podobně jako ve stojné fázi, dochází ke zkrácení dolní končetiny. To napomáhá k udržení chodidla švihové končetiny nad podložkou. V závěru krokového cyklu nastupuje rychlá extenze, která dosahuje maxima těsně před kontaktem chodidla s podložkou (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

Ve frontální rovině je velikost vychylek minimální. Během chůze se však kolenní kloub pohybuje do abdukce i addukce. Maximální abdukce nastává při počátečním kontaktu a v následné fázi postupného zatěžování. Během švihové fáze dochází k addukci asi 8°, kolenní kloub se vrací do neutrální polohy (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015). V transverzální rovině je rotace tibie nezbytná pro odemknutí a uzamknutí kolenního kloubu. Ve fázi zatěžování narůstá vnitřní rotace tibie, jejího maxima je dosaženo na konci fáze zatěžování. V konečném stoje je tibie ve vnější rotaci. Během fáze předšvihu, kdy dochází k odemčení kolene a k flexi v kolenním kloubu, dochází k vnitřní rotaci tibie. Ta pokračuje i ve fázi počátečního švihu. V průběhu fáze konečného švihu je kolenní kloub v extenzi a tibie je rotována zevně (Janura, 2014; Kirtley, 2006; Neumannová et al., 2015).

Působíště reakční síly podložky je při počátečním kontaktu na patě a vektor prochází blízko středu kolenního kloubu. V další fázi postupného zatěžování směřuje výsledná reakční síla podložky za kolenní kloub a vytváří tak vnější flekční moment. Během této fáze dochází k absorpci tělesné hmotnosti člověka flexí kolene. Ve fázi mezistoje a koncového stoje působí reakční síla před kolenní kloub a dochází tak ke vzniku extenčního momentu a tím stabilizaci kolene (Gage, 1991).



Obrázek 9. Pohyby kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu
(<https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/>).

2.3.3 Kyčelní kloub

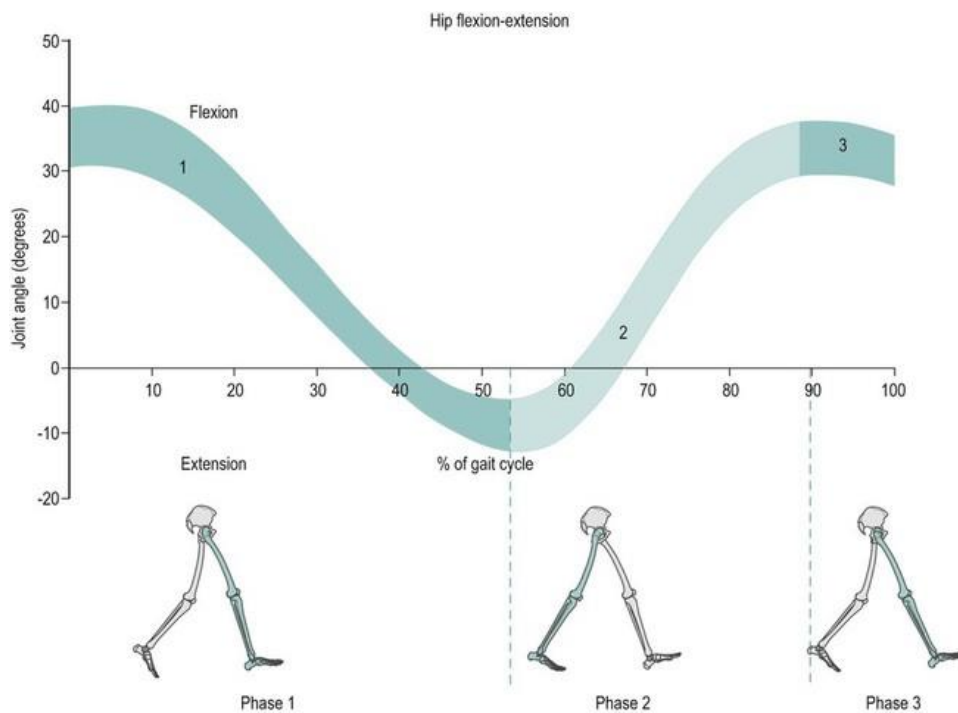
Kyčelní kloub je kloub kulovitý omezený, ve kterém se spojuje hlavice femuru a jamku tvoří acetabulum na pánvi. Kyčelní kloub je udržován silnými vazy, které patří k nejpevnějším v lidském organismu. Rozsah kyčelního kloubu je důležitým determinantem pro všechny aktivity denního života (Perry & Burnfield, 2010).

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Obrázek 10) je během chůze v sagitální rovině kolem 40°, ve frontální rovině asi 10° a v rovině transverzální 12°. Pohyby v sagitální rovině mohou být znázorněny pomocí sinusoidy, která jde z flexe v počátečním kontaktu do extenze v kontralaterálním počátečním kontaktu (v polovině krokového cyklu) a zpět do flexe během švihové fáze. Maximální flexe v kyčelním kloubu je 30° až 35° a nastává během fáze konečného švihy, těsně před kontaktem chodidla následuje mírný pohyb do extenze. Maximální extenze v kyčli je 10° až 20° a dochází k ní při kontaktu kontralaterálního chodidla. Po tomto kontaktu je na zadní končetině zahájena flexe v kyčelním kloubu (Janura, 2014; Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

Ve frontální rovině je při počátečním kontaktu kyčelní kloub v neutrální poloze (Janura, 2014). Perry & Burnfield (2010) uvádí addukci v kyčelním kloubu asi 10°, která

je způsobena anatomickým postavením femuru a tibie. Addukce se dále objevuje ve fázi mezistojce a svého maxima dosahuje až v 80 % stojné fáze. Po odrazu palce nastává mírná abdukce. V průběhu švihové fáze se kyčel vrací do neutrální polohy (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

V transverzální rovině je kyčelní kloub ve fázi počátečního kontaktu spíše v zevní rotaci. Ta se postupně mění ve vnitřní rotaci, která se zvyšuje až do ukončení odrazu (Janura, 2014).



Obrázek 10. Pohyby kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu (<https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/>).

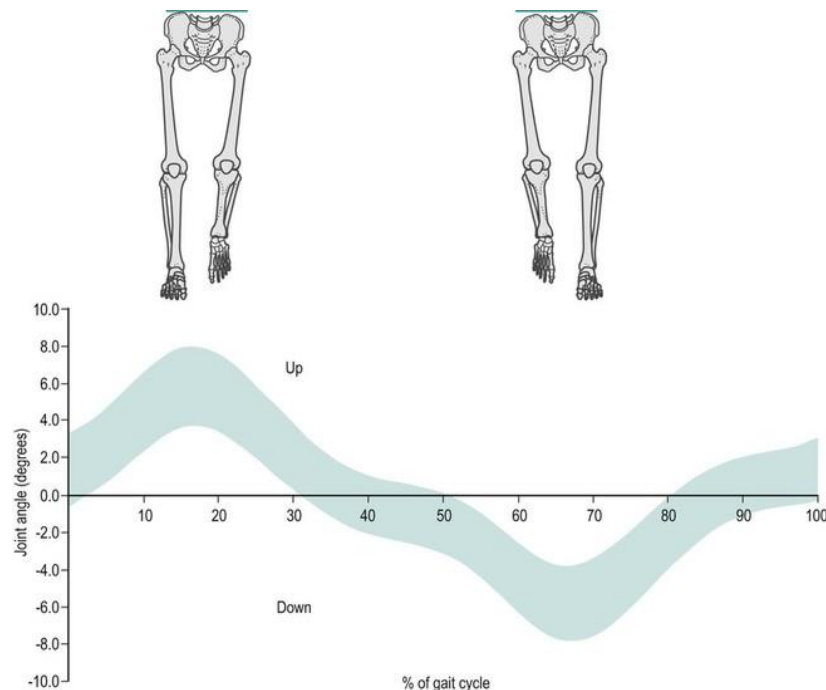
2.3.4 Pánev

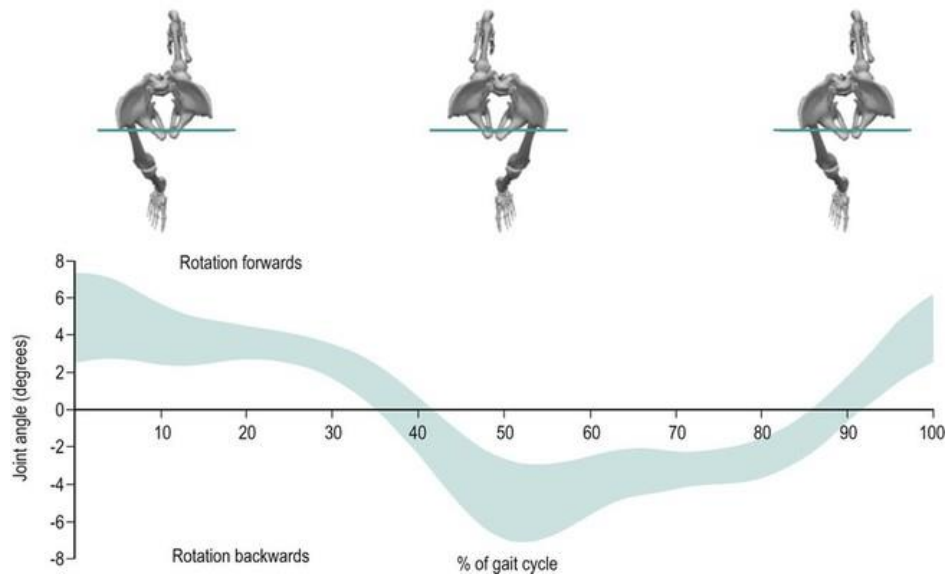
Pánev je největší plochá kost v lidském těle a vzniká spojením dvou párových pánevních kostí, kosti křížové a kostrče. Kost pánevní pak vzniká srůstem kosti kyčelní, sedací a kosti stydké.

Při chůzi dochází k pohybu pánve ve všech třech anatomických rovinách (Obrázek 11). V sagitální rovině (rotace kolem mediolaterální osy) se zvyšuje antevertze pánve v jednooporové fázi. Maximální hodnota antevertze pánve nastává v konečném stoji

a konečném švihů. Minimálních hodnot dosahuje ve fázi postupného zatížení a fázi předšvihů, při vytvoření dvojí opory (Janura, 2014; Neumannová et al, 2015).

Úklon pánve ve frontální rovině zmenšuje vertikální pohyb trupu, čímž má vliv na snížení energetické náročnosti chůze. Během fáze zatěžování dochází k přenesení hmotnosti na ipsilaterální končetinu, v kyčli dochází k relativní addukci, na straně odlehčené kontralaterální končetiny dochází k poklesu pánve. Ve fázi mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy a při předšvihů pánev klesá na švihové (ipsilaterální) končetině. Velikost úklonu pánve se pohybuje v rozsahu kolem 5° na každou stranu (Janura, 2014; Neumannová et al, 2015). V rovině transverzální dochází k rotaci pánve. Při počátečním kontaktu je pánev v maximální rotaci směrem vpřed, v průměru okolo 5°. V první polovině fáze mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy. Dále dochází k rotaci vzad, tedy v opačném směru. Její velikost ve fázi konečného stoje je srovnatelná s velikostí při počátečním kontaktu paty s podložkou (Kaufman & Sutherland, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Velikost rotace pánve je ovlivněna pohyblivostí v kyčelních kloubech v sagitální rovině v průběhu chůze (Janura, 2014).





Obrázek 11. Pohyby pánve v průběhu krokového cyklu
(<https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/>).

2.4 CHŮZE OSOB S GONARTRÓZOU

Chůze je značně individuální proces, ale zahrnuje řadu společných rysů při provedení různými osobami. Diference v provedení závisí na zdravotním a psychickém stavu jedince, vnějších podmínkách a antropomotorických parametrech lidského těla (Janura, 2014). Variace v normální chůzi jsou většinou dány změnou zapojování svalů. Patologická chůze užívá pohybové vzory nebo reakční síly, které jsou jasně abnormální a vedou ke zvýšeným energetickým nárokům (Janura, 2014). Ke změnám stereotypu chůze může docházet vlivem věku a patologických podmínek, mezi které patří i GA. Většinou pozorujeme zkrácení kroku, rozšíření opěrné báze, změnu rytmu chůze a další sekundární změny. Důvodem těchto změn je předcházení pádům a zajištění bezpečnějšího pohybu. Změna délky kroku a opěrné báze jsou důležité pro udržení rovnováhy. Omezení pohyblivosti kloubů narušuje variabilitu jednotlivých kroků v krokovém cyklu. S rostoucími nároky na udržení rovnováhy dochází ke zkrácení jednooporové fáze a k prodloužení obou fází dvojí opory. Vertikální pohyb těžiště je omezen, ale zvýší se jeho exkurze v horizontální rovině. Při odrazu končetiny se významně zmenší reakční síla chodidla na podložku. Všechna tato opatření slouží jako prostředky pro zlepšení posturální stability při chůzi. S věkem se snižuje počet

proprioceptorů v kloubech, klesá počet buněk vestibulárního aparátu a jsou přítomny změny vizuálního vnímání, čímž dochází k narušení rovnováhy, špatnému vyhodnocení situace až k pádu (Whittle, 2007).

Jedním z prvních příznaků artrózy kolenního kloubu je bolest, proto u pacientů pozorujeme vzor antalgické chůze. Antalgická chůze je dle Dungle (2014) poruchou chůze způsobenou bolestivým procesem kdekoliv na dolní končetině. Pacient se snaží snížit intenzitu a trvání bolesti při chůzi kompenzačními mechanismy, čímž dochází ke zkrácení stojné fáze krokového cyklu na postižené straně a zároveň dochází k asymetrickému pohybu paží (Kirtley, 2006). Na zdravé končetině se zrychluje švihová fáze a prodlužuje stojná (Akizuki, Shibakawa, Takizawa, Yamazaki, & Horiuchi, 2008). U pokročilých stádií GA si můžeme všimnout kulhání (Gallo, 2014). Bolest ovlivňuje také rychlost chůze, která je u osob s GA snižena. Pomalejší chůzí se snaží pacienti omezit zatížení kloubu. Dalšími strategiemi, jak zmírnit zatížení je vytočení dolní končetiny do zevní rotace, naklonění trupu směrem k postižené straně a omezená flexe v koleni (Creaby, Bennell, & Hunt, 2012).

Při GA dochází ke zvýšení úhlových výchylek působících na kloub, díky čemuž vznikají deformační síly, a tím se zvyšují nároky na svaly v okolí kloubu zajišťujících stabilitu. Vyskytující se flekční deformita zvyšuje nároky na zajištění stability při stožení a bývá kompenzována předklonem trupu. Těžiště těla se tak posouvá vpřed, aby reakční síla podložky směřovala anteriorně od kolenního kloubu, a tím pádem prováděla jeho pasivní stabilizaci a minimalizovala aktivitu extenzorů. Pacienti s varózní deformitou kolene, mívají nejvíce postiženy mediální kondyly, a to z důvodu maximálních kompresních sil působících v tomto místě (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Rudolph, Schmitt a Lewek (2007) uvádí, že zatímco flexe kolenního kloubu je ve fázi postupného zatěžování plně kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, u osob s GA dochází k oslabení stehenního svalu, a proto se na zajištění stability kolene se podílejí navíc hamstringy a mm. gastrocnemii. Jsou-li dle Perry a Burnfield (2010) extenzory kolena příliš slabé, dochází k omezení flexe kolena při fázi postupného zatěžování, předšvihu a počátečním švihu, čímž se snižuje kompresní síla působící na kontrahovaný m. quadriceps femoris.

Dle studie Kaufmana, Hughes, Morrey, Morrey a Kai-Nan (2001) mají osoby s GA výrazně snížený extenzorový moment v porovnání s normální populací. Tento rozdíl reflektuje snahu o snížení zatížení postiženého kloubu. Dále porovnávali rozdíly mezi

ženami a muži, kdy u žen byl větší flekční i extenční moment v kolenním kloubu, což považuje za důvod větší prevalence GA u žen.

Baliunas et al. (2002) u osob s GA popisují větší zatížení mediálního kompartmentu kolenního kloubu a snížení rozsahu pohybu v postiženém koleni během celého krokového cyklu.

Ve výzkumu Mündermann et al. (2005) srovnávali různé tíže postižení GA. Ve fázi počátečního kontaktu popisují větší extenzi kolenního kloubu, která byla patrnější u osob s lehčím stupněm GA. Všichni pacienti s GA měli při chůzi v průměru o 18,1 % větší flekční moment v kyčelním kloubu ve fázi konečného stoje ve srovnání s kontrolní skupinou. Pacienti s těžším stupněm GA měli během mezistoje a konečného stoje větší addukční moment v kolenním kloubu, v kyčelním kloubu měli tito pacienti addukční moment v kyčli menší než kontrolní skupina a skupina s lehčí formou GA. V konečné fázi stoje měli všichni pacienti s GA menší inverzní moment v hlezenním kloubu. Ve výsledku měli všichni pacienti s GA větší extenzi kolene při počátečním kontaktu a docházelo k rychlejšímu nárůstu reakční síly, což způsobuje větší zatížení kloubů dolní končetiny. Větší abdukční moment kolenního a kyčelního kloubu u pacientů s GA bezprostředně po počátečním kontaktu klade vyšší nároky na aktivitu adduktorů kyčelního kloubu a způsobuje laterální pohyby trupu, které mohou být kompenzačním mechanismem (Mündermann et al., 2005).

2.4 ANALÝZA CHŮZE

Chůzi lze analyzovat na různých úrovních v závislosti na typu a účelu vyšetření, vybavení pracoviště a zkušenosti vyšetřujícího. Pro sledování a porovnávání parametrů chůze využíváme kvalitativní a kvantitativní analýzu pohybu člověka. Při kvalitativním hodnocení je pohyb hodnocen a popsán bez měření konkrétních fyzikálních veličin (Janura & Zahálka, 2004). Analýzu chůze lze provést různými způsoby, od prosté aspekce až po využití vysoce sofistikovaných zařízení. V klinické praxi je aspekce lékaři a fyzioterapeuty často využívána. Aspekci nejčastěji získáváme parametry chůze, jako jsou rytmus chůze, délka kroku, pohyb švihové končetiny, postavení stojné končetiny, souhyby horních končetin, šířka kroku a koordinace pohybů při chůzi. Všimáme si také rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech, odvíjení planty, pohybu pánve a trupu.

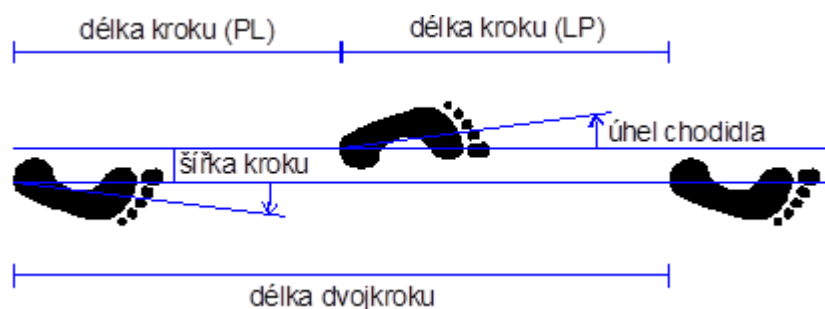
Nevýhodou aspekce je nemožnost přesně kvantifikovat data a také velká závislost na zkušenostech a znalostech vyšetřujícího (Kolář et al., 2012; Neumannová et al., 2015).

Pro přesné určení velikosti výstupních veličin se využívá kvantitativní analýza – dynamická nebo kinematická (Janura & Zahálka, 2004). Porozumění kinematickým (dráha, rychlost, zrychlení) a kinetickým veličinám (síly, momenty sil) nám může lépe objasnit důvody přetěžování pohybového aparátu. Pochopení těchto důvodů může vést ke změnám v technice nebo k úpravám nástrojů a pomůcek. Díky těmto změnám pak lze omezit výskyt zranění pohybového aparátu (Soumar, 2011).

2.4.1 Časoprostorové parametry

Jednou z možností analýzy chůze je hodnocení základních délkových a časových parametrů (Obrázek 12). Tyto ukazatele bývají využívány např. při hodnocení efektu terapeutické intervence, při určení dynamické rovnováhy a při posouzení nastavení protetické pomůcky. Dle Janury (2014) mezi tyto parametry patří:

- Rytmus (frekvence, kadence) je definován počtem kroků za standardní časovou jednotku, zpravidla jednu minutu. Jednotkou je počet kroků/min (resp. počet dvojkroků/min).
- Délka kroku (step length) je určena vzdáleností (ve směru chůze) mezi stejnými body na obou chodidlech (obvykle mezi patami) ve fázi dvojí opory. Jednotkou je metr (popř. centimetr).
- Délka dvojkroku (stride length) je vymezena vzdáleností (ve směru chůze) mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty chodidla té samé nohy. Jednotkou je metr (popř. centimetr).
- Šířka kroku (base width) je vzdálenost mezi chodidly, obvykle měřená od středů pat. Jednotkou je metr (popř. centimetr).
- Úhel chodidla (foot angle) je velikost úhlu mezi osou chodidla a směrem pohybu. Jednotkou je úhlový stupeň.



Obrázek 12. Časoprostorové parametry chůze (upraveno dle Neumanová et al., 2015)

2.4.2 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza chůze je analýzou změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru a velikosti úhlových změn mezi segmenty. V kinematice sledujeme pohyb bez ohledu na síly, které ho způsobují. Proměnnými jsou dráha jednotlivých segmentů (úhel), rychlost, úhlová rychlost, zrychlení a úhlové zrychlení (Janura & Zahálka, 2004).

Mezi kinematické metody patří goniometrie (elektrogoniometrie), akcelerometrie, stroboskopie, systémy pracující na elektromagnetickém nebo akustickém principu a optoelektronické systémy (Janura & Zahálka, 2004). Poslední jmenované jsou v současné době využívány nejvíce.

Jedním z nejčastěji používaných optoelektronických systémů je Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Spojené království), který byl využit i v našem výzkumu. Pro prostorovou analýzu je třeba minimálně dvou kamer, které snímají bod z různých směrů a dle Soumara (2011) je nutné dodržovat následující zásady:

- všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně,
- kamery musí být dobře upevněny a nesmí dojít k jejich posunutí během záznamu, ani mezi kalibrací a záznamem pohybu,
- pohybující se objekt (marker na objektu) musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer,
- musí být přesně známa frekvence snímání kamery,
- kamery musí být synchronizovány.

Vicon MX je systémem založeným na digitálním zpracování obrazu. Funguje na principu vyhledávání a sledování značek, které se pohybují v kalibrovaném prostoru měření, nasvíceném pomocí infračervených zdrojů, připevněných ke každé kameře.

Během kinematické analýzy pracujeme v rámci souřadného systému se soustavou tří navzájem kolmých os x, y, z. Jednotlivé segmenty těla jsou definovány pomocí vybraných anatomických bodů. V naší práci jsme body volili podle modelu PluginGait, který bude blíže popsán v kapitole 4.2 Metody měření a měřené parametry. V modelu jsou definovány vstupní (soubor značek, antropometrické charakteristiky) i výstupní (časoprostorové parametry, úhly v kloubech) parametry (Svoboda & Janura, 2010). Na anatomické body jsou umístěny reflexní značky (markery), které odrážejí infračervené záření emitované z kamer. Signál z těchto zdrojů je zpracováván přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů. Označením bodů na záznamu získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015).

Před vlastním měřením se provádí kalibrace prostoru pomocí kalibrační hůlky a kalibračního rámečku. Dále se do softwaru zadávají antropometrické údaje probanda – hmotnost, výška, délka dolních končetin (přední horní spina iliaca – vnitřní kotník), šířka hlezna a šířka kolena. Jakmile se subjekt s připevněnými body objeví ve zkalibrovaném prostoru, je možné pohyb těchto bodů v měřicím softwaru sledovat v reálném čase. V dalším zpracování záznamu software provede filtraci dat; podle silových plošin, které byly v našem případě součástí systému, detekuje stojnou a švihovou fázi jednoho krokového cyklu a dopočítá hodnoty i pro další cykly zaznamenané ve sledovaném prostoru. Nakonec je záznam exportován do formátu, ve kterém je možné výstupní parametry dále upravovat a analyzovat v dalších programech. Ke standardním výstupům kinematické analýzy patří grafy závislostí kinematických parametrů na čase (Svoboda & Janura, 2010).

2.4.3 Dynamická analýza chůze

Dynamická analýza pohybu zkoumá sílu a veličiny od ní odvozené (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Pro určení závislosti síly na čase se využívají silové plošiny. V každém rohu plošiny je umístěn jeden tříosý snímač síly. Jako snímač síly je v používání piezoelektrický krystal (např. silové plošiny Kistler, vhodnější u měření dynamických dějů) nebo tenzometrický snímač (vhodnější pro měření statické síly). Snímače mění naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004).

Tenzometrická plošina je založena na principu snímání elektrického napětí, které vzniká mechanickou deformací materiálu. Těleso snímače převádí mechanické namáhání na deformaci materiálu. Tenzometr se upevňuje na elastický materiál a měří jeho protažení vlivem působení síly. Při jeho protažení dochází k zmenšení jeho průřezu a k prodloužení, což má za následek zvýšení odporu, který snímá tenzometr. Tento princip umožňuje měření deformací ve směru podélné osy s vodičem. Díky využití více tenzometrů lze měřit sílu ve více osách (Janura et al., 2012).

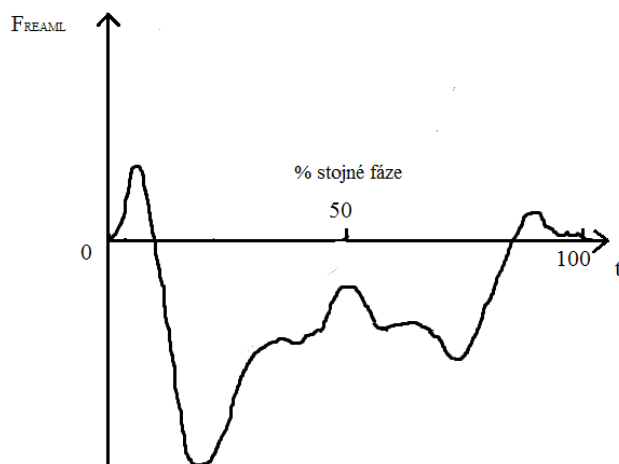
Piezoelektrické plošiny využívají aktivních snímačů zejména pro snímání dynamických sil a vibrací. Piezoelektrické snímače nepotřebují externí zdroj napájení. Fungují na principu piezoelektrického jevu, jehož podstatou je deformace dielektrických látek. Tím dochází k polarizaci a ke vzniku náboje na povrchu destičky. Výhodou těchto čidel je jejich malý rozměr. Díky kombinaci tří párů tenkých disků je umožněno snímat síly ve směru všech tří os. V takovém případě se jeden pár nastavuje na snímání deformit tlaku a zbylé dva páry pro smykové působení. Díky tomu jsou piezoelektrické plošiny vhodnější pro snímání většího rozsahu měřené síly s vyšší citlivostí (Janura et al., 2012).

Pro dosažení objektivního měření pohybu je možné zabudovat plošinu do podložky tak, aby byla ve stejné rovině, a použít podobné konstrukční materiály stejné barvy, jaké má podložka. Minimalizuje se nutnost očního kontaktu a podmínky se stávají přirozenějšími. Silové plošiny jsou navrženy pro měření celkové síly, kterou působí chodidlo na podložku, ale nedokáží rozlišit působení síly v určitých místech chodidla (Janura et al., 2012; Whittle, 2007).

Při chůzi působí dolní končetina v opěrné fázi určitou silou na povrch, po kterém se pohyb realizuje. Dle třetího Newtonova zákona vzniká působením této akční svalové síly síla reakční, která je stejně velká, ale je opačně orientovaná. Výslednicí součtu všech těchto sil působících na plošinu je vektor reakční síly podložky (Neumannová et al., 2015; Whittle, 2007). Vektor reakční síly podložky je určen pomocí devíti parametrů – tři pravoúhlé složky F_x , F_y , F_z vektoru reakční síly, tři souřadnice x , y , z počátku vektoru síly a tři momenty síly M_x , M_y , M_z určené vzhledem k počátku souřadné soustavy plošiny. Z praktického hlediska se zpravidla využívá šest parametrů – tři složky reakční síly, dvě souřadnice počátku vektoru a moment síly vzhledem k vertikální ose (Janura et al., 2012; Whittle, 2007). Vektor reakční síly podložky můžeme rozložit na tři základní složky – mediolaterální (F_x), anteroposteriorní (F_y) a vertikální (F_z) síly, které jsou výsledkem pohybu těla ve třech rovinách (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

Mediolaterální složka reakční síly (F_x)

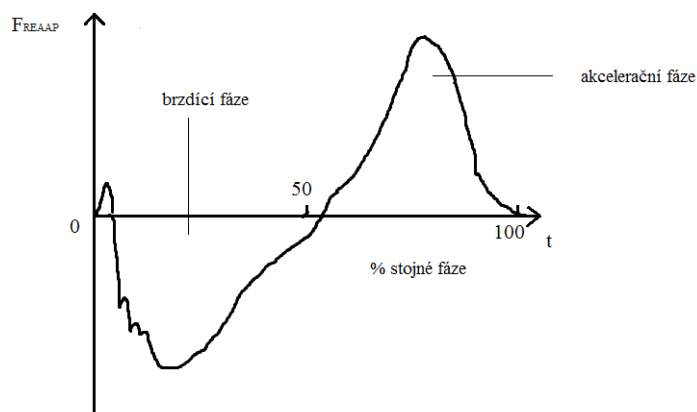
Mediolaterální složka (Obrázek 13) působí nejdříve krátkou dobu v mediální směru, poté se orientace obrací a po většinu stojné fáze má směr laterální. V závěru stojné fáze má opět mediální orientaci. Tato složka je hodně variabilní, proto je často při dynamických analýzách chůze opomíjena (Neumannová et al., 2015; Perry, & Burnfield, 2010). Velká variabilita směru a velikosti je ovlivněna rotací bérce a supinačním nebo pronačním postavením nohy při kontaktu s podložkou (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015; Whittle, 2007).



Obrázek 13. Mediolaterální složka reakční síly (Svoboda, 2008).

Anteroposteriorní složka reakční síly (F_y)

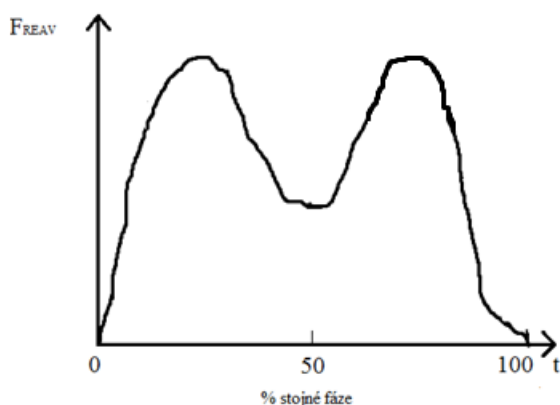
Velikost anteroposteriorní složky (Obrázek 14) určuje zatížení chodidla v brzdící a akcelerační fázi kontaktu chodidla s podložkou. Na začátku krokového cyklu působí směrem dozadu, proto má velikost síly záporné hodnoty, a tím brzdí pohyb těla. Po dosažení minima (maximální velikost síly směrem dozadu) začíná tato komponenta působit anteriorně, má akcelerační účinek, její velikost se zvyšuje a přibližuje se k nulové hodnotě. Jakmile se dosáhne maximální hodnoty síly směrem dopředu (kladné hodnoty) dochází k rychlému poklesu síly k nulovým hodnotám a chodidlo opouští podložku. Pomocí této složky reakční síly můžeme rozdělit stojnou fázi na dvě části – brzdící a akcelerační (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 14. Anteroposteriorní složka reakční síly (Svoboda, 2008).

Vertikální složka reakční síly

Vertikální složka (Obrázek 15) je největší složkou vektoru reakční síly podložky (Whittle, 2007). Pro vertikální složku reakční síly je charakteristický dvouvrcholový tvar. Ve svých maximech dosahuje hodnot vyšších, než je tíhová síla působící na konkrétního jedince. Na začátku krokového cyklu dochází k rychlému přenesení zátěže na končetinu. Hodnota vertikální složky prudce stoupá a maxima dosahuje asi ve 25 % krokového cyklu. Poté následuje fáze plného kontaktu, při kterém je vlivem setrvačnosti hodnota pod úrovní tíhové síle odpovídající tělesné hmotnosti člověka. Při ukončení kontaktu paty s podložkou a přenesení hmotnosti na přední část chodidla (80 % krokového cyklu) dosahuje vertikální složka druhého maxima. Vertikální složka reakční síly je ovlivněna rychlostí chůze (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 15. Vertikální složka reakční síly (Svoboda, 2008).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 HLAVNÍ CÍL PRÁCE

Hlavním cílem dizertační práce bylo popsat biomechaniku chůze osob s GA a určit vliv konzervativní a chirurgické intervence na dynamické a kinematické parametry chůze.

3.2 DÍLČÍ CÍLE PRÁCE

1. Porovnat biomechanické parametry chůze u kontrolní skupiny a u pacientů s gonartrózou.
2. Provést biomechanickou analýzu chůze u pacientů s gonartrózou před a po konzervativní intervenci (ortéza).
3. Provést biomechanickou analýzu chůze u pacientů s gonartrózou před a po chirurgické intervenci (osteotomie tibie, totální endoprotéza).

3.3 HYPOTÉZY – Skupina Gonartróza

H0₁: Dynamické parametry ve stejné fázi chůze se u osob s gonartrózou (postižená končetina) a kontrolní skupinou neliší.

- a) pro časové parametry průběhu reakční síly
- b) pro silové parametry

H0₂: Úhlové parametry dolních končetin se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a kontrolní skupinou neliší.

- a) u postižené končetiny
- b) u zdravé končetiny

V případě, že časové, dynamické nebo úhlové parametry budou odlišné alespoň ve třech případech, bude nulová hypotéza H0₁ a H0₂ zamítnuta.

Hypotéza H0₂ bude hodnocena samostatně pro pohyb pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

3.4 VÝZKUMNÁ OTÁZKA – Skupina Ortéza

V₁: Jaký je vliv aplikace ortézy na dynamické parametry stejné fáze chůze u pacientů s gonartrózou?

- a) při první aplikaci ortézy
- b) po třech měsících nošení ortézy
- c) po třech měsících od ukončení nošení ortézy

Výzkumná otázka V₁ bude hodnocena samostatně pro postiženou a nepostiženou končetinu.

3.5 HYPOTÉZY – Skupina Osteotomie

H0₃: Časoprostorové parametry ve stejné fázi chůze u osob s gonartrózou se před a po operaci neliší.

H0₄: Úhlové parametry na dolní končetině v průběhu krokového cyklu se u osob s gonartrózou před a po operaci neliší:

- a) u operované končetiny.
- b) u neoperované končetiny.

V případě, že časové, dynamické nebo úhlové parametry budou odlišné alespoň ve třech případech, bude nulová hypotéza H0₃ a H0₄ zamítnuta.

Hypotéza H0₄ bude hodnocena samostatně pro pohyb pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

3.6 HYPOTÉZY – Skupina Totální endoprotéza

H0₅: Dynamické parametry ve stejné fázi chůze se u osob před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

- a) pro časové parametry průběhu reakční síly
- b) pro silové parametry

H0₆: Časoprostorové parametry ve stejné fázi chůze se u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

H07: Úhlové parametry na dolní končetině v průběhu krokového cyklu se u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

- a) u operované končetiny
- b) u neoperované končetiny

V případě, že časové, dynamické nebo úhlové parametry budou odlišné alespoň ve třech případech, bude nulová hypotéza H05, H06 a H07 zamítnuta.

Hypotéza H07 bude hodnocena samostatně pro pohyb pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Do experimentální skupiny byly zařazeny osoby s unilaterální GA středního stupně (stádium II-III dle Kellgrena-Lawrence) diagnostikovanou na RTG. Kritériem pro vyřazení z výzkumu byl sporný nebo těžký stupeň artrózy (tj. I. nebo IV. stupeň GA dle Kellgrena a Lawrence), bilaterální GA a nezbytnost využití pomůcek při chůzi.

Experimentální skupina byla rozdělena na čtyři podskupiny dle plánovaných léčebných intervencí:

- **Skupina Gonartróza (GA)** zahrnovala pacienty s GA, u kterých zatím žádná konzervativní nebo chirurgickou intervence plánována nebyla.
- **Skupinu Ortéza (ORT)** tvořili pacienti s GA léčenou konzervativně odlehčující ortézou.
- **Skupina Osteotomie (OT)** byla indikovaná k chirurgickému výkonu – osteotomii tibie.
- **Skupina Totální endoprotéza (TEP)** byla indikovaná k chirurgickému výkonu – totální endoprotéze kolenního kloubu.

4.1.1 Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Gonartróza

Experimentální skupinu pro dynamickou analýzu chůze tvořilo 16 osob (7 mužů, 9 žen), průměrný věk $57,25 \pm 8,5$ let, průměrná výška $177 \pm 9,1$ cm a průměrná hmotnost $95,9 \pm 16,7$ kg. Kontrolní skupina se skládala ze 13 osob (3 muži, 10 žen), průměrný věk $61 \pm 6,5$ let, průměrná výška $169 \pm 8,4$ cm a průměrná hmotnost $78,1 \pm 20,2$ kg. Kontrolní skupina nevykazovala známky GA či jiného postižení na dolních končetinách.

Experimentální skupinu pro kinematickou analýzu tvořilo 16 osob (7 mužů, 9 žen), průměrný věk $58,7 \pm 10,3$ let, průměrná hmotnost $90,2 \pm 17,8$ kg, průměrná výška $170,6 \pm 10$ cm. Kontrolní skupina se skládala z 16 osob (7 mužů, 9 žen), průměrný věk $59,4 \pm 7,2$ let, průměrná hmotnost $77,6 \pm 16$ kg, průměrná výška $170,8 \pm 8,3$ cm.

4.1.2 Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Ortéza

Na začátku bylo do skupiny zařazeno 12 probandů. Z toho 6 osob (3 muži, 3 ženy) úspěšně absolvovalo všechna tři měření. Šest jedinců bylo vyřazeno na základě nevhodných rozměrů dolní končetiny pro aplikaci ortézy, neochoty nosit ortézu požadovanou dobu nebo chybného provedení nášlapu na silové plošiny během měření. Průměrný věk probandů byl $68,3 \pm 4,4$ let, průměrná hmotnost $83 \pm 15,9$ kg a průměrná výška $170,5 \pm 11,7$ cm. Probandi Skupiny ORT byli fyzicky aktivní jedinci, kteří projevovali zájem o nošení ortézy a v průběhu výzkumu nebrali při bolestech kolene analgetika ani jim nebyly aplikovány injekce intraartikulárně. Kritériem pro vyloučení byly, mimo výše uvedené parametry, větší nebo menší rozměry dolní končetiny, než poskytuje ortéza (obvod stehna 34,5-73,5 cm, obvod lýtky 25,0-61,5 cm).

4.1.3 Charakteristika výzkumného souboru – Skupina Osteotomie

Výzkumný soubor pro kinematickou analýzu tvořilo 8 probandů (4 muži, 4 ženy), průměrný věk probandů byl $52,3 \pm 7,3$ let, průměrná hmotnost $99,1 \pm 14,8$ kg a průměrná výška $174,3 \pm 10,8$ cm.

4.1.4 Charakteristika výzkumného souboru – skupina Totální endoprotéza

Skupinu pro dynamickou analýzu chůze zpočátku tvořilo 22 probandů, kteří se zúčastnili prvního měření. Kompletní data byla získána u 10 pacientů (1 muž, 9 žen), kteří se dostavili na obě setkání a splňovali technické požadavky měření (správně umístěné markery, bezchybný došlap na silové plošiny atd.). Průměrný věk zúčastněných byl $68,8 \pm 6,8$ let, průměrná hmotnost $86,3 \pm 21,2$ kg a průměrná výška $171,9 \pm 9,8$ cm.

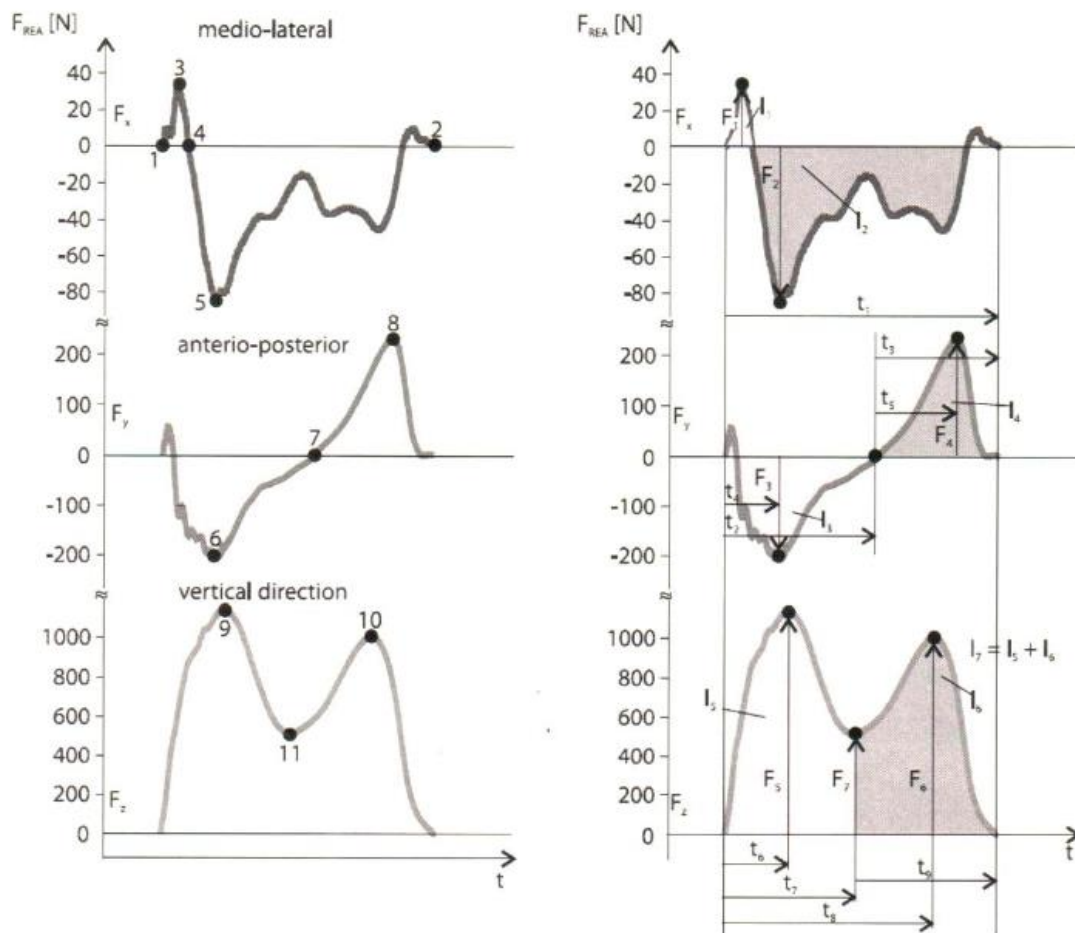
Do skupiny pro kinematickou analýzu chůze bylo na začátku zařazeno 14 probandů. Pro účely disertační práce byla použita data 8 účastníků (1 muž, 7 žen), kteří absolvovali obě měření a splňovali technické podmínky tohoto měření. Průměrný věk zúčastněných osob byl $66,3 \pm 4,6$ let, průměrná hmotnost $86,4 \pm 15,8$ kg a průměrná výška $168,8 \pm 4,9$ cm.

4.2 METODY MĚŘENÍ A MĚŘENÉ PARAMETRY

4.2.1 Systém Kistler

K měření reakční síly byly použity dvě silové piezoelektrické plošiny Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) každá o rozměrech 600 x 400 x 35 mm a o snímací frekvenci 200 Hz. Plošiny byly umístěny tak, že jejich horní plocha byla na úrovni povrchu, po kterém byla prováděna chůze.

Pro analýzu pohybu byly použity parametry základních složek reakční síly podložky, časové a silové parametry a impulzy síly (Obrázek 16). Měřené parametry jsou uvedeny v Tabulce 3.



Obrázek 16. Grafické znázornění měřených parametrů (Vaverka & Elfmark, 2006).

Tabulka 3

Sledované parametry složek reakční síly podložky

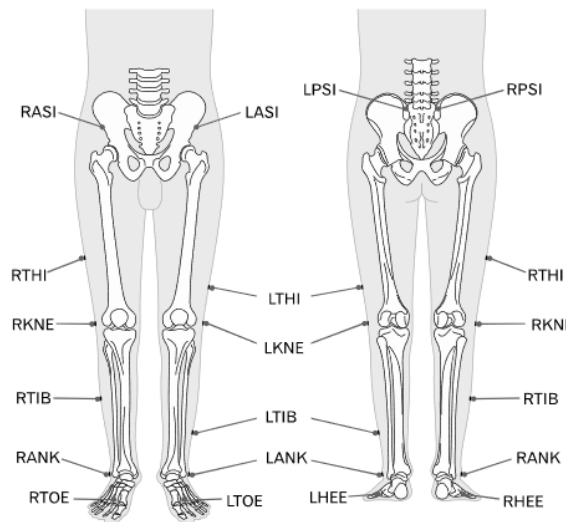
Složka reakční síly	Parametr	
Mediolaterální (Fx)	časový	t1 – doba trvání stojné fáze (Fx)
	silový	F1 – maximum síly Fx mediální
		F2 – maximum síly Fx laterální
	impulz síly	I1 – impulz mediální síly Fx
I2 – impulz laterální síly Fx		
Anteroposteriorní (Fy)	časový	t2 – čas trvání brzdící fáze (Fy)
		t3 – čas trvání akcelerační fáze (Fy)
		t4 – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi
		t5 – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi
	silový	F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi
		F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi
	impulz síly	I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi
		I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi
Vertikální (Fz)	časový	t6 – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi
		t7 – čas dosažení minima síly Fz ve středním a koncovém stoji
		t8 – čas dosažení druhého maxima síly Fz ve fázi konečného stoje
		t9 – čas od minima síly Fz po konec stojné fáze
	silový	F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi
		F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi
		F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje
	impulz síly	I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi
		I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi
		I7 – celkový impulz síly Fz

4.2.2 Systém Vicon MX

Pro detekci kinematických paramterů chůze byl využit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Probandi byli snímáni pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které zaznamenávají odraz infračerveného záření od pasivních reflexních markerů umístěných na těle pacienta. Reflexní markery byly pomocí oboustranné lepicí pásky umístěny podle modelu PlugInGait (Obrázek 17) na definovaných anatomických bodech:

- RASI, LASI (right and left spina iliaca anterior superior) – přední horní spina oboustranně,
- RPSI, LPSI (right and left spina iliaca posterior superior) – zadní horní spina oboustranně,
- RTHI, PTHI (right and left thigh) – stehno/oblast trochanter major oboustranně,

- RKNE, LKNE (right and left knee) – koleno/laterální kondyl femuru oboustranně,
- RTIB, LTIB (right nad left tibia) – laterální strana 1/3 lýtky vpravo a vlevo oboustranně,
- RANK, LANK (right and left ankle) – maleollus lateralis vpravo a vlevo oboustranně,
- RHEE, LHEE (right and left heel) – oblast calcaneu ve stejné výši jako označení palce oboustranně,
- RTOE, LTOE (right and left toe) – hlavička druhého metatarsu oboustranně.



Obrázek 17. Umístění reflexních značek podle modelu PlugInGait (Choi & Roh, 2016).

Součástí systému měření byly i dvě silové plošiny Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Záznam reakční síly z plošin sloužil pro určení jednotlivých fází krokového cyklu.

Pro možnost kinematické analýzy byly použity časoprostorové parametry a úhlové parametry pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu ve všech třech anatomických rovinách – sagitální, frontální a transverzální (Tabulka 4).

Sledované časoprostorové parametry chůze:

- délka kroku (step length),
- délka dvojkroku (stride length),
- šířka kroku (step width),
- doba trvání kroku (step time),
- doba trvání dvojkroku (stride time),
- odraz palce (foot off),
- doba trvání jednooporové a dvouoporové fáze (single and double support),

- rychlost chůze (walking speed),
- kadence chůze (cadence).

Tabulka 4

Sledované úhlové parametry

Hlezenní kloub	Sagitální rovina	A_S_PF1 – maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování
		A_S_DF – maximum dorzální flexe při konečném stoji
		A_S_PF2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze
		AR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině
	Frontální rovina	A_F_max – maximum inverze
		A_F_min – minimum everze
		AR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině
	Transverzální rovina	A_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu
		A_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu
AR_T – celkový rozsah pohybu v transverzální rovině		
Kolenní kloub	Sagitální rovina	K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistoji
		K_S_min1 – maximum extenze v konečném stoji
		K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi
		K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze
		KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině
	Frontální rovina	K_F_max – maximum abdukce ve stojné fázi (varozita)
		K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita)
		KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině
	Transverzální rovina	K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu
		K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu
		KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině
	Kyčelní kloub	Sagitální rovina
H_S_min – maximum extenze ve stojné fázi		
HR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině		
Frontální rovina		H_F_max1 – maximum addukce při fázi postupného zatěžování
		H_F_min1 – maximum abdukce při počátečním švih
		HR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině
Transverzální rovina		H_T_max – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi
		H_T_min – maximum zevní rotace během švihové fáze
		HR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině
Pánev	Sagitální rovina	P_S_max – maximální antevertze ve stojné fázi v sagitální rovině
		P_S_min – minimální retrovertze v sagitální rovině
		PR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině
	Frontální rovina	P_F_max – maximální elevace ve stojné fázi
		P_F_min – deprese ve švihové fázi
		PR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině
	Transverzální rovina	P_T_max – maximální vnitřní rotace
		P_T_min – maximum zevní rotace
		PR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině

4.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ

Měření probandů se odehrávalo v laboratoři chůze Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci (FNOL, Obrázek 18) ve spolupráci s Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP). Testované osoby byly informovány o účelu a průběhu měření a poskytly informovaný souhlas se zařazením do výzkumu (Příloha 1, 2). Výzkum proběhl na základě souhlasu etické komise FTK UP (Příloha 3).

V laboratoři bylo v době měření zajištěno tiché a klidné prostředí, s optimálními světelnými a tepelnými podmínkami. Dále byl zabezpečen dostatečně velký prostor pro zajištění plynulého provedení chůze.



Obrázek 18. Laboratoř chůze Ortopedické kliniky FNOL (vlastní foto).

Před měřením byly u všech výzkumných skupin zaznamenány antropometrické a anamnestické údaje (jméno, datum narození, trvání a stádium GA, výskyt OA v rodině, jiná onemocnění, prodělaná zranění a operace, zaměstnání, sport, zájmy, obvody a délky dolních končetin, výška, hmotnost) a bylo provedeno kineziologické vyšetření aspekci a palpaci. Každému měření předcházela slovní instruktáž probandům o provedení chůze a o průběhu měření. Před samotným měřením byla provedena kalibrace systému a statická kalibrace, při které byl jedinec nasnímán v klidném stoji po dobu 30 s. Poté proband provedl 8 měřených pokusů. Tyto pokusy byly provedeny naboso, přirozenou rychlostí

testovaného. Během chůze nebyly poskytovány další instrukce, tak aby se dosáhlo přirozeného způsobu chůze vzhledem k délce kroku, rychlosti a kadenci chůze.

Skupina GA

Pacienti skupiny GA a probandi kontrolní skupiny osob bez artrózy kolene absolvovali jedno měření. V době výzkumu nebyli pacienti indikováni k žádné z intervencí (ortéza, OT, TEP).

Skupina ORT

Probandům skupiny Ortéza byly ortotikem-protetikem naměřeny obvody dolních končetin, které byly spolu s dalšími potřebnými informacemi zaznamenány do měrného listu firmy Össur (Příloha 3). Následně byla probandům aplikována odlehčující ortéza Unloader One®. Ortézu účastníci výzkumu nosili po dobu 3 měsíců během pobytu venku, v práci a při vykonávání sportovních aktivit cca 6–8 hodin denně. Celkově proběhla u každého jedince tři měření. První při zahájení výzkumu, druhé po třech měsících používání ortézy a třetí tři měsíce po ukončení nošení ortézy. Při každém měření byli probandi hodnoceni nejdříve bez ortézy a následně s ortézou.

Skupina OT

Probandi skupiny OT absolvovali dvě měření – první den před operací a druhé po šesti až desíti měsících od operace.

Skupina TEP

Probandi skupiny TEP absolvovali dvě měření – první den před operací a druhé po šesti až osmi měsících od operace.

4.4 ZPRACOVÁNÍ DAT

Data získaná při dynamické a kinematické analýze chůze byla zpracována v programu Nexus 1.8.5 a dále v programu Polygon 3.5.1 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) nebo MATLAB (verze 7.01, MathWorks, Natick, MA, USA), kde byly

zpracovány výstupní parametry ve formě reportů a grafů. Následně byla data exportována do softwaru Microsoft Office Excel pro statistické zpracování číselných hodnot.

Ke statistickému vyhodnocení numerických dat byl využit program Statistika (12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní statistické charakteristiky (průměr, medián, minimum, maximum, horní kvartil, dolní kvartil a směrodatná odchylka).

Skupina GA

Normalita rozložení dat byla ověřena Kolmogorov-Smirnovovým testem. Vzhledem k normálnímu rozložení dat byl použit t-test pro porovnání experimentální skupiny (resp. končetiny s gonatrózou) a kontrolní skupiny. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Věcná významnost rozdílů byla hodnocena použitím Cohena d ($d \geq 0,8$ – velký efekt; $0,5 \leq d < 0,8$ – střední efekt; $0,2 \leq d < 0,5$ – malý efekt).

Skupina Ortéza

Porovnání hodnot Skupiny ORT mezi jednotlivými měřeními bylo provedeno párovým Wilcoxonovým testem. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Věcná významnost byla hodnocena použitím koeficientu velikosti účinku r ($r \geq 0,5$ – velký efekt; $0,3 \leq r < 0,5$ – střední efekt; $0,1 \leq r < 0,3$ – malý efekt).

Skupina OT

K porovnání hodnot kinematických parametrů získaných před a po operaci byl použit Wilcoxonův párový test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Věcná významnost byla hodnocena použitím koeficientu velikosti účinku r ($r \geq 0,5$ – velký efekt; $0,3 \leq r < 0,5$ – střední efekt; $0,1 \leq r < 0,3$ – malý efekt).

Skupina TEP

V rámci dynamické a kinematické analýzy byly hodnoty před a po operaci zpracovány pomocí Wilcoxonova párového testu. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Věcná významnost byla hodnocena použitím koeficientu velikosti účinku r ($r \geq 0,5$ – velký efekt; $0,3 \leq r < 0,5$ – střední efekt; $0,1 \leq r < 0,3$ – malý efekt).

5 VÝSLEDKY

5.1. VÝSLEDKY – Skupina Gonartróza

5.1.1 Ověření hypotézy H0₁

H0₁: Dynamické parametry ve stejné fázi chůze se u osob s gonartrózou (postižená končetina) a kontrolní skupinou neliší.

- a) pro časové parametry průběhu reakční síly
- b) pro silové parametry a impulzy síly

Základní statistické charakteristiky časových parametrů pro anteroposteriorní a vertikální složku reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v Tabulce 5. Mediolaterální složka reakční síly podložky nebyla zařazena vzhledem k velké variabilitě parametrů.

Pro časové parametry anteroposteriorní složky nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly při porovnávání skupiny s GA a kontrolní skupiny. V časových parametrech vertikální složky reakční síly podložky byly zaznamenán významně delší čas dosažení maxima síly Fz v brzdící fázi (t6) u skupiny GA v porovnání s kontrolní skupinou ($p = 0,014$; velký efekt). Čas dosažení maximální síly Fz v akcelerační fázi (t8) byl u skupiny s GA v porovnání s KS významně kratší ($p < 0,001$; velký efekt).

Hypotézu H0_{1a}) nelze zamítnout.

Tabulka 5

Časové parametry anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% doby trvání stejné fáze)

Parametr	GA		KS		p	d
	M	SD	M	SD	M	SD
t1	54,6	5,64	56,9	3,05	0,203	0,48
t2	45,4	5,64	43,1	3,05	0,203	0,48
t3	16,6	4,66	16,3	2,56	0,836	0,08
t4	29,6	4,82	30,6	3,69	0,569	0,21
t5	30,4	7,12	24,9	2,63	0,014	0,96
t6	48,2	5,68	49	3,21	0,671	0,16
t7	71,9	3,69	77,3	2,24	<0,001	1,66

Vysvětlivky: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, p – hodnota pravděpodobnosti, d – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, t2 – čas trvání brzdící fáze (Fy), t3 – čas trvání akcelerační fáze (Fy), t4 – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi, t5 – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi, t6 – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi, t7 – čas dosažení minima síly Fz, t8 – čas dosažení druhého maxima síly Fz v akcelerační fázi.

Základní statistické charakteristiky silových parametrů pro anteroposteriorní a vertikální složku reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v Tabulce 6.

Pro silové parametry anteroposteriorní složky reakční síly bylo maximum síly Fy v brzdící (F3) a akcelerační fázi (F4) u skupiny s GA v porovnání s kontrolní skupinou významně menší (p = 0,004; velký efekt; resp. p = 0,002; velký efekt). Pro vertikální složku reakční síly podložky bylo síly Fz v brzdící (F5) a akcelerační fázi (F6) u skupiny s GA v porovnání s kontrolní skupinou významně menší (p = 0,081; střední efekt; resp. p < 0,001; velký efekt). Minimum síly Fz ve fázi středního stoje bylo u skupiny s GA v porovnání s kontrolní skupinou významně větší (p = 0,049; střední efekt).

Tabulka 6

Silové parametry anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% tíhové síly)

Parametr	GA		KS		p		d	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
F3	11,1	4	15,6	3,18	0,004		1,18	
F4	13,1	3,66	18,1	3,92	0,002		1,31	
F5	103,5	7,2	108,4	7,16	0,081		0,66	
F6	102,4	4,61	113,3	7,79	<0,001		1,73	
F7	88,3	9,44	81,6	7,8	0,049		0,75	

Vysvětlivky: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, p – hodnota pravděpodobnosti, d – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi, F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi, F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi; F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi, F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje.

Základní statistické charakteristiky impulzů síly pro anteroposteriorní a vertikální složku reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v Tabulce 7.

Pro hodnoty silových impulzů anteroposteriorní složky reakční síly podložky byl impulz síly Fy v brzdící (I3) a akcelerační fázi (I4) u skupiny s GA v porovnání s kontrolní

skupinou významně menší ($p < 0,001$; velký efekt; resp. $p = 0,014$; velký efekt). Pro vertikální složku reakční síly podložky byl celkový impulz síly Fz (I7) u skupiny s GA v porovnání s kontrolní skupinou významně menší ($p = 0,004$; velký efekt).

Hypotézu $H0_{1b}$ zamítáme.

Tabulka 7

Impulzy síly anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% doby trvání stejné fáze a % tíhové síly)

Parametr	GA		KS		GA x KS	
	M	SD	M	SD	p	d
I3	318	85,08	443,5	82,08	0,001	1,470
I4	306,1	87,26	395,4	92,3	0,014	0,980
I5	3870,2	385,75	3992,5	289,29	0,353	0,350
I6	4099,9	608,27	4338,5	367,65	0,226	0,450
I7	7970,1	325,63	8331,1	282,77	0,004	1,150

Vysvětlivky: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, p – hodnota pravděpodobnosti, d – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

5.1.2 Ověření hypotézy $H0_2$

$H0_2$: Úhlové parametry dolních končetin se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a kontrolní skupinou neliší.

- a) u postižené končetiny
- b) u nepostižené končetiny

Základní statistické charakteristiky měřených úhlových parametrů v průběhu krokového cyklu a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v Příloze 4. Grafické znázornění pohybů v kolenním kloubu je uvedeno v Obrázku 19.

Hlezenní kloub

V hlezenním kloubu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech mezi končetinou s GA, nepostiženou končetinou a kontrolní skupinou.

Hypotézu $H0_{2a}$ a $H0_{2b}$ nelze zamítnout pro hlezenní kloub.

Kolenní kloub

U končetiny s GA byl celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině (KR_S) významně menší ($p < 0,001$; velký účinek) v porovnání s kontrolní skupinou. Maximální extenze v konečném stoji (K_S_min1) byla na této končetině významně větší ($p = 0,048$; střední účinek). Ve švihové fázi byla maximální flexe v kolenním kloubu (K_S_max2) na končetině s GA statisticky významně menší ($p < 0,001$; velký účinek). Maximální extenze na konci švihové fáze (K_S_min2) byla významně vyšší ($p = 0,007$; velký účinek) než hodnota naměřená u kontrolní skupiny.

Byl nalezen statisticky významný rozdíl v celkovém rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině (KR_F), kdy jeho hodnota u končetiny postižené GA byla větší ($p = 0,036$; střední účinek) než u kontrolní skupiny. Rozdíl maximální addukce v kolenním kloubu (K_F_min) byl statisticky významný mezi testovanými skupinami ($p = 0,005$; velký účinek), kdy vyšší úhlové parametry byly naměřeny u skupiny s GA v porovnání s kontrolní skupinou.

V transverzální rovině nebyl mezi postiženou končetinou a kontrolní skupinou zjištěn statisticky významný rozdíl.

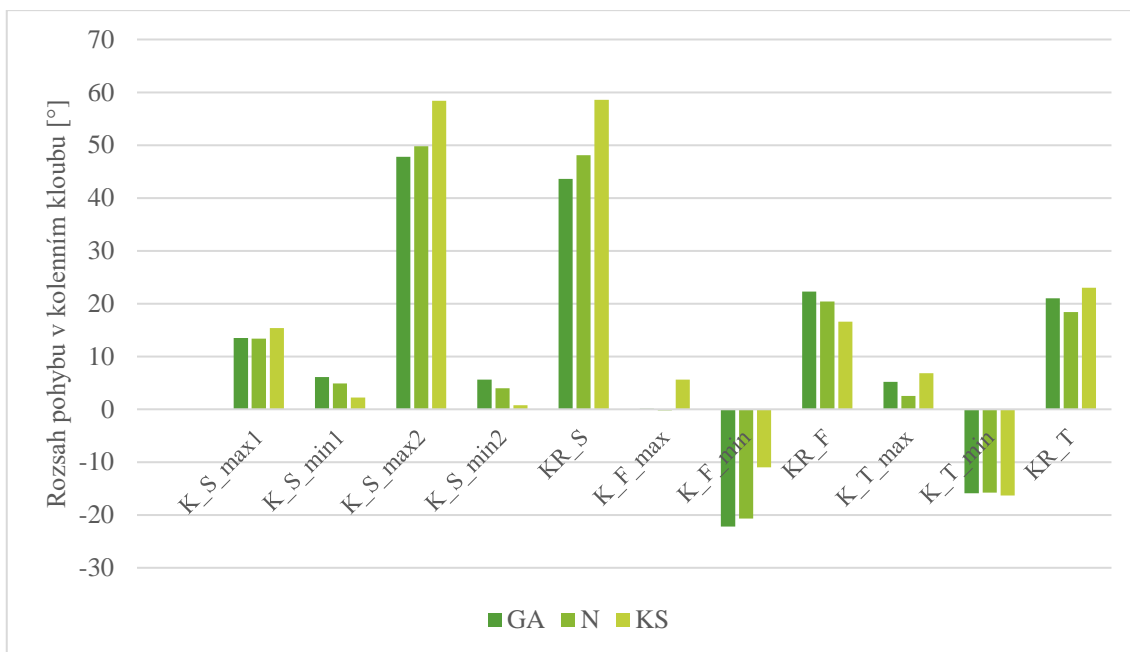
Hypotézu $H0_{2a}$ zamítáme pro kolenní kloub.

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině (KR_S) na nepostižené končetině byl u osob s GA statisticky významně menší ($p < 0,001$; velký účinek) než u kontrolní skupiny. Maximální flexe kolene ve švihové fázi (K_S_max2) na nepostižené končetině byla statisticky významně menší ($p = 0,001$; velký účinek) než u kontrolní skupiny.

Ve frontální rovině byly na nepostižené končetině zaznamenány menší hodnoty maximální abdukce (K_F_max) v porovnání s kontrolní skupinou ($p = 0,009$; velký účinek). Maximální addukce v kolenním kloubu (K_F_min) na nepostižené končetině osob s GA byla statisticky větší ($p = 0,010$; velký účinek) v porovnání s kontrolní skupinou.

Celkový rozsah pohybu v transverzální rovině (KR_T) u nepostižené končetiny byl významně menší ($p = 0,019$; střední účinek) než u kontrolní skupiny.

Hypotézu $H0_{2b}$ zamítáme pro kolenní kloub.



Obrázek 19. Rozsah pohybu v kolenním kloubu u Skupiny Gonartróza.

Vysvětlivky: GA – postižená končetina, N – nepostižená končetina, KS – kontrolní skupina, K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistoji, K_S_min1 – maximum extenze v konečném stoji, K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi, K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_F_max – maximum abdukce ve stejné fázi (varozita), K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita), KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu, K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině

Kyčelní kloub

Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině (HR_S) u končetiny postižené GA byl menší ($p = 0,001$; velký účinek) než u kontrolní skupiny.

Hypotézu $H0_{2a}$ nelze zamítnout pro kyčelní kloub.

Byl nalezen statisticky významný rozdíl v celkovém rozsahu pohybu v sagitální rovině (HR_S) mezi nepostiženou končetinou skupiny GA a kontrolní skupinou, kdy na nepostižené končetině byl rozsah menší ($p = 0,001$; velký účinek) než u kontrolní skupiny. Na nepostižené končetině byly zaznamenány menší hodnoty maximální extenze (H_S_min) v porovnání s kontrolní skupinou ($p = 0,048$; střední účinek).

Ve frontální a transverzální rovině nebyl rozdíl mezi skupinami v žádném z úhlových parametrů statisticky významný.

Hypotézu $H0_{2b}$ nelze zamítnout pro kyčelní kloub.

Pánev

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině (PR_S) byl na postižené straně větší ($p = 0,046$; střední účinek) než u kontrolní skupiny.

Ve frontální a transverzální rovině nebyl rozdíl na postižené straně pro žádný z úhlových parametrů statisticky významný.

Hypotézu $H0_{2a}$ nelze zamítnout pro pánev.

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině (PR_S) byl na nepostižené straně větší ($p = 0,001$; velký účinek) než u kontrolní skupiny.

Ve frontální a transverzální rovině nebyl rozdíl na nepostižené straně pro žádný z úhlových parametrů statisticky významný.

Hypotézu $H0_{2b}$ nelze zamítnout pro pánev.

5.2 VÝSLEDKY – Skupina Ortéza

Základní statistické charakteristiky posuzovaných parametrů reakční síly podložky jsou uvedeny v Příloze 5-7. Grafické znázornění silových impulzů v průběhu 1. – 3. měření je uvedeno v Obrázku 20.

5.2.1 Výzkumná otázka V₁

V₁: Jaký je vliv aplikace ortézy na dynamické parametry stejné fáze chůze u pacientů s gonartrózou?

- a) při první aplikaci ortézy
- b) po třech měsících nošení ortézy
- c) po třech měsících od ukončení nošení ortézy

První aplikace ortézy

Okamžitý efekt ortézy při prvním měření byl statisticky významný pouze na nepostižené končetině. Při chůzi bez ortézy byl čas dosažení maxima síly Fz v akcelerační fázi (t8) delší ($p = 0,028$; střední účinek), než při chůzi s ortézou. Při porovnání silových parametrů vertikální složky reakční síly jsme zjistili statisticky významný rozdíl u maxima síly Fz v akcelerační fázi (F6), která byla při chůzi bez ortézy

menší ($p = 0,035$; střední účinek) než při chůzi s ortézou. Hodnota minima síly Fz ve fázi středního stoje (F7) byla významně menší ($p = 0,020$; střední účinek) při chůzi bez ortézy.

Po třech měsících nošení ortézy

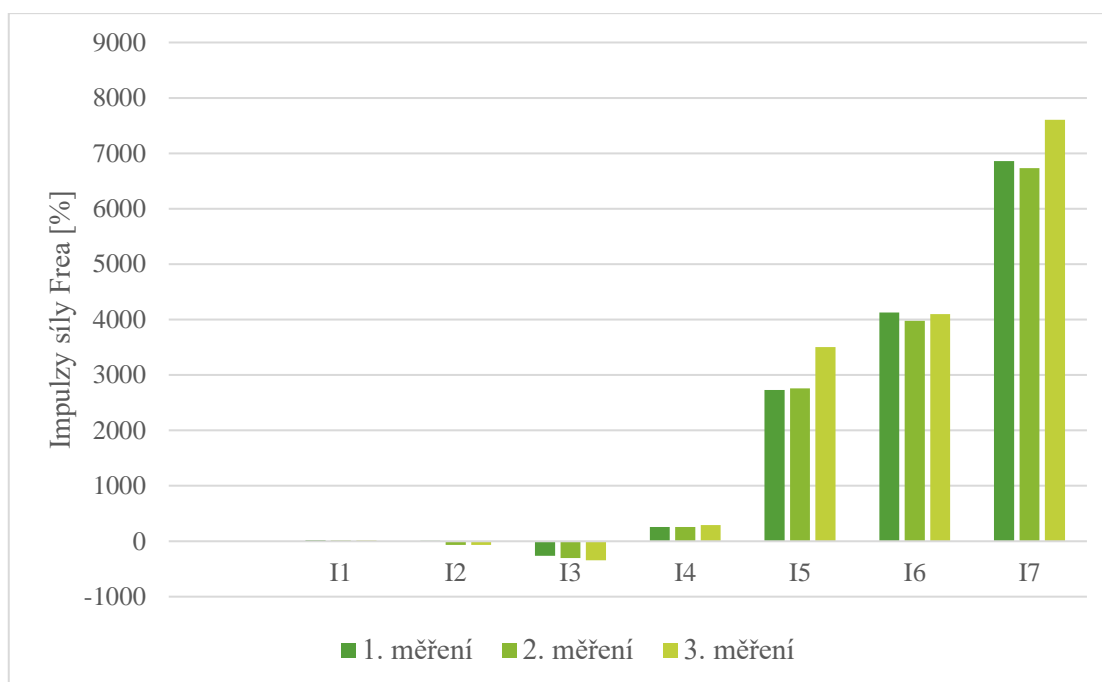
Po třech měsících nošení ortézy bylo na postižené končetině maximum síly Fz v brzdící fázi (F5) významně vyšší ($p = 0,006$; střední účinek) než před aplikací ortézy.

Na nepostižené končetině byl čas dosažení maxima síly Fz v akcelerační fázi (t8) významně kratší ($p = 0,025$; střední účinek) než před aplikací ortézy. Maximum síly Fz v brzdící (F5) i akcelerační (F6) fázi bylo po třech měsících nošení ortézy významně větší ($p < 0,001$; velký účinek; resp. $p = 0,035$; střední účinek) než před aplikací ortézy.

Po třech měsících od ukončení nošení ortézy

Tři měsíce po ukončení nošení ortézy jsme na postižené končetině zjistili, že čas trvání stejné fáze chůze (t1) byl významně delší než před aplikací ortézy ($p < 0,001$; střední účinek). Čas dosažení maxima síly Fy (t4) a Fz (t6) v brzdící fázi byl po třech měsících od ukončení ortézování významně kratší ($p = 0,022$; velký účinek; resp. $p = 0,018$; velký účinek). Impulz síly Fy v brzdící (I3), ($p = 0,002$; velký účinek) i akcelerační fázi (I4), ($p = 0,043$; velký účinek) byl významně větší než před aplikací ortézy. Impulz síly Fz v brzdící fázi (I5) a celkový silový impulz Fz (I7) byl po třech měsících po ukončení nošení ortézy významně větší ($p = 0,014$; velký účinek; resp. $p = 0,001$; velký účinek).

Po třech měsících od ukončení ortézování byl na nepostižené končetině čas trvání stejné fáze chůze (t1) významně delší ($p < 0,001$; velký účinek). Čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi (t4) byl významně kratší ($p = 0,014$; střední účinek). Čas dosažení maxima síly Fz v brzdící (t6) i akcelerační fázi (t8) byl významně kratší ($p = 0,025$; střední účinek; resp. $p = 0,004$; střední účinek). Maximum síly Fy v akcelerační fázi (F4) bylo významně menší ($p = 0,039$; střední účinek). Celkový silový impulz Fz byl významně větší ($p = 0,001$; střední účinek).



Obrázek 20. Hodnoty silových impulzů skupiny Ortéza během 1. – 3. měření.

Vysvětlivky: Frea – reakční síla, I1 – impulz mediální síly Fx, I2 – impulz laterální síly Fx, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

5.3 VÝSLEDKY – Skupina Osteotomie

5.3.1 Ověření hypotézy H03

H03: Časoprostorové parametry ve stejné fázi chůze u osob s gonartrózou se před a po operaci neliší.

U časoprostorových parametrů bylo zjištěno statisticky významné prodloužení délky dvojkroku. Délka dvojkroku na operované straně se po operaci prodloužila z 1,16 m na 1,23 m ($p = 0,044$; velký účinek).

Hypotézu H03 nelze zamítnout.

5.3.2 Ověření hypotézy H04

H04: Úhlové parametry na dolní končetině v průběhu krokového cyklu se u osob s gonartrózou před a po operaci neliší:

- a) u operované končetiny.
- b) u neoperované končetiny.

Základní statistické charakteristiky měřených úhlových parametrů v průběhu krokového cyklu a porovnání stavu před a po operaci jsou uvedeny v Příloze 8. Grafické znázornění rozsahů v kolenním kloubu je uveden v Obrázku 21.

Hlezenní kloub

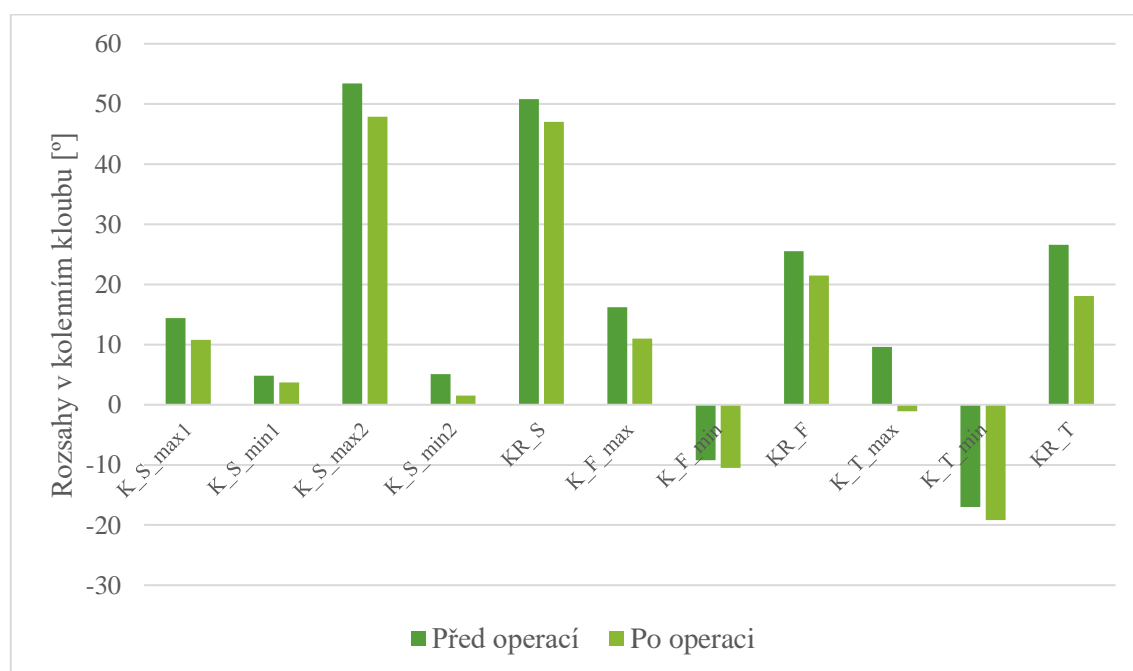
Nenalezli jsme statisticky významný rozdíl mezi úhlovými parametry v oblasti hlezenního kloubu před a po operaci u obou končetin.

Hypotézy $H0_{4a}$ a $H0_{4b}$ nelze zamítnout pro hlezenní kloub.

Kolenní kloub

V kolenním kloubu operované končetiny bylo zjištěno statisticky významné zmenšení ($p = 0,025$; velký účinek) rozsahu pohybu do vnitřní rotace (K_T_max) a menší celkový rozsah pohybu v kloubu (KR_T) v transverzální rovině ($p = 0,049$; střední účinek). V úhlových parametrech neoperovaného kolene statisticky významné rozdíly nalezeny nebyly.

Hypotézy $H0_{4a}$ a $H0_{4b}$ nelze zamítnout pro kolenní kloub.



Obrázek 21. Rozsahy v kolenním kloubu Skupiny Osteotomie.

Výsvětlivky: K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistoji, K_S_min1 – maximum extenze v konečném stoji, K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi, K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_F_max – maximum abdukce ve stojné fázi (varozita), K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita), KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu, K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině

Kyčelní kloub

Nenalezli jsme statisticky významný rozdíl mezi úhlovými parametry kyčelním kloubu před a po operaci u obou končetin.

Hypotézu H_{04a}) a H_{04b}) nelze zamítnout pro kyčelní kloub.

Pánev

V oblasti pánve došlo k statisticky významnému zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině (PR_S) na operované (p = 0,012; velký účinek) i na neoperované straně (p = 0,017; velký účinek).

Hypotézu H_{04a}) a H_{04b}) nelze zamítnout pro pánev.

5.4 VÝSLEDKY – Skupina Totální endoprotéza

5.4.1 Ověření hypotézy H_{05}

H_{05} : Dynamické parametry ve stojné fázi chůze se u osob před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

- a) v časových parametrech průběhu reakční síly
- b) v silových parametrech a impulzech síly

Základní statistické charakteristiky parametrů reakční síly podložky jsou uvedeny v Příloze 9.

Z porovnání hodnot na postižené končetině vyplývá, že čas stojné fáze (t_1) byl po operaci kratší než před operací (p = 0,016; velký účinek).

Na nepostižené končetině se po operaci čas stejné fáze (t1) zkrátil ($p = 0,041$; střední účinek) a statisticky významně se prodloužil ($p = 0,037$; střední účinek) čas dosažení maxima síly Fz v akcelerační fázi (t8).

Hypotézu $H0_{5a}$ nelze zamítnout.

Velikost impulzu síly Fz v brzdící fázi (I5) byla na postižené končetině po operaci menší než před operací ($p = 0,016$; velký účinek). Celkový impuls síly Fz (I7) byl na postižené končetině po operaci menší ($p = 0,041$; střední účinek).

Na nepostižené končetině byl statisticky významný impuls síly Fz v akcelerační fázi (I6), který se po operaci zmenšil ($p = 0,017$; velký účinek). Na nepostižené končetině bylo maximum síly Fz v akcelerační fázi (F6) po operaci statisticky významně větší velikost ($p=0,009$; velký účinek) v porovnání se stavem před operací.

Hypotézu $H0_{5b}$ nelze zamítnout.

5.4.2 Ověření hypotézy $H0_6$

$H0_6$: Časoprostorové parametry ve stejné fázi chůze se u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

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

Hypotézu $H0_6$ nelze zamítnout.

5.4.3 Ověření hypotézy $H0_7$

$H0_7$: Úhlové parametry na dolní končetině v průběhu krokového cyklu se u pacientů před a po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu neliší.

- a) u operované končetiny
- b) u neoperované končetiny

Základní statistické charakteristiky měřených úhlových parametrů v průběhu krokového cyklu a porovnání stavu před a po operaci jsou uvedeny v Příloze 10. Grafické znázornění statisticky významných hodnot je uvedeno v Obrázku 22.

Hlezenní kloub

Rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu na operované dolní končetině před a po operaci nebyl statisticky významný. V hlezenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci jsme zjistili statisticky významné zmenšení ($p=0,030$; velký účinek) rozsahu pohybu maximální plantární flexe na konci stojné fáze (A_S_PF2).

Hypotézu $H0_{7a}$ a $H0_{7b}$ nelze zamítnout pro hlezenní kloub.

Kolenní kloub

Rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu na operované dolní končetině před a po operaci nebyl statisticky významný. V kolenním kloubu na neoperované dolní končetině před a po operaci bylo zjištěno statisticky významné zmenšení ($p=0,050$; střední účinek) celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině (KR_S).

Hypotézu $H0_{7a}$ a $H0_{7b}$ nelze zamítnout pro kolenní kloub.

Kyčelní kloub

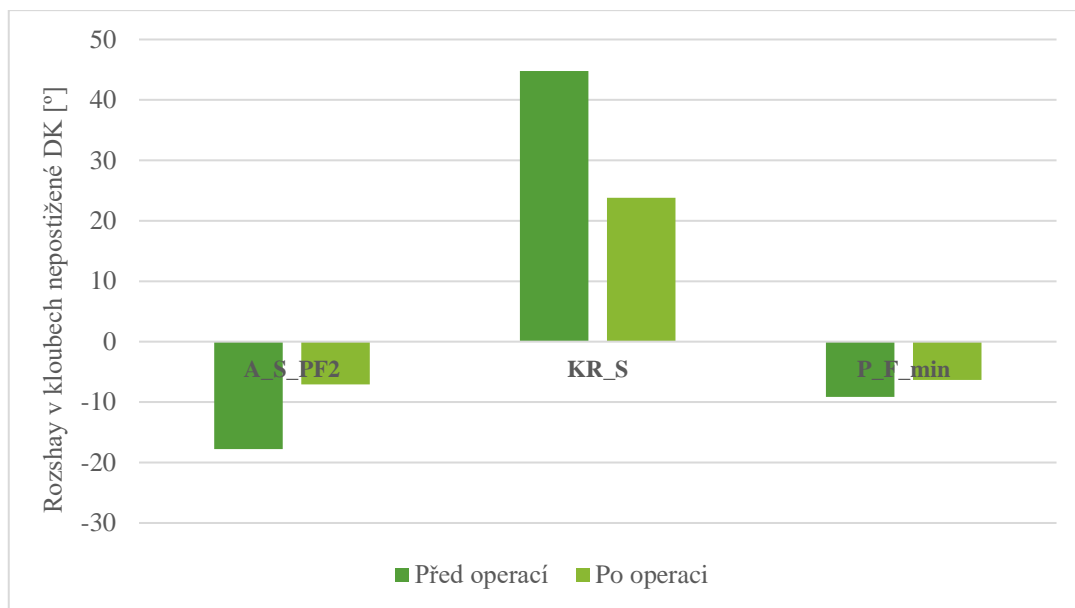
Rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu na operované i neoperované dolní končetině před a po operaci nebyl statisticky významný.

Hypotézu $H0_{7a}$ a $H0_{7b}$ nelze zamítnout pro kyčelní kloub.

Pánev

Rozdíl v úhlových parametrech pánve na operované straně před a po operaci nebyl statisticky významný. Na pánvi na neoperované straně před a po operaci jsme zjistili statisticky významné zmenšení ($p=0,030$; velký účinek) rozsahu deprese pánve ve švihové fázi chůze (P_F_min).

Hypotézu $H0_{7a}$ a $H0_{7b}$ nelze zamítnout pro pánev.



Obrázek 22. Rozsahy v kloubech postižené DK Skupiny Totální endoprotéza.

Vysvětlivky: DK – dolní končetina, A_S_PF2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, P_F_min – deprese ve švihové fázi

6 DISKUZE

Zvyšování věku populace přináší řadu úskalí. Jedním z nich je nárůst počtu pacientů s degenerativním postižením nosných kloubů. Změna vlastností tkání v důsledku stárnutí, zvyšování tělesné hmotnosti, vysoké mechanické zátěže nebo poranění vede k narušení homeostázy systému kloubu, což může časem vyvrcholit OA kolenního kloubu v důsledku porušené integrity tkáně (Andriacchi & Favre, 2014).

Mimo zdravotní důsledky má OA velký společenský a ekonomický dopad. Má vliv na celkovou funkci pohybového aparátu a nezhřídka vede k významnému snížení pracovního výkonu postiženého člověka. OA je řazena na přední místa příslušných statistik při porovnání celkového objemu hodin „ztracených“ kvůli diagnostice a terapii (Gallo, 2014). Náklady na terapii jsou obrovské kvůli vysoké spotřebě analgetik a nesteroidních antiflogistik, to platí také pro aplikaci TEP kvůli těžké OA kyčlí a kolen. Podle obsáhlé studie Feigin et al. (2019) je OA třetí strmě narůstající invalidizující faktor po demenci a diabetu.

OA ovlivňuje funkční mobilitu a kvalitu života mnoha jedinců (Youn, Youn, Zeni, & Knarr, 2018). Postihuje všechny etnické skupiny a její prevalence a incidence narůstá hlavně s věkem (Gallo, 2014). Věk však není jediným významným rizikovým faktorem. Prevalenci a incidenci OA ovlivňují také pohlaví, rasa, hmotnost pacienta, určitá povolání a nitrokloubní poranění v anamnéze. Yucesoy et al. (2015) potvrdil vztah mezi těžkou fyzickou prací a rizikem vzniku OA kolen a kyčlí. Nadměrná fyzická aktivita a dlouhodobě zaujímaná nevhodná pozice (např. klek, dřep) jsou jedním z hlavních rizikových prvků pro vznik OA (Coggon, Croft, & Kellingray, 2000; Kujala, Kettunen, & Paananen, 1995). V budoucnosti však lze očekávat, že se tento faktor s postupnou mechanizací a automatizací těžké práce bude stávat méně významným a do popředí vystoupí nitrokloubní úrazy a neúměrné přetěžování při sportu a volnočasových aktivitách (Richmond et al., 2013).

V důsledku progresu onemocnění dochází ke změnám stereotypu chůze. Potíže při chůzi jsou jedny z nejčastějších symptomů, které pacienti udávají (Wiik, Aqil, Brevadt, Jones, & Cobb, 2017). Postupně se zhoršují pohybové funkce a dochází ke vzniku abnormalit a kompenzačních mechanismů v biokinetickém řetězci v oblasti dolní končetiny (Ogrodzka, Niedźwiedzki, & Chwala, 2011). Pochopení abnormalit chůze vznikajících u pacientů s GA je nezbytné pro nastavení optimálního léčebného

postupu a pro zhodnocení výsledků léčby. S pomocí kinematické a dynamické analýzy chůze, případně s elektromyografickým záznamem jsme, schopni odhalit primární změny v chůzi, a tyto změny vyhodnotit a kompenzovat (Al-Zahrani & Bakheit, 2002).

6.1 DISKUZE – Skupina Gonartróza

Záměrem této části práce bylo analyzovat dynamické a kinematické parametry chůze u osob s GA, porovnat je s jedinci podobného věku bez GA a zjistit tak specifika artrotické chůze v komparaci s kontrolní skupinou.

Diskuze k hypotéze H0₁

Gök, Ergin a Yavuzer (2002) ve své práci porovnávali skupinu osob s mediální GA (13 osob) se stejně velkou skupinou zdravých osob. Rozdíl v čase potřebném k dosažení maximální síly v akcelerační fázi nebyl u obou skupin statisticky významný. V našem výzkumu jsme parametr zaznamenali statisticky významně kratší o 5,4 % u osob s GA. Čas dosažení maxima síly F_z v brzdící fázi byl u osob s GA delší o 5,5 % krokového cyklu. Tyto hodnoty naznačují pomalejší zahájení stojné fáze a následně snahu zkrátit dobu jejího trvání v akcelerační fázi. Dle Kaufmana et al. (2001) se pacienti snaží vzhledem k bolesti co nejméně zatěžovat postiženou končetinu.

Autoři dále popisují významný pokles maximální síly v brzdící a akcelerační fázi u testovaných s GA. S tímto údajem se shodují i naše výsledky. Probandi s diagnózou GA vykazovali nižší maximální sílu F_z v brzdící fázi o 4,9 % a nižší maximální sílu v akcelerační fázi o 10,9 % tíhové síly. Oba parametry dosahovaly nižších hodnot také u žen s GA ve studii Chen et al. (2003). Hodnoty se shodovaly i v případě minima síly F_z ve fázi středního stoje, které byly u kontrolních skupin nižší, v našem případě o 6,7 % tíhové síly měřených osob. U našich pacientů s GA bylo statisticky významné maximum síly F_y v brzdící i akcelerační fázi. Parametry byly u osob s GA menší o 4,5 %, resp. o 5 % než u kontrolní skupiny. Z toho plyne i zmenšení silového impulzu v brzdící a akcelerační fázi u osob s GA. Nižší hodnoty parametrů síly a impulzů síly v akcelerační fázi připisují Baert et al. (2013) a Wiik et al. (2017) snížené svalové síle svalů kolenního kloubu způsobené bolestí a úbytkem pohybu.

V rámci dynamické analýzy chůze Skupiny GA vyplývá, že zahájení chůze bylo u osob s GA pomalejší, ale dokončení stojné fáze proběhlo rychleji než u kontrolní

skupiny, avšak bylo méně důraznější. Což odpovídá „šetřící“ strategii postižené končetiny. Při srovnání dvou experimentálních skupin ve studii Chen et al. (2003) se starší ženy blížily dynamickými parametry spíše skupině s GA než kontrolní skupině. Věk má velký vliv na dynamické změny chůze má věk. Favre, Erhart-Hledik a Andriacchi (2014) popisují, že kromě výše zmíněných dynamických změn, dochází u starších osob i ke změnám kinematických parametrů. Dle autorů mohou být tyto změny jedním z faktorů v případě iniciace idiopatické GA.

Diskuze k hypotéze H0₂

Většina studií popisujících kinematiku chůze u GA se zaměřuje na kolenní kloub. O chování distálních a proximálních kloubů toho moc nevíme. V hlezenním kloubu jsme nezaznamenali statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech mezi postiženou končetinou, nepostiženou končetinou a kontrolní skupinou. Hodnoty mezi skupinami byly podobné, nejvyšší byly v případě nepostižené končetiny osob s GA. Jelikož se GA vyznačuje redukcí rozsahu pohybu a ztuhlostí kloubů (Al-Zahrani, & Bakheit, 2002; Astephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008; Heiden, Lloyd, & Ackland, 2009), můžeme se domnívat, že na nepostižené končetině byly rozsahy kompenzačně zvětšeny.

Velikost úhlu flexe a extenze v kolenním kloub je považována za klíčový parametr pro popsání vztahu mezi stehnem a bércelem v sagitální rovině. Snížený rozsah pohybu v sagitální rovině je u artrózy kolenního kloubu častým jevem, což potvrzují mnohé studie. Velkou roli zde hraje i typicky snížená svalová síla čtyřhlavého svalu stehenního (Favre et al., 2014). Kaufman et al. (2001) našel u probandů s GA o 6° menší flexi kolene v porovnání s kontrolní skupinou. Ogrodzka et al. (2011) rovněž popisuje nedostatečnou flexi během švihové fáze u postižené končetiny. Bytyqi et al. (2014) označuje zjištěnou omezenou flexi v kolenu a omezenou extenzi v konečném stoji jako „strategii ztuhlosti“. Childs, Sparto, Fitzgerald, Bizzini, & Irrgang (2004) zjistili, že probandi s unilaterální GA se v porovnání s kontrolní skupinou vyznačují menší flexí kolene od počátečního kontaktu paty do fáze postupného zatěžování, kdy je flexe spojena i s omezenou extenzí ve stejné fázi. V našem výzkumu jsme došli ke stejnému závěru. Velikost flexe kolene ve švihové fázi byla menší na postižené i nepostižené končetině v porovnání s kontrolní skupinou. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině pak na končetině postižené GA dosahoval 43,6°, na nepostižené končetině 48,1° a kontrolní skupina dosahovala úhlu

58,6°, přičemž dle Perry & Burnfield (2010) je rozsah kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi 60–70°.

Co se týče rozsahu do extenze, probandi s GA vykazovali na postižené končetině větší rozsah v extenzi (6,1°) v konečném stoji než u kontrolní skupiny (2,2°). Většina autorů se shoduje na omezené extenzi kolenního kloubu ve fázi konečného stoje (Balinuas, et al., 2002; Kaufman et al., 2001, Ogrodzka et al, 2011). Proč tomu bylo u našich pacientů jinak může spočívat v tom, že ač všichni odpovídali II. a III. stupni GA dle RTG, jejich subjektivní nález s tím nemusel korespondovat.

Chang et al. (2013) považuje zvýšenou volnost pohybu v koleni do abdukce a addukce za jeden z faktorů urychlující progresi GA. Také v naší studii byl celkový rozsah pohybu ve frontální rovině u skupiny s GA zvýšený (22,3°) oproti kontrolní skupině (16,6°). Maximální addukci jsme na postižené končetině naměřili větší (22,2°) oproti kontrolní skupině (11,0°) a velikost maximální abdukce byla na postižené končetině menší (0,1°) v porovnání s kontrolní skupinou (5,6°). U nepostižené končetiny nedošlo v celkové rozsahu ve frontální rovině ke statisticky významným rozdílům, ale v diferencovaných pohybech do addukce a abdukce ano. Maximální addukce byla u nepostižené končetiny zvýšená (20,7°) v porovnání s kontrolní skupinou (11,0°) a míra maximální abdukce byla snižená u končetiny s GA (- 0,2°) v porovnání s kontrolní skupinou (5,6°). Butler, Barrios, Royer a Davis (2013) zjistili, že míra addukce v kolenním kloubu byla vyšší u osob s mediální GA (případ i našich pacientů) ve srovnání s probandy s laterální GA. Obecně je ve frontální rovině velikost výchylek minimální. Maximální abdukce nastává při počátečním kontaktu a v následné fázi postupného zatěžování. Během švihové fáze dochází k addukci asi 8° a kolenní kloub se vrací do neutrální polohy (Janura, 2014; Neumannová et al., 2015). Velké rozdíly oproti fyziologii si u skupiny s GA můžeme vysvětlit tím, že se u pacientů často vyskytují varózní nebo valgózní deformity dolních končetin a tím pádem i jejich úhlové nastavení. Mündermann et al. (2005) zjistili, že pacienti s GA III.-IV. stupně dle Kelgrena-Lawrence měli o 6° větší úhel mechanické osy do varózního postavení, pacienti s I.-II. stupněm GA měli vychýlenou osu do varozity o 5,7°.

V transverzální rovině byl statisticky významný pouze celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu na nepostižené končetině, který byl u kontrolní skupiny větší (23,0°) než na nepostiženém koleni (18,4°).

U kyčelního kloubu byl celkový rozsah pohybu v sagitální rovině statisticky významně menší u postižené končetiny ($38,8^\circ$) i u nepostižené končetiny ($38,9^\circ$) v porovnání s kontrolní skupinou ($44,1^\circ$). Všechny tři hodnoty se velmi přibližují fyziologii, neboť dle Perry a Burnfield (2010) se rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině pohybuje kolem 40° . Naopak Messier et al. (1992), kteří se zabývali vlivem GA na chůzi, sílu a flexibilitu našli zvýšený rozsah pohybu v kyčelním kloubu, a to jak u končetiny postižené GA ($27,1^\circ$), tak u nepostižené končetiny ($30,6^\circ$) v porovnání s kontrolní skupinou ($24,9^\circ$). Na nepostižené končetině byla patrná omezená extenze kyčelního kloubu ($3,9^\circ$) v porovnání s kontrolní skupinou ($11,4^\circ$). Výsledky se shodují se studií Ogrodzka et al. (2011), kdy autoři naměřili omezenou extenzi ve fázi terminálního stoje, a také ve fázi předšvihu nedocházelo u skupiny GA k fyziologické extenzi.

V oblasti pánve byl statisticky významný parametr celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině na postižené ($3,7^\circ$) i nepostižené končetině ($4,2^\circ$) ve srovnání s kontrolní skupinou ($3,0^\circ$). Rozdíly do antevertze a retrovertze nebyly mezi skupinami statisticky významné, ale do retrovertze byl pohyb na obou testovaných končetinách snížený oproti KS. Důvodem může být kompenzace snížené extenze v kyčelním kloubu, kdy hodnotám snížené extenze v kyčli u nepostižené končetiny odpovídá i zvýšená antevertze pánve na stejné straně.

6.2 DISKUZE – Skupina Ortéza

Záměrem testování skupiny Ortéza bylo zjistit jaký vliv bude mít odlehčující ortéza UnloaderOne® na chůzi u pacientů s GA. Byl zkoumán okamžitý efekt ortézy při první aplikaci, dále efekt po třech měsících nošení, a nakonec tři měsíce po ukončení ortézování.

Úhlové deformity ve smyslu varozity či valgozity mohou být vyvolávající příčinou vzniku OA (Janíček et al., 2012). Při patologickém postavení kolenního kloubu dochází k nerovnoměrnému rozložení tělesné hmotnosti. Projevem této dysbalance může být abnormální stojná fáze chůze (Whittle, 2007). Právě ve stojné fázi se uplatňují případné kompenzační mechanismy těla (Vařeka & Vařeková, 2013). Jednou z možností ovlivnění varózní deformity kolenního kloubu je valgózní korekční ortéza (Beaudreuil et al., 2009;

Pollo, Otis, Backus, Warren, & Wickiewicz, 2002). Aplikace ortézy má za cíl snížení nežádoucího addukčního (valgózního) momentu. Při zmenšení addukčního momentu se snižuje nutnost zapojení svalů a vazů k neutralizaci „patologických“ sil. Tím dochází k menší degeneraci mediálního kompartmentu postiženého kloubu. Toriyama et al. (2011) zkoumali vliv odlehčující ortézy Unloader One®, užívané při mediální GA. Zjistili, že ortézování kolene má vliv na kinematiku a kinetiku nejen ipsilaterálních, ale i kontralaterálních kloubů během chůze. Valgózní ortéza má příznivý vliv na kompresivní zatížení mediálního kompartmentu a kloubní propriocepci. Lepší symetrizace kroků je možná právě díky snížení bolesti a zlepšení kloubní propriocepci.

Existuje mnoho studií zabývajících se hodnocením efektu odlehčující ortézy na biomechanické parametry chůze. Často se setkáváme i s protichůdnými závěry. Horlick & Loomer (1993) neprokázali vliv odlehčující ortézy na změnu femorotibiálního úhlu ani na výšku kloubní štěrbiny. Zatímco Komistek et al. (1999) pozoroval oddálení kondylu od tibiálního plata v mediálním kompartmentu kolene pomocí odlehčující ortézy. Odlišnosti ve výsledcích mohou vznikat na podkladě jiné metodiky výzkumu nebo jiného designu a výrobce ortéz. Petersen et al. (2016) srovnávali 24 studií zabývajících se využitím ortéz u GA. 20 studií prokazovalo vliv ortézy na snížení addukčního momentu, 7 studií uvádělo snížení bolestivosti po dlouhodobé aplikaci ortézy a 4 studie účinnost ortézy neprokázaly. Vedle biomechanických studií existují studie zabývajících se subjektivním vjemem pacienta před a po aplikaci ortézy. Briggs et al. (2012) pomocí dotazníku The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC) hodnotili bolestivost, ztuhlost a běžné denní aktivity při nošení ortézy po dobu 6 měsíců. Pacienti vyplnili dotazník po třech týdnech, po šesti týdnech a po šesti měsících užívání ortézy. Autoři udávají signifikantní snížení bolesti, ztuhlosti a zlepšení funkčnosti kolene. Zlepšení WOMAC skóre bylo nejvýraznější po šesti týdnech užívání ortézy. Počet studií, které se zabývají dynamikou dolních končetin při chůzi s ortézou kolenního kloubu, je výrazně nižší.

Diskuze k V_1

Účelem prvního měření, tj. před a po první aplikaci ortézy, bylo zhodnocení okamžitého efektu ortézy. Po první aplikaci ortézy se významné rozdíly projevíly pouze na nepostižené končetině. Při chůzi bez ortézy byl na nepostižené čas dosažení maxima síly F_z v akcelerační fázi delší (77,9 %) než při chůzi s ortézou (75,5 %). Hodnota maxima síly F_z v akcelerační fázi byla při chůzi s ortézou významně větší (107,1 %)

než při chůzi bez ortézy (104,9 %). Druhé maximum vertikální složky reakční síly odpovídá předšvihové fázi krokového cyklu. Z toho vyplývá, že probandi při chůzi s ortézou prováděli odraz větší silou. Minimum síly F_z ve středním stoji bylo menší při chůzi bez ortézy (88,3 %) než při chůzi s aplikovanou ortézou (92,0 %). Z toho usuzujeme, že bezprostředně po první aplikaci ortézy bylo zatížení končetiny ve fázi středního stoje vyšší. Větší zatížení končetiny si můžeme vysvětlit tím, že ortéza pacientům poskytla jistotu a nebáli se končetinu více zatížit.

Krátkodobý vliv valgózní odlehčující ortézy u symptomatické mediální GA zkoumali také Draper, Cable, Sanchez-Ballester, Hunt, Robinson a Strachan (2000), kteří se zaměřili na dobu trvání stojné a švihové fáze a jejich symetrii. Prokázali významně větší symetrizaci chůze po jednorázové aplikaci ortézy. Význam autoři připisují kvalitnější propriocepci v kloubu a snížení bolesti kvůli menšímu kompresivnímu zatížení mediálního kompartmentu kolene. Podle Gross, Fetto a Suspick (2005) je pro jedince s antalgickou chůzí typické nejen menší zatížení bolestivé končetiny, ale i zkracování její stojné fáze.

Ve druhém měření jsme zkoumali efekt ortézy na dynamické parametry chůze po tříměsíčním nošení ve srovnání se stavem před první aplikací. Z výsledků vyplývá, že po 3 měsících nošení ortézy vzrostlo na obou končetinách maximum síly F_z v brzdící fázi. Na postižené končetině z 98,2 % na 103,3 % a na nepostižené končetině z 97,3 % na 101,5 %. Na nepostižené končetině se zvýšil i druhý vrchol maximální vertikální síly F_z v akcelerační fázi ze 104,9 % na 106,2 %. Větší rozdíl mezi maximem a minimem v průběhu vertikální složky reakční síly znamená větší dynamiku chůze (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Perry a Burnfield (2010) popsaly změnu křivky vertikální reakční síly u lidí s OA nosných kloubů. Průběh křivky se vyznačoval sníženými vrcholy obou maximálních hodnot a redukováným rozdílem velikosti maxima a minima. Perry a Burnfield (2010) a Richards (2008) se shodují na tom, že na průběh vertikální složky reakční síly má vliv rychlost chůze jedince. Schmalz, Knopf, Drewitz a Siegmars (2010), kteří zkoumali efekt ortézy po 4 týdnech terapie, prokázali, že mezi 5–15 % krokového cyklu dochází u lidí s GA k poklesu vertikálního zatížení na postižené končetině při chůzi. Dále z jejich výzkumu vyplývá, že při chůzi bez ortézy došlo k významnému snížení prvního maxima síly vertikální složky reakční síly o 5 % oproti chůzi s ortézou. Významné rozdíly našli i v anteroposteriorní složce síly během fáze postupného zatěžování, kde při chůzi bez ortézy byla síla významně nižší než při chůzi s ortézou.

Třetí měření se uskutečnilo po 3 měsících od ukončení nošení ortézy. Zajímalo nás, zda bude efekt ortézy patrný i v době, kdy již nebyla ortéza aplikována. Na konci výzkumu jsme pozorovali prodloužení doby trvání stojné fáze na obou končetinách. Na postižené se doba prodloužila z 0,95 na 1,47 s a na nepostižené končetině z 0,97 na 1,45 s. Na obou končetinách jsme před první aplikací ortézy pozorovali větší maximum síly F_y a F_z v brzdící fázi než 3 měsíce po skončení ortézování. Hodnoty impulzů síly byly po třetím měření vyšší než při prvním. To můžeme vysvětlit tím, že probandi našlapovali na silové plošiny razantněji s větší dynamikou než při prvním měření, kdy volili spíše postupnější zatížení dolní končetiny při chůzi (Svoboda, 2008). Nižší hodnoty impulzů v akcelerační fázi potvrzuje také Wiik et al. (2017), který tento jev pozoroval u pacientů s GA, stejně jako my při prvním měření. Baert et al. (2013) to zdůvodňuje sekundárním snížením svalové síly extenzorů kolenního kloubu.

Otázka reálného klinického efektu ortézování je stále předmětem intenzivního výzkumu. Recentní metaanalýza randomizovaných klinických studií zjistila příznivý vliv nošení ortézy na bolest („malá až středně významná úleva“), v některých studiích i na funkci (Moyer et al., 2015). Také studie Briggs et al. (2012) prokázala signifikantní zlepšení stavu probandů po aplikaci ortézy ve všech třech oblastech indexu WOMAC (bolest, ztuhlost, běžné denní aktivity). Existují však studie, které úlevu od bolesti a zlepšení kvality života po delším používání ortézy zpochybňují (Duivenvoorden et al., 2015). Při porovnání výsledků korekční osteotomie a ortézování kolena z hlediska úlevy od bolestí a funkce, byl v práci van Outeren et al. (2017) nalezen významný rozdíl ve prospěch korekční OT. Co se týče úvodních pozitivních klinických výsledků, je třeba určitě počítat s vlivem očekávání („expectation bias“). Zastánci ortéz nezastírají ani problémy se spoluprací pacientů a komplikace plynoucí z dlouhodobého nošení ortézy (Lehnertová et al., 2018).

6.3 DISKUZE – Skupina Osteotomie

Probandi Skupiny OT podstoupili chirurgickou intervenci a byly porovnávány rozdíly v chůzi před provedením OT a 6 měsíců po operaci.

U více než 90 % pacientů se následkem GA vyvine varózní deformita dolní končetiny, neboť při neporušené ose kloubu jsou jednotlivé kompartmenty nestejně

mechanicky zatíženy (Deie et al., 2014). Za fyziologických podmínek působí na mediální kompartment 60 % a na laterální 40 % zátěže. Při současné varozitě kolene se přetížení mediální části dále stupňuje (Egmond, Stolwijk, van Heerwaarden, van Kampen, & Keijsers, 2017; Waciakowski et al., 2011). U pacientů s GA z důvodu varózního postavení kolene pozorujeme během krokového cyklu biomechanické a svalové odchylky. Typicky se u těchto pacientů objevuje zvětšený addukční moment, který se zvyšuje s progresí onemocnění. Navíc pacienti s OA mediálního kompartmentu kolene mají zvýšenou ko-kontrakční práci svalů při chůzi se zvyšující se laxicitou ve frontální rovině a oslabením m. quadriceps femoris (Lind et al., 2013). Řešením degenerativního postižení kolenního kloubu u mladých aktivních pacientů je pro lékaře velkou výzvou. Mezi možnosti chirurgického řešení patří HTO, unikompartmentální artroplastika kolene a v poslední řadě TEP (Hui, Salmon, & Kok, 2010). Valgizační OT je chirurgický zákrok používaný pro léčbu OA mediálního kompartmentu kolene. Tento operační výkon se běžně provádí u pacientů, kteří nejsou vhodnými kandidáty pro TEP kloubu (Lee, Lee, Teo, & Lee, 2017; Lind et al., 2013). OT není protikladem kloubní náhrady, ale patří k její alternativě a zlepšuje podmínky pro její pozdější aplikaci (Dungl, 2014). Provádí se u relativně mladých pacientů s dobrou stabilitou vazů, svalovou funkcí a rozsahem pohybu, u nichž je korekce osové deformity technicky dobře proveditelná (Egmond et al., 2017). Studie Waterman et al. (2015) se zabývala úspěšností HTO provedené u 181 vysoce aktivních vojáků z důvodu mediální GA a varózní deformity kolene. U 72 % z nich došlo díky HTO k oddálení artroplastiky a vrátili se ke své profesi. Jedná se tedy o operační zákrok, který navrácí mladé pacienty do vysoce aktivního života. Cílem operace je posun mechanické osy dolní končetiny, čímž se sníží zatížení postižené části kloubu (Lind et al., 2013).

U Skupiny OT jsme hodnotili kinematické parametry kloubů dolní končetiny a pánve při chůzi u pacientů, kteří podstoupili OT tibie z důvodu jednostranné GA. Úhlové parametry byly hodnoceny pro operovanou i neoperovanou končetinu. Statisticky významné změny v úhlových parametrech však u neoperované DK po zákroku nebyly prokázány. Většina studií se zaměřuje především na parametry týkající se kolene operované končetiny. Pohyby v kolenním kloubu však souvisí s ostatními klouby dolní končetiny a s pánví, což potvrzují výsledky naší studie.

Diskuze k hypotéze H0₃

Favre et al. (2014) popisuje u osob s GA sníženou rychlost chůze spojenou s zkrácenou délkou dvojkroku. U pacientů ve studii Lind et al. (2013) dosáhly pooperační hodnoty dvojkroku úrovně kontrolní skupiny. V našem výzkumu se délka dvojkroku po OT tibie prodloužila na 1,23 m z původní hodnoty 1,16 m. Došlo tedy ke zlepšení stojné fáze operované končetiny a byla poskytnuta dostatečná opora pro kontralaterální fázickou končetinu a delší krok.

Výzkum autorů Lind et al. (2013), kterého se zúčastnilo 11 probandů, prokázal statisticky významné zvýšení rychlosti chůze u pacientů po operaci. Výsledky byly porovnávány s kontrolní skupinou. Rychlost chůze se po OW HTO zvýšila z původních 1,22 m/s na 1,43 m/s. Po operaci se tedy rychlost chůze u pacientů s GA statisticky významně nelišila od kontrolní skupiny (1,54 m/s). Délka kroku se u pacientů prodloužila z 1,37 m na 1,48 m. Deie et al. (2014) posuzovali vliv OW OT a CW OT na rychlost chůze u skupiny 21 pacientů. Měření proběhlo před operací, a následně po 3 měsících od operace, po půl roce a 1 rok po zákroku. U obou operačních přístupů došlo po 3 měsících od operace ke snížení rychlosti chůze. Při opakovaném měření po 6 měsících od operace se ovšem ukázalo významné zvýšení rychlosti chůze u všech 9 pacientů po OW HTO a po 1 roce došlo k významnému zvýšení rychlosti chůze u zbylých 12 pacientů, kteří podstoupili CW HTO.

Vliv OT na kinematické parametry chůze zkoumali Leitch, Birmingham, Dunning a Giffin (2015). Měření proběhlo před operací, 3 měsíce po operaci a 1 rok po operaci a provádělo se při chůzi po rovině a při chůzi do schodů. Při obou podmínkách chůze (rovina, schody) se po operaci statisticky významně zvýšila rychlost. Studie Birmingham et al. (2009), která probíhala 24 měsíců, sledovala pomocí kamerového záznamu pohybu kinematické parametry chůze. Celkem se výzkumu zúčastnilo 128 probandů. Z časoprostorových parametrů se autoři zaměřili na změnu rychlosti chůze po operaci (OW HTO). Rychlost chůze se z původní naměřené hodnoty 1,1 m/s zvýšila po OW HTO na 1,16 m/s. Nicméně se nejednalo o signifikantní nárůst rychlosti. Autoři zdůvodňují nárůst rychlosti chůze především prodloužením délky kroku na neoperované dolní končetině. Studie Egmond et al. (2017) zkoumala vliv varizační OT pomocí kinematické analýzy chůze u 12 pacientů s GA. Výsledky byly porovnávány s kontrolní skupinou čítající 10 osob. Bylo zjištěno, že délka kroku se statisticky významně prodloužila na $1,17 \pm 0,39$ m (Egmond et al., 2017). Ve většině uvedených studií došlo po operaci k prodloužení délky kroku, stejně tak tomu je v naší studii. Na základě výše uvedených

studií lze dále tvrdit, že rychlost chůze se po operaci zvýší. V naší studii ovšem zvýšení rychlosti nebylo statisticky významné. Z hodnoty 0,97 m/s před operací došlo k nárůstu rychlosti na 1,03 m/s.

Diskuze k hypotéze H0₄

Řada studií se zabývá vlivem OT na kolenní kloub operované končetiny, avšak velmi málo se jich týká ostatních kloubů a pánve. Jednou ze studií, které se zaměřovaly také na ostatní klouby byla práce Egmond et al. (2017). U kinematických parametrů chůze došlo po operaci k signifikantnímu rozdílu v rozsahu pohybu mezi skupinami. Skupina osob s GA vykazovala menší celkový rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině, tedy do flexe a extenze oproti kontrolní skupině. V kolenním kloubu operované končetiny bylo u našich pacientů zjištěno statisticky významné zmenšení rozsahu pohybu do vnitřní rotace z 9,6° na 7,6°. Dále byl po operaci prokázán menší celkový rozsah pohybu v kloubu v transverzální rovině z 26,6° na 18,1°. Na základě zjištění sníženého rozsahu pohybu kolene do vnitřní rotace, lze předpokládat lepší kontrolu pohybu v kloubu během chůze. Fakt, že ke statisticky významnému rozdílu došlo v rovině transverzální, lze vysvětlit tím, že se operace zaměřuje na korekci varozity kolene. Díky OT tibie došlo k úpravě anatomického postavení kloubu, tudíž se upravila míra rotace. Marriott et al. (2015) zjišťovali u 33 pacientů vliv OW HTO na úhlové parametry kolene. Výsledky výzkumu ukázaly na zmenšení varozity kolene. Dále došlo k redukci rozsahu pohybu také v sagitální rovině ve smyslu flexe/extenze a v rovině transverzální ve smyslu vnitřní a zevní rotace. Výsledky studie Marriott et al. (2015) se shodují se zjištěním, vyplývajícím z našeho výzkumu, že po operaci dochází k statisticky významnému omezení rozsahu pohybu kolene v transverzální rovině. V sagitální rovině jsme po operaci na operované končetině pozorovali zmenšení rozsahu maximální flexe během stojné fáze. Nešlo o statisticky významnou změnu, nicméně údaj naznačuje, že dolní končetina byla během stojné fáze více extendovaná. Větší extenze je ve fázi počátečního kontaktu a postupného zatěžování žádoucí.

V oblasti pánve došlo k statisticky významnému zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině na operované straně ze 7,1° na 2,6° a na neoperované straně z 6,7° na 2,7°. U pacientů s GA často nacházíme omezenou extenzi v kyčli. Dochází tedy ke kompenzačnímu zvýšení exkurze pohybu v oblasti pánve do anteverze a retroverze.

Z výsledků naší studie vyplývá, že po OT tibie došlo k normalizaci úhlových parametrů kyčelního kloubu, která pozitivně ovlivnila kompenzační mechanismy v oblasti pánve.

Z důvodu, že se OT provádí především u relativně mladých jedinců, je nutné se zaměřit na sledování dlouhodobého efektu operační korekce. Waciakowski et al. (2011) hodnotil stav pacientů 15 let po operačním výkonu. Příznivý efekt OT přetrval u většiny pacientů do 10 let po výkonu. Po 15 letech však příznivý efekt OT přetrval pouze u 30,4 % pacientů. Studie Hui et al. (2010) se zabývala dlouhodobým efektem HTO s mediální GA. Efekt operace byl zkoumán po 7 až 19 letech od operace. Výsledky ukázaly, že HTO má pozitivní efekt u většiny pacientů po dobu 15 let.

6.4 DISKUZE – Skupina Totální endoprotéza

Probandi skupiny TEP podstoupili chirurgickou intervenci a byly porovnávány rozdíly v chůzi před provedením TEP a 6 měsíců po operaci.

Ve vysokém stupni GA a při úporných potížích je nejběžnější léčbou TEP. Klinické faktory jako je bolest, otok a svalová bolest omezují funkci kolenního kloubu. Řešení těchto rizikových faktorů je důležité pro normalizaci biomechaniky kolene (Christensen et al., 2019). TEP kolenního kloubu snižuje bolest, prodlužuje délku kroku a zlepšuje postavení dolní končetiny u pacientů s GA (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014). V posledních desetiletích se prevalence OA a počet TEP výrazně zvýšily a očekává se, že se budou dále zvyšovat z důvodu častěji se vyskytující obezity v populaci, stárnutí a implantaci u mladších pacientů (Mathijssen, Verburg, London, Landsiedl, & Dominkus, 2019). Vzdávající počet příjemců TEP kolenního kloubu zvyšuje potřebu objektivnějších měření ke zhodnocení doby udržitelnosti a funkčnosti navrhovaných implantátů (Hatfield, Hubble-Kozey, Wilson, & Dunbar, 2011). Biomechanika kolenního kloubu hraje důležitou roli ve vývoji a poškození kloubní chrupavky. Zdravá chrupavka odpovídá na zatížení přizpůsobením svých morfologických a mechanických vlastností. Nicméně, jakmile se změní normální fungování kloubů, zatížení se přesune do oblastí, které nejsou přizpůsobeny zvýšenému namáhání (Vincent, Conrad, Fregley, & Vincent, 2012).

Hatfield et al. (2011) ve své studii popsali změny pohybu kolene a zatížení během chůze po TEP kolenního kloubu. Data byla naměřena u 42 pacientů 1 týden před operací a 1 rok po operaci. Na základě vyhodnocení dotazníků, které zkoumají bolest a funkčnost,

např. WOMAC a Short Form–36, je TEP kolenního kloubu považována za velice úspěšnou metodu léčby GA.

Biomechanická analýza chůze nám dává důležité informace o dynamických a kinematických změnách při chůzi. V případě TEP kolene ukazuje chování kloubu v transversální rovině, což může být rozhodujícím faktorem pro moderní kolenní protézy, které jsou více zaměřeny na stabilizaci a dovolují více přirozeného pohybu jako je rotace (Papagiannis, Triantafyllou, Roumpelakis, Papagelopoulos, & Babis, 2018).

Naili et al. (2017) sledovali pacienty v průběhu jednoho roku po operaci, kde pomocí 3D analýzy vyhodnotili, že se biomechanika kolenního kloubu nevrátila úplně k normálu. Kinematika a kinetika kolene se během chůze lišila ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou. Odlišovala se sníženým rozsahem kolene do flexe a extenze a sníženým flekčním momentem. Autoři uvádí, že jednoleté sledování probandů může být příliš krátká doba s ohledem na obnovení zatížení kloubu. Funkční zotavení trvá až dva roky po operaci.

Většina nalezených výzkumů je zaměřena na hodnocení operované dolní končetiny při chůzi a poměrně málo informací je známo o neoperované dolní končetině.

Diskuze k hypotéze H05

Ro et al. (2018) ve své studii zkoumali změny rychlosti chůze pomocí 3D analýzy pohybu dva roky po TEP kolenního kloubu. Testovaná skupina zahrnovala 34 žen s těžkým postižením kolene. Subjekty byly požádány, aby chodily svou obvyklou rychlostí po dráze dlouhé 9 m. Délka kroku a průměrná rychlost chůze se u sledované skupiny zlepšila, přesto byla pomalejší než rychlost chůze u kontrolní skupiny. Zvýšení rychlosti chůze bylo způsobeno prodloužením kroku. Pro další zlepšení rychlosti chůze autoři doporučují cvičení na posílení m. quadriceps femoris a zvětšování rozsahu pohybu v kolenním kloubu. Rozdílům v rychlosti chůze se věnovali i Jones et al. (2016), kteří posuzovali pacienty po TEP, unikompartmentální endoprotéze (UEP) a kontrolní skupinu bez GA. Rychlost chůze byla, dle jejich předpokladů, nejpomalejší u TEP, poté u UEP a nejrychlejší u zdravých jedinců. Autoři usuzovali, že pokud se v případě UEP zachovají oba zkřížené vazy a jeden kompartment kolenního kloubu, bude se chůze více podobat hodnotám kontrolní skupiny.

Z časových parametrů reakční síly podložky bylo statisticky významné pooperační zkrácení doby stojné fáze u obou končetin. Zkrácení stojné fáze může svědčit o rychlejší chůzi.

Na postižené končetině se po operaci zmenšila hodnota impulzu síly F_z v brzdící fázi a hodnota celkového impulzu síly F_z . Na nepostižené končetině se operační výkon projevil zmenšením impulzu síly F_z v akcelerační fázi a zvětšením maxima síly F_z v akcelerační fázi. Wiik et al. (2017) přisuzuje menší impulz síly pomalejší rychlosti chůze a oslabeným svalům kolenního kloubu.

Diskuze k hypotéze $H0_6$

V kinematické analýze chůze probandů Skupiny TEP jsme našli statisticky významné hodnoty v jednooporové fázi a fázi dvojí opory, kdy se doba pro oba parametry zkrátila, což můžeme připsat mírnému zvýšení rychlosti chůze. Tento výsledek se shoduje s prací Ro et al. (2018), kdy pacienti před operací více zatěžovali nepostiženou končetinu a doba stejné fáze se prodlužovala. Naopak po operaci se fáze opory zkrátila a poměr na obou končetinách se v průběhu dvou let od operace téměř vyrovnal. Pooperační zkrácení fáze dvojí opory potvrzuje i Ogrodzka & Niedźwiedzki (2012). Obecně u pacientů s GA často dochází ke snížení rychlosti chůze a zkrácení délky kroku (Tazawa et al., 2014). Totéž uvádí i Landry et al. (2007) a přidávají i informaci o menší kadenci a širší opěrné bázi u osob s GA.

Diskuze k hypotéze $H0_7$

U hlezenního kloubu na neoperované končetině došlo ke zmenšení maximální plantární flexe na konci stejné fáze. Degenerativní změny kolenního kloubu způsobují změny v krokovém cyklu v hlezenním kloubu (Ogrodzka et al., 2011). V průběhu počátku švihové fáze nedochází k dostatečné plantární flexi na postižené dolní končetině.

Po operaci jsme v kolenním kloubu neoperované končetiny pozorovali zmenšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině. Ke stejnému závěru došli i ve studii Ro et al. (2020), kteří porovnávali chůzi u pacientů po TEP kolenního kloubu a kontrolní skupiny. Pacienti po operaci nedosahovali hodnot jedinců bez GA a rozsah kolenního kloubu v sagitální rovině byl snížený. Autoři Hatfield et al. (2011) udávají, že změny v kolenním kloubu postiženém artrózou zahrnují sníženou velikost flexe a flekčního momentu na počátku středu stejné fáze, snížení extenčního momentu ve fázi konečného stoje a snížení zevně rotačního momentu na počátku středu stejné fáze. Tyto jevy mohou mít vliv na progresi GA a také mohou negativně ovlivňovat již voperovanou náhradu kloubu.

Ztuhlý kolenní kloub je u pacientů s GA častým jevem. Ztuhlost se projevuje zejména ve fázi konečného stoje a autoři ji připisují snaze zvýšit stabilitu kolenního kloubu a snížit bolest (Al-Zahrani, & Bakheit, 2002; Astephen et al., 2008; Heiden et al., 2009). Ztuhlost kloubu při chůzi s omezenou flexí v mezistoji a omezenou extenzí ve fázi konečného stoje byla pozorována i rok po totální endoprotéze (Larose et al., 2019). Podobné výsledky prezentují i Papagiannis et al. (2018), kteří uvádějí, že pacienti po TEP kolenního kloubu chodí pomaleji a mají menší rozsah flexe v kolenním kloubu během stojné fáze.

Ogrodzka et al. (2011) udávají, že při GA jsou kyčelní klouby nadměrně flektovány a není přítomna fyziologická extenze v konečném stoji nebo předšvihové fázi kvůli přítomným flekčním kontrakturám v kyčli. U našich pacientů k signifikantním úhlovým změnám v kyčelním kloubu po operaci nedošlo.

V oblasti pánve se na neoperované dolní končetině zmenšila deprese pánve ve švihové fázi chůze. Pánev na této straně tedy již tolik nesměřovala kaudálně, k čemuž pravděpodobně napomohla i koordinovanější svalová a kloubní souhra strany druhé. Aby pánev ve švihové fázi nesměřovala kaudálně do deprese je zapotřebí dobrá funkce laterolaterálních stabilizátorů pánve na straně stojné končetiny. Véle (2006) popisuje při chůzi přenesení pohybu přes pánev i na axiální skelet, přestože základní pohyby dolní končetiny jsou flexe a extenze. Ve švihové fázi chůze se za normální okolností pánev otáčí k opěrné dolní končetině.

Metcalf et al. (2013) poukazují na to, že pacienti s GA jsou nuceni vlivem degenerativních změn přetěžovat druhostrannou dolní končetinu, což může vyústit v další problém. U více než poloviny pacientů se GA objevuje bilaterálně. Po operaci se kloub zotavuje v řádech několika měsíců až let. V období po operaci u pacientů ještě přetrvává „pooperační model chůze“ a hrozí zde nedostatečná rekonvalescence „zdravějšího“ kolene. V období po operaci převládá vlivem bolesti delší stojná fáze a rychlejší fáze švihová. Přestože pooperační vyšetření vykazují dobré výsledky, obnova funkčnosti kolenního kloubu ještě nemusí nastat (Andriacchi, & Hurwitz, 1997; Ogrodzka & Niedźwiedzki, 2012).

Znalost biomechanického chování dolní končetiny po totální náhradě kolenního kloubu umožňuje představu o délce rekonvalescence a lepší vývoj a hodnocení

inovativních návrhů totálních náhrad a různých chirurgických řešení, které mohou rychleji a lépe obnovit normální funkci kolenního kloubu (Zuffi et al., 1999).

6.5 LIMITY PRÁCE

V disertační práci jsme pomocí dynamické a kinematické analýzy objektivně porovnávali rozdíly v chůzi osob s GA a zdravých jedinců a hodnotili efekt konzervativní a operační intervence na provedení chůze. Jistě by bylo vhodné zaměřit se také na subjektivní hodnocení pacientů, protože radiologický nález nemusí vždy korespondovat s klinickým stavem pacienta. Pro subjektivní hodnocení by se dal využít dotazník WOMAC nebo vizuální analogová škála bolesti.

Ve všech skupinách dohromady bylo 64 osob s GA. Z hlediska pohlaví se jednalo o nehomogenní skupinu, protože zde bylo zastoupeno 41 žen a 23 mužů. Kdybychom však vybrali jen jedno pohlaví, byl by výzkumný soubor malý.

Pacienti po osteotomii tibie a totální endoprotéze byli v druhém měření hodnoceni v rozmezí 6 až 10 měsíců od operace. Pacienti byli na měření zvaní pracovníky FNOL a termíny si klinika organizovala dle svých zvyklostí. Také by bylo vhodné provést další měření po ročním až dvouletém období od operace. Nalezené studie udávaly efekt TEP až v delším časovém horizontu.

Dalším limitem práce mohly být nepřesnosti při realizaci měření. Ty mohou vzniknout při umístování reflexních značek na tělo probanda, roli zde hraje zkušenost vyšetřujícího, tloušťka vrstvy měkkých tkání probanda nebo posun značek při pohybu pacienta.

7 ZÁVĚRY

Osteoartróza je nejčastějším onemocněním synoviálních kloubů, přičemž kolenní kloub je jednou z nejvíce se vyskytujících forem artrózy. Její příznaky snižují kvalitu života a omezují jedince při vykonávání běžných denních aktivit. Pomocí dynamické a kinematické analýzy jsme u osob s unilaterální GA zjišťovali odlišnosti v chůzi v porovnání s kontrolní skupinou a hodnotili efekt konzervativní a operační intervence na parametry chůze. Závěry práce lze shrnout do následujících bodů:

❖ Skupina Gonartróza

- pomalejší nástup brzdící fáze, kratší akcelerační fáze,
- menší zatížení postižené dolní končetiny na začátku i na konci krokového cyklu,
- menší rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, zejména do flexe,
- větší rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, zejména do addukce, jako jeden z možných rizikových faktorů progresu GA,
- menší rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
- větší rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, který se projevil větší anteverzí pánve na nepostižené končetině.

❖ Skupina Ortéza

- prodloužení doby trvání stojné fáze na obou končetinách,
- nárůst hodnot silových impulzů anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly v brzdící i akcelerační fázi, možnost lepšího zatížení postižené končetiny,
- přetrvání pozitivního efektu ortézy i po ukončení nošení.

❖ Skupina Osteotomie

- prodloužení délky dvojkroku,
- menší rozsah pohybu do vnitřní rotace a celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, zlepšení stability v kloubu během chůze,
- menší celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině.

❖ Skupina Totální endoprotéza

- zkrácení doby stojné fáze na postižené i nepostižené končetině, což vede ke zrychlení švihové fáze a větší rychlosti chůze,
- prodloužení doby dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje na nepostižené končetině,
- menší impulzy vertikální složky reakční síly na obou končetinách,
- zkrácení jednooporové fáze a fáze dvojí opory,
- menší plantární flexe v kotníku na konci stojné fáze,
- menší rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině; je to častý znak u GA, efekt operace se může projevit až za delší dobu,
- menší celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině a menší rozsah deprese pánve ve švihové fázi chůze – lepší akce svalů na stojné končetině, které podrží pánev výše.

Dynamická a kinematická analýza chůze u výše uvedených skupin nám zprostředkovala lepší představu nejen o problematice kloubu postiženého artrózou, ale také o pánvi a ostatních kloubech dolních končetin, o kterých se v literatuře píše málo. Typické projevy GA jako je omezená flexe kolenního kloubu, zkrácená stojná fáze, rychlejší švihová fáze nebo menší zatížení končetiny se u našich pacientů objevovaly napříč skupinami a některé příznaky přetrvávaly i po intervenci. Tyto poznatky mají přínos pro praxi fyzioterapeuta, který se může specificky zaměřit na konkrétní problém – zvyšování svalové síly a rozsahu pohybu, práce na stereotypu a koordinaci chůze. Je také dobré vědět, že pooperační péče by měla být dlouhodobá a souvislá, protože výsledky se mohou projevit až v delším časovém horizontu.

8 SOUHRN

Osteoartróza kolenního kloubu je celosvětově velmi rozšířené onemocnění, které ovlivňuje fyzické, psychické a socioekonomické aspekty člověka. Jedním z hlavních projevů je bolest, která spolu s degenerativními procesy ovlivňuje biomechaniku chůze. Cílem předložené práce bylo porovnat chůzi osob s gonartrózou s chůzí osob podobného věkového složení bez této diagnózy a zjistit tak specifika artrotické chůze. Dále jsme zkoumali vliv ortézování, osteotomie tibie a totální endoprotézy na dynamické a kinematické parametry chůze.

Výzkumný soubor tvořili pacienti s unilaterální artrózou kolenního kloubu II. – III. stupně dle Kellgrena a Lawrence, kteří byli rozděleni do čtyř skupin. Skupina Gonartróza zahrnovala pacienty s GA bez indikace ke konzervativní či operační intervenci. Dynamickou analýzu podstoupilo 16 osob s GA (věk $57,25 \pm 8,5$ let, výška $177 \pm 9,1$ cm, hmotnost $95,9 \pm 16,7$ kg) a 13 osob kontrolní skupiny (věk $61 \pm 6,5$ let, výška $169 \pm 8,4$ cm, hmotnost $78,1 \pm 20,2$ kg). Kinematické analýzy se zúčastnilo 16 osob (věk $58,7 \pm 10,3$ let, hmotnost $90,2 \pm 17,8$ kg, výška $170,6 \pm 10$ cm) a 16 osob kontrolní skupiny (věk $59,4 \pm 7,2$ let, hmotnost $77,6 \pm 16$ kg, výška $170,8 \pm 8,3$ cm). Skupinu Ortéza tvořilo 6 pacientů s GA (věk $68,3 \pm 4,4$ let, hmotnost $83 \pm 15,9$ kg, výška $170,5 \pm 11,7$ cm), kteří po dobu 3 měsíců nosili odlehčující ortézu. Skupina Osteotomie byla indikovaná k osteotomii tibie a čítala 8 probandů (věk $52,3 \pm 7,3$ let, hmotnost $99,1 \pm 14,8$ kg, výška $174,3 \pm 10,8$ cm). Skupina Totální endoprotéza podstoupila totální endoprotézu kolenního kloubu. 10 účastníků se podrobilo dynamické analýze chůze (věk $68,8 \pm 6,8$ let, hmotnost $86,3 \pm 21,2$ kg, výška $171,9 \pm 9,8$ cm) a 8 účastníků kinematické analýze chůze (věk $66,3 \pm 4,6$ let, hmotnost $86,4 \pm 15,8$ kg a výška $168,8 \pm 4,9$ cm). K detekci dynamických a kinematických parametrů byly využity systémy Kistler 9286AA a Vicon MX.

Probandi Skupiny Gonartróza dosáhli maxima vertikální síly v brzdící fázi za delší dobu, ale maxima síly v akcelerační fázi dosáhli rychleji než kontrolní skupina, což poukazuje na pomalejší zahájení kroku a následně rychlé přenesení se přes chodidlo se zkrácením doby stojné fáze na postižené končetině. Osoby s GA měly oproti kontrolní skupině menší celkový rozsah v koleni a kyčli v sagitální rovině a větší rozsah směrem do varozity a valgozity.

Dlouhodobý účinek ortézy se na postižené končetině projevil prodloužením doby stojné fáze a tím zlepšení schopnosti zatížit postiženou končetinu, zkrácením času dosažení maxima síly F_y a F_z v brzdící fázi a zvětšením impulzů síly anteroposteriorní i vertikální složky reakční síly.

Po osteotomii tibie jsme pozorovali prodloužení dvojkroku a na postiženém kolenním klubu zmenšení rozsahu do vnitřní rotace.

Po totální endoprotéze se na obou končetinách zkrátila doba stojné fáze a fáze dvojí opory a tím se zvýšila rychlost chůze. Dále jsme na obou končetinách sledovali zmenšení impulzů vertikální složky reakční síly. Změny úhlových parametrů se po operaci projevily na nepostižené končetině zmenšením rozsahu maximální plantární flexe v kotníku, zmenšením celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině a zmenšením deprese pánve ve švihové fázi chůze.

9 SUMMARY

Knee osteoarthritis is a very common disease worldwide and affects physical, psychological and socio-economic aspects of human life. One of the main manifestations is pain, which together with degenerative processes affects gait biomechanics. The aim of this theses was to describe gait in patients with knee arthritis compared to healthy controls. We also investigated the effect of a knee brace, tibial osteotomy and total knee replacement on the dynamics and kinematics of gait.

The research group consisted of patients with unilateral gonarthrosis grade II – III according to Kellgren and Lawrence. Patients were divided into four groups. Gonarthrosis group included patients with GA without indication for conservative or surgical intervention. 16 persons with GA (age 57.25 ± 8.5 years, height 177 ± 9.1 cm, weight 95.9 ± 16.7 kg) and 13 controls (age 61 ± 6.5 years, height 169 ± 8.4 cm, weight 78.1 ± 20.2 kg) underwent dynamic analysis. 16 persons (age 58.7 ± 10.3 years, weight 90.2 ± 17.8 kg, height 170.6 ± 10 cm) and 16 persons in the control group (age 59.4 ± 7.2 years, weight 77.6 ± 16 kg, height 170.8 ± 8.3 cm) participated in the kinematic analysis. Brace group consisted of 6 patients with GA (age 68.3 ± 4.4 years, weight 83 ± 15.9 kg, height 170.5 ± 11.7 cm) who wore an unloading knee brace for 3 months. Osteotomy group was indicated for tibial osteotomy and included 8 probands (age 52.3 ± 7.3 years, weight 99.1 ± 14.8 kg, height 174.3 ± 10.8 cm). Total knee replacement group underwent total knee arthroplasty. 10 participants underwent dynamic gait analysis (age 68.8 ± 6.8 years, weight 86.3 ± 21.2 kg, height 171.9 ± 9.8 cm) and 8 participants underwent kinematic gait analysis (age 66.3 ± 4.6 years, weight 86.4 ± 15.8 kg and height 168.8 ± 4.9 cm). Kistler 9286AA and Vicon MX systems were used to detect dynamic and kinematic parameters.

Probands from Gonarthrosis group reached the maximum vertical force in the braking phase in a longer period of time, but they reached the maximum force in the acceleration phase faster than the control group. This indicate a slower start of a gait cycle and subsequent rapid transfer over the foot. The subjects with GA had a smaller overall range of motion in knee and hip joint in the sagittal plane and a greater range of motion towards varosity and valgosity compared to the control group.

The long-term effect of the knee brace has been manifested on the affected limb by prolonged stance phase and thus improving the ability to load the affected limb; shortening the time to reach the maximum force F_y and F_z in the braking phase and increasing the impulses of the anteroposterior and vertical component of ground reaction force.

After tibial osteotomy, we observed longer stride length and a reduction of internal rotation in the ankle of the affected limb.

After total knee replacement, both stance and double support phases were shortened on both limbs, thus increasing the walking speed. Furthermore, we observed the vertical impulse reduction on both limbs. Changes in angular parameters after surgery resulted in non-affected limb by decreasing the range of maximum plantar flexion in the ankle joint, reducing the total range of motion in the sagittal plane and decreasing pelvis depression during the swing phase of walking.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adams, J. M., & Perry, J. (2006). Gait analysis: clinical decision making. In Rose, J., Gamble, J. G. *Human walking* (3rd Ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Akizuki, S., Shibakawa, A., Takizawa, T., Yamazaki, I., & Horiuchi, H. (2008). The long-term outcome of high tibial osteotomy: a ten – to 20year follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 90(5), 592–596. doi: 10.1302/0301-620X.90B5.20386
- Al – Zahran, K. S., & Bakhei, A. M. (2002). A study of the gait characteristic of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and rehabilitation*, 24(5), 275-80. doi: 10.1080/09638280110087098
- Andriacchi, T. P., & Favre, J. (2014). The nature of in vivo mechanical signals that influence cartilage health and progression to knee osteoarthritis. *Current Rheumatology Reports*, 16(11), 463. doi: 10.1007/s11926-014-0463-2
- Andriacchi, T. P., & Hurwitz, D. E. (1997). Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. *Gait and Posture*, 5, 256-264.
- Arden, N. K., Arden, E., & Hunter, D. (2008). *Osteoarthritis: The Facts*. New York: Oxford University Press.
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(3), 332-341. doi: 10.1002/jor.20496
- Baert, I. A., Jonkers, I., Staes, F., Luyten, F. P., Truijen, S., & Verschueren, S. M. (2013). Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 28(1), 40-47. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.10.007
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., & Andriacchi, T. P. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10(7), 573-579. doi: 10.1053/joca.2002.0797
- Beaudreuil, J., Bendaya, S., Faucher, M., Coudeyre, E., Ribinik, P., Revel, M., & Rannou, F. (2009). Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis. *Joint Bone Spine*, 76(6), 629-636. doi: 10.1016/j.jbspin.2009.02.002

- Belda-Lois, J.M., Mena-del Horno, S., Bermejo-Bosh, I., Moreno, J. C., Pons, J. L., Farina, D., ... Rea, M. (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 8(66), 1-19. doi: 10.1186/1743-0003-8-66
- Birmingham, T. B., Giffin, J. R., Chesworth, B., M., Bryant, D. M., Litchfield, L. B., Willits, K., ... Fowler, P. J. (2009). Medial opening wedge high tibial osteotomy: a prospective cohort study of gait, radiographic, and patientreported outcomes. *Arthritis & Rheumatism*, 61(5), 648-657. doi: 10.1002/art.24466
- Block, J. A., & Shakoor, N. (2010). Lower limb osteoarthritis: Biomechanical alterations and implications for therapy. *Current Opinion in Rheumatology*, 22(5), 544-550. doi: 10.1097/BOR.0b013e32833bd81f
- Briggs, K. K., Matheny, L. M., & Steadman, J. R. (2012). Improvement in quality of life with use of an unloader knee brace in active patients with OA: A prospective cohort study. *The Journal of Knee Surgery*, 25(5), 417-421. doi: 10.1055/s-0032-1313748
- Butler, R. J., Barrios, J. A., Royer, T., & Davis, I. S. (2013). Frontal-Plane Gait Mechanics in People With Medial Knee Osteoarthritis Are Different From Those in People With Lateral Knee Osteoarthritis. *Physical Therapy*, 91(8), 1235-1243. doi: 10.2522/ptj.20100324
- Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Gjurgjeala, N. K., & Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis:three dimensional assessment. *International Orthopaedics*, 38, 1191–1198. doi: 10.1007/s00264-014-2312-3
- Coggon, D., Croft, P., & Kellingray, S. (2000). Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatology*, 43(7), 1443-1449. doi: 10.1002/1529-0131(200007)43:7<1443::AID-ANR5>3.0.CO;2-1
- Ciannini, S. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: OS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.
- Creaby, M. W., Bennell, K. L., & Hunt, M. A. (2012). Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93, 822-827. doi:10.1016/j.apmr.2011.11.029
- Creamer, P. & Hochberg, M. C. (1997). Osteoarthritis. *The Lancet*, 350(9076), 503-509. doi: 10.1016/S0140-6736(97)07226-7
- Cross, M., Smith, E., Hoy, D., Nolte, S., Ackerman, I., Fransen, M., ... March, L. (2014). The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the Global Burden

- of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(7), 1323–1330. doi:10.1136/annrheumdis-2013-204763
- Cunado, D., Nixon, M. S., & Carter, J. N. (1997). Using Gait as a Biometric, via Phase-Weighted. *Audio and Video-based Biometric Person Authentication* (pp. 93-102). Berlin: Springer-Verlag. doi: 10.1007/BFb0015984
- Deie, M., Hosoi, T., Shimada, N., Iwaki, D., Nakamae, A., Adachi, N., & Ochi, M. (2014). Differences between opening versus closing high tibial osteotomy on clinical outcomes and gait analysis. *The Knee*, 21(6), 1046-1051. doi: 10.1016/j.knee.2014.04.007
- Delbarre, A., Amor, B., Bardoulat, I., Tetafort, A., & Pelletier-Fleury, N. (2017). Do intraarticular hyaluronic acid injections delay total knee replacement in patients with osteoarthritis – A cox model analysis. *Plos One*, 12(11), 1-19. doi: 10.1371/journal.pone.0187227
- Doherty, M., & Doherty, J. (2000). *Klinické vyšetření v revmatologii*. Praha: Grada Avicenum.
- Draper, E. R. C., Cable, J. M., Sanchez-Ballester, J., Hunt, N., Robinson, J. R., & Strachan, R. K. (2000). Improvement in function after valgus bracing of the knee: an analysis of gait symmetry. *The Journal of Bone Joint Surgery*, 82(7), 1001–1005. doi: 10.1302/0301-620X.82B7.0821001
- Duivenvoorden, T., van Raaij, T. M., Horemans, H. L. D., Brouwer, R. W., Bos, P. K., Bierma-Zeinstra, S. M. A., ... Reijman, M. (2015). Do laterally wedged insoles or valgus braces unload the medial compartment of the knee in patients with osteoarthritis? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 473(1), 265–274. doi: 10.1007/s11999-014-3947-5
- Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie* (2nd ed.). Praha: Grada.
- Egmond van, N., Stolwijk, N., van Heerwaarden, R., van Kampen, A., & Keijsers, N. L. W. (2017). Gait analysis before and after corrective osteotomy in patients with knee osteoarthritis and a valgus deformity. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(9), 2904-2913. doi: 10.1007/s00167-016-4045-x
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement* (3rd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Favre, J., Erhart-Hledik, J. C., & Andriacchi, T. P. (2014). Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased

- in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(3), 464-471. doi: 10.1016/j.joca.2013.12.014
- Feigin, V. L. et al. (2019). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet*, 18(5), 459-480. doi: 10.1016/S1474-4422(18)30499-X
- Felson, D. T., Lawrence, R. C., Dieppe, P. A., Hirsch, R., Helmick, C. G., Jordan, J. M., ... Fries, J. F. (2000). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Annals of internal medicine*, 133(8), 635-646. doi: 10.7326/0003-4819-133-8-200010170-00016
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy* (1st ed.). Oxford: Mac Keith Press.
- Gallo, J. (2014). *Osteoartróza: průvodce pro každodenní praxi*. Praha: Maxdorf.
- Gallo, J. et al. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult.* Olomouc: Univerzita palackého v Olomouci.
- Gallo, J., Gibon, E., & Goodman, S. B. (2017). Implants for Joint Replacement of the Hip and Knee. In S. Bose & A. Bandyopadhyay (Eds.), *Materials and Devices for Bone Disorders* (pp. 119-196). Chennai: Academic Press. doi: 10.1016/C2014-0-03361-8
- Gök, H., Ergin, S., & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(6), 647-52. doi: 10.1080/000164702321039606
- Glyn-Jones, S., Palmer, A. R. J., Agricola, R., Price, A. J., Vincent, T. L., Weinans, H., & Carr, A. J. (2015). Osteoarthritis. *The Lancet*, 386(9991), 376-387. doi: 10.1016/S0140-6736(14)60802-3
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (M. Zemanová, J. Vacek, Trans.). Praha: Triton. (Original work published 2002)
- Harvey, W. F., Yang, M., Cooke, T. D., Segal, N. A, Lane, N., Lewis, C. E, & Felson, D. T. (2010). Association of leg-length inequality with knee osteoarthritis: a cohort study. *Annals of Internal Medicine*, 152(5), 287-95. doi: 10.7326/0003-4819-152-5-201003020-00006
- Hatfield, G. L., Hubley-Kozey, CH. L., Wilson, J. L. A., & Dunbar, M. J. (2011). The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *The Journal of Arthroplasty*, 26(2), 309-318. doi: 10.1016/j.arth.2010.03.021

- Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in the knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*, 24(10), 833-841. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005
- Horčíčka, V. (2004). Osteoartróza. *Interní medicína pro praxi*, 6(5), 238-243.
- Horlick, S. G. & Loomer, R. L. (1993). Valgus Knee Bracing for Medical Gonarthrosis. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 3(4), 251-255.
- Hui, C., Salmon, L., & Kok, A. (2010). Long – term survival of high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 64-70. doi: 10.1177/0363546510377445
- Chang, A. H., Chmiel, J. S., Moio, K. C., Almagor, O., Zhang, Y., Cahue, S., & Sharma, L. (2013). Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21(11), 1668-1673. doi: 10.1016/j.joca.2013.08.007
- Chen, C. P., Chen, M. J., Pei, Y. C., Lew, H. L., Wong, P.-Y., & Tang, S. F. (2003). Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(4), 307-12. doi: 10.1097/01.PHM.0000056987.33630.56
- Childs, J. D., Sparto, P. J., Fitzgerald, J. K., Bizzini, M., & Irrgang, J. J. (2004). Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 44-49. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.08.007
- Choi, Y., I., & Roh, J. S. (2016). Kinematic analysis of lower extremity joint movements during sidestep at different sidestep speeds. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 34(1), 57-64. doi: 10.5763/kjasm.2016.34.1.57
- Janíček, P. et al. (2012). *Ortopedie* (3rd ed.). Brno: Masarykova univerzita.
- Janura, M. (2014). *Mechanika a biomechanika 3: studijní opora* (1st ed.). Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jones, G. G., Kotti, M., Wiik, A. V., Collins, R., Brevadt, M. J., Strachan, R. K., & Cobb, J. P. (2016). Gait comparison of unicompartmental and total knee arthroplasties

- with healthy controls. *The Bone & Joint Journal*, 98(10), 16-21. doi: 10.1302/0301-620X.98B10.BJJ.2016.0473.R1
- Kapandji, A. I. (1987). *The physiology of the joints – Volume 2*. Edinburgh: Churchill Livingstone
- Kaufman, K. R., Hughes, Ch., Morrey, B. F., Morrey, A., & Kai-Nan, A. (2001). Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 907-915. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00036-7
- Kaufman, K. R., & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J. G. Gamble, *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Kermoian, R., Johanson, M. E., Butler, E. E., & Skinner, S. (2006). Development of gait. In J. Rose, & J. G. Gamble, *Human walking* (3rd ed., pp. 119-130). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier.
- Knoop, J., Steultjens, M. P. M., Van der Leeden, M., Van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Roorda, L. D., ... Dekker, J. (2011). Proprioception in knee osteoarthritis: a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(4), 381-388. doi: 10.1016/j.joca.2011.01.003
- Kohn, M. D., Sassoon, A. A., & Fernando, N. D. (2016). Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(8), 1886–1893. doi: 10.1007/s11999-016-4732-4
- Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., Smržová, J., & Kobesová, A. (2011). Vývojová dyspraxie, senzomotorická integrace a jejich vliv na pohybové aktivity a sport. *Medicina sportiva bohemica et slovacca*, 20(2), 66-81.
- Komistek, R. D., Dennis, D. A., Northcut, E. J., Wood, A., Parker, A. W., & Traina, S. M. (1999). An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *The Journal of Arthroplasty*, 14(6), 738-742. doi: 10.1016/S0883-5403(99)90230-9
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Krawczyk, P., & Rosický, J. (2014). *Ortotika 1, 2*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě.
- Kříž, V., Čelko, J., & Buran, V. (2002). Artrózy a TEP kyčle, rehabilitace a lázeňská léčba. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(1), 14-21.

- Kujala, U. M., Kettunen, J., & Paananen, H. (1995). Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters, and shooters. *Arthritis & Rheumatology*, *38*(4), 539-546. doi: 10.1002/art.1780380413
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, Ch. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2007). Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal of Biomechanics*, *40*(8), 1754-1761. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.010
- Larose, G., Fuentes, A., Lavoie, F., Aissaoui, R., Guise, J., & Hagemester, N. (2019). Can total knee arthroplasty restore the correlation between radiographic mechanical axis angle and dynamic coronal plane alignment during gait? *The Knee*, *26*(3), 586-594. doi: 10.1016/j.knee.2019.02.012
- Latash, M. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Lee, S. H., Lee, O., Teo, S. H., & Lee, Y. S. (2017). Change in gait after high tibial osteotomy: A systematic review and metaanalysis. *Gait & Posture*, *57*, 57-68. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.023
- Lehnertová, M., Siudová, L., Janura, M., Svoboda, Z., Gallo, J., & Kamínek, P. (2018). Vliv odlehčující ortézy na dynamické parametry stojné fáze chůze u pacientů s gonartrózou. *Acta chirurgicae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca*, *85*(3), 204-208.
- Leitch, K. M., Birmingham, T. B., Dunning, C. E., & Giffin, J. R. (2015). Medial opening wedge high tibial osteotomy alters knee moments in multiple planes during walking and stair ascent. *Gait & Posture*, *42*(2), 165-171. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.005
- Liao, W., Li, Z., Li, T., Zhang, Q., Zhang, H., & Wang, X. (2017). Proteomic analysis of synovial fluid in osteoarthritis using SWATH-mass spektrometry. *Molecular medicine reports*, *17*(2), 2827-2836. doi: 10.3892/mmr.2017.8250
- Lind, M., McClelland, J., Wittwer, J. E., Whitehead, T.S., Feller, J. A., & Webster, K. E., (2013). Gait analysis of walking before and after medial opening wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *21*(1), 74-81. doi: 10.1007/s00167-011-1496-y
- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L., & Roos, E. M. (2007). The Long-term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries: Osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, *35*(10), 1756-176.

- Marriott, K., Birmingham, T. B., Kean, C., Hui, C., Jenkyn, T. R., & Giffin, J. R. (2015). Five-year changes in gait biomechanics after concomitant high tibial osteotomy and ACL reconstruction in patients with medial knee osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, 9(43), 2277-2285. doi: 10.1177/03635465155591995
- Mathijssen, N. M. C., Verburg, H., London, N. J., Landsiedl, M., & Dominkus, M. (2019). Patient reported outcomes and implant survivorship after total knee arthroplasty with the persona knee implant system: two year follow up. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 97-105. doi: 10.1186/s12891-019-2470-y
- Mayer, M. (2000). Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7(2), 66-73.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(3), 111-117.
- Messier, S., Loeser, R. F., Hoover, J. I., Semble, E. L., & Wise, Ch. M. (1992). Osteoarthritis of the Knee: Effects on Gait, Strength, and Flexibility. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 73(1), 29-36.
- Metcalfe, A., Stewart, C., Postans, N., Barlow, D., Dodds, A., Holt, C., Whatling, G., & Roberts, A. (2013). Abnormal loading of the major joints in knee osteoarthritis and the response to knee replacement. *Gait & Posture*, 37(1), 32-36. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.04.018
- Mezghani, N., Mechmeche, I., Mitiche, A., Ouakrim, Y., & Guise, A. (2018). An analysis of 3D knee kinematic data complexity in knee osteoarthritis and asymptomatic controls. *PLOS ONE*, 13(10), 1-14. doi: 10.1371/journal.pone.0202348
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti – činnosti – výkony* (1st ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Miller, S., Agarwal, A., Hadden, W. B., Johnston, L., Arnold, G., Wang, W., & Abboud, R. J. (2018). Comparison of gait kinetics in total and unicondylar knee replacement surgery. *Annals Of The Royal College Of Surgeons Of England*, 100(4), 267-275. doi: 10.1308/rcsann.2017.0226
- Moseley, J. B., O'Malley, K., Petersen, N.J., Menke, T. J., Brody, B. A., Kuykendall, D. H., ... Wray, N. P. (2002). A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *The New English Journal of Medicine*, 347(2), 81-88. doi: 10.1056/NEJMoa013259

- Moskowitz, R. W., Altman, R. D., Hochberg, M. C., Buckwalter, J. A., & Goldberg, V. M. (2007). *Osteoarthritis: Diagnosis and Medical/surgical Management* (4th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Moyer, R. F., Birmingham, T. B., Bryant, D. M., Giffin, J. R., Marriott, K. A., & Leitch, K. M. (2015). Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(2), 178-188. doi: 10.1016/j.joca.2014.11.018
- Mündermann, A., Dyrby, Ch. O., & Andriacchi, T. P. (2005). Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis & Rheumatism*, 52(9), 2835-2844. doi: 10.1002/art.21262
- Naili, J. E., Iversen, M. D., Esbjörnsson, A. C., Hedström, M., Schwartz, M. H., Häger, Ch. K., & Bronström E. W. (2017). Deficits in functional performance and gait one year after total knee arthroplasty despite improved self-reported function. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 25(11), 3378-3387. doi: 10.1007/s00167-016-4234-7
- Nedoma, J., Stehlík, J., Bartoš, M., Denk, F., Džupa, V., Fousek, J., ... Květ, I. (2006). *Biomedicínská informatika II. Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.
- Neogi, T., Bowes, M. A., Niu, J., De Souza, K. M, Vincent, G. R, Goggins, J., ... Felson, D. T. (2013). Magnetic resonance imaging-based three-dimensional bone shape of the knee predicts onset of knee osteoarthritis: data from the osteoarthritis initiative. *Arthritis and Rheumatism*, 65(8), 2048-2058. doi: 10.1002/art.37987
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Ogrodzka, K., & Niedźwiedzki, T. (2012). Gait Analysis in Patients with Gonarthrosis Treated by Total Knee Arthroplasty (TKA). In S. Fokter (Eds.), *Recent Advances in Arthroplasty* (pp. 47-68). InTech.
- Ogrodzka, K. Niedźwiedzki, T., & Chwala, W. (2011). Evaluation of the kinematic parameters of normal-paced gait in subjects with gonarthrosis and the influence of gonarthrosis on the function of the ankle joint and hip joint. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13(3), 47-54.
- Olejárová, M. (2009). Léčba bolesti u osteoartrózy. *Medicína pro praxi*, 6(5), 243-248.

- Olejárová, M. (2010). Současná mezinárodní doporučení pro diagnostiku a léčbu osteoartrózy. *Medicína pro praxi*, 7(12), 470-474.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulantní praxi*. Praha: Maxdorf.
- Össur (2013). *Řešení pro artrózu* [online]. Retrieved from: Dostupné z: <http://www.ossur.cz/Reseni-pro-artrozu>.
- O'Sullivan, S. B., & Schmitz, T. J. (2007). *Physical rehabilitation*. Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Papagiannis, G. I., Triantafyllou, A. I., Roumpelakis, I. M., Papagelopoulos, P. J., & Babis, G. C. (2018). Gait analysis methodology for the measurement of biomechanical parameters in total knee arthroplasties. A literature review. *Journal of Orthopaedics*, 15(1), 181-185. doi: 10.1016/j.jor.2018.01.048
- Pavelka, K. (2012). Doporučení České revmatologické společnosti pro léčbu osteoartrózy kolenních, kyčelních a ručních kloubů. *Česká revmatologie*, 20(3), 138-157.
- Pavelka, K. et al. (2012). *Revmatologie*. Praha: Maxdorf.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). New Jersey: Slack Incorporated.
- Petersen, W., Ellermann, A., Zantop, T., Rembitzki, I. V., Semsch, H., Liebau, C., & Best, R. (2016). Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: a systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 136(5), 649-656. doi: 10.1007/s00402-015-2388-2
- Pfleger, B. (2007). Burden and Control of Musculoskeletal Conditions in Developing Countries: A Joint WHO/ILAR/BJD Meeting Report. *Clinical Rheumatology*, 26(8), 1217-1227. doi: 10.1007/s10067-007-0645-7
- Pollo, F. E., Otis, J. C., Backus, S. I., Warren, R. F., & Wickiewicz, T. L. (2002). Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3), 414-421. doi: 10.1177/03635465020300031801
- Radzimińska, A., Weber-Rajek, M., Lewandowska, J., Lullińska-Kuklik, E., Strączyńska, A., & Moska, W. (2016). Evaluation of the efficacy of low level laser therapy and cryotherapy in the treatment of gonarthrosis. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 8(2), 87-95.
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course* (1st ed.). New York: Churchill Livingstone/Elsevier.

- Richmond, S. A., Fukuchi, R. K., Ezzat, A., Schneider, K., Schneider, G., & Emery, C. A. (2013). Are Joint Injury, Sport Activity, Physical Activity, Obesity, or Occupational Activities Predictors for Osteoarthritis? A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(8), 515-B19. doi: 10.2519/jospt.2013.4796
- Ro, D. H., Han, H. S., Lee, D. Y., Kim, S. H., Kwak, Y. H., & Lee M. Ch. (2018). Slow gait speed after bilateral total knee arthroplasty is associated with suboptimal improvement of knee biomechanics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(6), 1671–1680. doi: 10.1007/s00167-017-4682-8
- Ro, D. H., Kang, T., Han, D. H., Lee, D. Y., Han, H. S., & Lee M. Ch. (2020). Quantitative evaluation of gait features after total knee arthroplasty: Comparison with age and sex-matched controls. *Gait & Posture*, 75, 78-84. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.09.026
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Rose, J. & Gamble J. G. (2006). *Human walking* (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Rönn, K., Reischl, N., Gautier, E., & Jacobi, M. (2011). Current Surgical Treatment of Knee Osteoarthritis. *Arthritis*, 2011, 1-9. doi:10.1155/2011/454873
- Rudolph, K. S., Schmitt, L. C., & Lewek, M. D. (2007). Age-Related Changes in Strength, Joint Laxity, and Walking Patterns: Are They Related to Knee Osteoarthritis? *Physical Therapy*, 87(11), 1422-1432. doi: 10.2522/ptj.20060137
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince F., & Labelle H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12(1), 34-45. doi: 10.1016/s0966-6362(00)00070-9
- Shumway-Cook, A., & Woolacott, M. H. (2001). *Motor control: theory and practical applications* (2. vyd.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmalz, T., Knopf, E., Drewitz, H., & Siegmair, B. (2010). Analysis of biomechanical effectiveness of valgus– inducing knee brace for osteoarthritis of knee. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 47(5), 419-430. doi: 10.1682/JRRD.2009.05.0067
- Siparsky, P., Ryzewicz, M., Peterson, B., & Bartz, R. (2007). Arthroscopic treatment of osteoarthritis of the knee: are there any evidence-based indications? *Clinical*

- Orthopaedics and Related Research*, 455, 107-112. doi: 10.1097/BLO.0b013e31802fc18c
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty* (1st ed.). Olomouc: RL-Corpus s.r.o.
- Sosna, A. et al. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. Retrieved from: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf
- Stewart, T. D., Hall, R. M. (2006). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics*, 20(1), 23-31. doi: 10.1016/j.cuor.2005.12.004
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace - systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (17)1, 26-31.
- Svobodová, R. (2010). Současné možnosti léčby osteoartrózy. *Remedia*, 20(6), 380-387.
- Šimčík, D., & Porada, V. et al. (2008). *Analýza pohybu člověka při identifikaci osob v kriminalistice*. Košice: Technická univerzita.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders*, 28(11), 1483-1491. doi: 10.1002/mds.25669
- Tanchev, P. (2017). Osteoarthritis or Osteoarthrosis: Commentary on Misuse of Terms. *Reconstructive Review*, 7(1), 45-46. doi: 10.15438/rr.7.1.178
- Tazawa, M., Sohmiya, M., Wada, N., Defi, I. R., & Shirakura, K. (2014). Toe-out angle changes after total knee arthroplasty in patients with varus knee osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(12), 3168-3173. doi: 10.1007/s00167-014-2841-8
- Tachmazidou, I., Hatzikotoulas, K., Southam, L., Esparza-Gordillo, J., Haberland, V., Zheng, J., ... Zeggini, E. (2019). Identification of new therapeutic targets for osteoarthritis through genome-wide analyses of UK Biobank data. *Nature Genetics*, 51(2), 230-236. doi: 10.1038/s41588-018-0327-1
- Toriyama, M., Deie, M., Shimada, N., Otani, T., Shidahara, H., Maejima, H., ... Ochi, M. (2011). Effects of unloading bracing on knee and hip joints for patients with

- medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 497-503.
doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.01.003
- Trč, T. (2016). Pacientům s osteoartrózou máme co nabídnout. *Medical Tribune CZ*, 11.
Retrieved from: <https://www.tribune.cz/clanek/39564>
- Trew, M. (1997). *Human movement: An introductory text* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.
- Trnavský, K. (2002). *Osteoartróza*. Praha: Grada Avicenum.
- Trnavský, K., & Rybka, V. (2006). *Syndrom bolestivého kolena*. Praha: Galén.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.), Praha: Grada.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St.Louis: Elsevier.
- van Outeren, M. V., Waarsing, J. H., Brouwer, R. W., Verhaar, J. A. N., Reijman, M., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2017). Is a high tibial osteotomy (HTO) superior to non-surgical treatment in patients with varus malaligned medial knee osteoarthritis (OA)? A propensity matched study using 2 randomized controlled trial (RCT) data sets. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25(12), 1988-1993. doi: 10.1016/j.joca.2017.09.003
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2013). Využití ortotických vložek v léčbě gonartrózy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(2), 77-80.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk, *5th International Conference movement and Health – Proceedings*, (pp. 535-545). Opole: Opole University of Technology.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Vincent, K. R., Conrad, B. P., Fregley, B. J., & Vincent, H. K. (2012). The Pathophysiology of osteoarthritis: A mechanical perspective on the knee joint. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 4(5), S3-S9. doi: 10.1016/j.pmrj.2012.01.020
- Waciakowski, D., Urban, K., & Karpaš, K. (2011). Valgizační osteotomie proximální tibie – dlouhodobé výsledky. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae*

- Čechoslovaca* 78(3), 225-231. Retrieved from:
<https://achot.actavia.cz/pdfs/ach/2011/03/06.pdf>
- Waterman, B. R., Hoffmann, J. D., Laughlin, M. D., Burks, R., Pallis, M. P., Tokish, J. M., & Belmont, P. J. (2015). Success of high tibial osteotomy in the United States military. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(3), 1-6. doi: 10.1177/2325967115574670
- Whittle, M. (2007). *An Introduction to Gait Analysis*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wiik, A. V., Aqil, A., Brevadt, M., Jones, G., & Cobb, J. (2017). Abnormal ground reaction forces lead to a general decline in gait speed in knee osteoarthritis patients. *World Journal of Orthopedics*, 8(4), 322-328. doi: 10.5312/wjo.v8.i4.322
- Wilson, B., Rankin, H., & Barnes, C. L. (2011). Long-term results of an unloader brace in patients with unicompartmental knee osteoarthritis. *Orthopedics*, 34(8), 334-337. doi: 10.3928/01477447-20110627-07
- Youn, I. H., Youn, J. H., Zeni, J. A., & Knarr, B. A. (2018). Biomechanical Gait Variable Estimation Using Wearable Sensors after Unilateral Total Knee Arthroplasty. *Sensors*, 18(5), 1-13. doi: 10.3390/s18051577
- Yucesoy, B., Charles, L. E., Baker, B., & Burchfiel, C. M. (2015). Occupational and genetic risk factors for osteoarthritis: a review. *Work: A Journal of Prevention, Assessment & Rehabilitation*, 50(2), 261-273. doi: 10.3233/WOR131739
- Zhang, W., Moskowitz, R. W., Nuki, G., Abramson, S., Altman, R. D., Arden, N., ... Tugwell, P. (2008). OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis and Cartilage* 16(2), 137-162. doi: 10.1016/j.joca.2007.12.013
- Zuffi, S., Leardini, A., Catani, F., Fantozzi, S., & Cappello, A. (1999). A model-based method for the reconstruction of total knee replacement kinematics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(10), 981-991. doi: 10.1109/42.811310

11 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.	Stádia gonartrózy dle Kellgrena a Lawrence (Liao et al., 2017)	16
Obrázek 2.	Ortéza Unloader One® (Össur, 2013)	20
Obrázek 3.	Mechanismus systém působení ortézy Unloader One® (Össur, 2013) ..	21
Obrázek 4.	Chirurgická léčba GA dle Lohmandera (upraveno dle Pavelka, 2012) ..	23
Obrázek 5.	Proces osteotomie tibie (https://imsc.vghtpe.gov.tw/treatment/post/104)	24
Obrázek 6.	Totální endoprotéza kolenního kloubu (https://nandana.cz/osteoartroza/)	26
Obrázek 7.	Dělení krokového cyklu dle Perry (in Vaughan et al., 1992)	31
Obrázek 8.	Pohyby hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu (https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/)	37
Obrázek 9.	Pohyby kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu (https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/)	39
Obrázek 10.	Pohyby kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu (https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/)	40
Obrázek 11.	Pohyby pánve v průběhu krokového cyklu (https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/)	42
Obrázek 12.	Časoprostorové parametry chůze (upraveno dle Neumanová et al., 2015)	46
Obrázek 13.	Mediolaterální složka reakční síly (Svoboda, 2008)	49
Obrázek 14.	Anteroposteriorní složka reakční síly (Svoboda, 2008)	50
Obrázek 15.	Vertikální složka reakční síly (Svoboda, 2008)	50
Obrázek 16.	Grafické znázornění měřených parametrů (Vaverka & Elfmark, 2006)..	56
Obrázek 17.	Umístění reflexních značek podle modelu PlugInGait (Choi & Roh, 2016)	58
Obrázek 18.	Laboratoř chůze Ortopedické kliniky FNOL (vlastní foto)	60
Obrázek 19.	Rozsah pohybu v kolenním kloubu u Skupiny Gonartróza	67
Obrázek 20.	Hodnoty silových impulzů Skupiny Ortéza během 1. – 3. měření	70
Obrázek 21.	Rozsahy v kolenním kloubu Skupiny Osteotomie	71
Obrázek 22.	Rozsahy v kloubech postižené DK Skupiny Totální endoprotéza	75

12 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1	Doporučení OARSI pro léčbu koxartrózy a gonartrózy (Olejárová, 2010)	21
Tabulka 2	Doporučení EULAR pro léčbu symptomatické gonartrózy (Olejárová, 2010)	22
Tabulka 3	Sledované parametry složek reakční síly podložky	57
Tabulka 4	Sledované úhlové parametry	59
Tabulka 5	Časové parametry anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% doby trvání stojné fáze)	63
Tabulka 6	Silové parametry anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% tíhové síly)	64
Tabulka 7	Impulzy síly anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly (% doby trvání stojné fáze a % tíhové síly)	65

13 SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1 Informovaný souhlas pro skupiny GA, OT, TEP
- Příloha 2 Informovaný souhlas pro skupinu Ortéza
- Příloha 3 Souhlas etické komise
- Příloha 4 Měrný list firmy Össur
- Příloha 5 Výsledky úhlových parametrů – Skupina Gonartróza
- Příloha 6 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 1. měření
- Příloha 7 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 2. měření
- Příloha 8 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 3. měření
- Příloha 9 Výsledky úhlových parametrů – skupina Osteotomie
- Příloha 10 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Totální endoprotéza
- Příloha 11 Výsledky úhlových parametrů – Skupina Totální endoprotéza

14 PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas pro skupiny GA, OT, TEP

Název projektu: Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz

Jméno:

Datum narození:

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

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

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

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

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studií:

Název projektu: **Vliv odlehčující ortézy na dynamické parametry stojné fáze chůze u pacientů s gonartrózou**

Jméno:

Datum narození:

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

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

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

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

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studií:



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 2. 1. 2017 byl projekt výzkumné práce

autora **Mgr. Elišky Kuboňové**

s názvem

Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 4 / 2017

dne: 12. 1. 2017.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Unloader One® Custom

Měrný list

Číslo objednávky:

Odběratel Místo dodání:

Lékař Diagnóza:

Pacient Jméno a příjmení:

Výška: Hmotnost: Věk:
 PDK LDK Oboustranně

Unloader One Custom se systémem SmartDosing

Barva	Obvod stehna	Obvod bérce	Levá	Pravá
Černá	34,3 - 73,5cm	25 - 61,5cm	<input type="checkbox"/> B-115600112	<input type="checkbox"/> B-115500112
Šedá	34,3 - 73,5cm	25 - 61,5cm	<input type="checkbox"/> B-115601712	<input type="checkbox"/> B-115501712

Unloader One Custom

Barva	Obvod stehna	Obvod bérce	Levá	Pravá
Černá	34,3 - 73,5cm	25 - 61,5cm	<input type="checkbox"/> B-115600111	<input type="checkbox"/> B-115500111
Šedá	34,3 - 73,5cm	25 - 61,5cm	<input type="checkbox"/> B-115601711	<input type="checkbox"/> B-115501711

Unloader One Plus Custom

Barva	Obvod stehna	Obvod bérce	Levá	Pravá
Černá	45,7 - 83,8cm	35,6 - 61cm	<input type="checkbox"/> B-119600100	<input type="checkbox"/> B-119500100
Šedá	45,7 - 83,8cm	35,6 - 61cm	<input type="checkbox"/> B-119601700	<input type="checkbox"/> B-119501700

Odlehčení

Strana	Postavení
<input type="checkbox"/> Laterální artróza	Valgus °
<input type="checkbox"/> Mediální artróza	Varus °

Integrované dorazy

Extenze	Flexe
<input type="checkbox"/> 5°	<input type="checkbox"/> 90°
<input type="checkbox"/> 10°	
<input type="checkbox"/> 15°	
<input type="checkbox"/> 30°	

Odlitek končetiny

Negativní odlitek přiložen

Obvodové míry (cm)

1. M-L rozteč v úrovni kolenní štěrbině
2. Obvod (15cm nad středem pately)
3. Obvod (7,5cm nad středem pately)
4. Obvod (7,5cm pod středem pately)
5. Obvod (15cm pod středem pately)

Výrobce:
 ÖSSUR
 Grjothals 5
 110 Reykjavík
 ISLAND

Výhradní distributor pro ČR:
 ING corporation, spol. s r. o.
 Dr. Jánského 3238
 738 01 Frýdek-Místek

Tel.: 558 663 215, fax: 558 663 217
 E-mail: info@ossur.cz
 www.ossur.cz



Life Without Limitations®

Příloha 5 Výsledky úhlových parametrů – Skupina Gonartróza

Parametr	GA		N		KS		GA x KS		N x KS	
	M	SD	M	SD	M	SD	p	d	p	d
A_S_PFI	-10,4	14,2	-14,2	14,8	-10,6	6,5	0,949	0,02	0,234	0,369
A_S_DF	11,3	16,3	13,3	15,8	11,3	7,8	0,987	0,005	0,559	0,18
A_S_PFI2	-17,1	16,6	-20,8	17,1	-21	10	0,308	0,315	0,95	0,019
AR_S	29	4,6	35,3	15,4	32,5	6,5	0,062	0,587	0,378	0,272
K_S_max1	13,5	6,7	13,4	8,5	15,4	5	0,294	0,325	0,313	0,313
K_S_min1	6,1	7,6	4,9	9,5	2,2	5,4	0,048	0,622	0,217	0,384
K_S_max2	47,8	8,1	49,8	10,7	58,4	5,6	< 0,001	1,634	0,001	1,133
K_S_min2	5,6	6,6	4	8,6	0,8	4,9	0,007	0,873	0,103	0,509
KR_S	43,6	8,7	48,1	6,8	58,6	6,1	< 0,001	2,146	< 0,001	1,666
K_F_max	0,1	10,2	-0,2	6,1	5,6	7,4	0,039	0,649	0,009	0,832
K_F_min	-22,2	13	-20,7	11,8	-11	11,9	0,005	0,913	0,01	0,818
KR_F	22,3	10,5	20,4	8,6	16,6	7,6	0,036	0,66	0,122	0,483
K_T_max	5,2	10,2	2,5	8,7	6,8	11,7	0,65	0,14	0,209	0,39
K_T_min	-15,9	9,7	-15,8	8,6	-16,3	10	0,891	0,042	0,88	0,047
KR_T	21	7,9	18,4	5,2	23	6,7	0,366	0,279	0,019	0,747
H_S_max	31,3	7,3	35	15	32,7	7,1	0,516	0,201	0,485	0,215
H_S_min	-7,5	10,4	-3,9	17,5	-11,4	8,1	0,157	0,441	0,048	0,621
HR_S	38,8	6,1	38,9	6,1	44,1	3,9	0,001	1,131	0,001	1,098
H_F_max	7,9	16,4	7,5	2,8	7,3	3,6	0,844	0,061	0,857	0,056
H_F_min	-2,6	16,8	-3,6	4,3	-4,7	2,9	0,5	0,208	0,333	0,3
HR_F	10,5	4	11,2	3,9	12	3,5	0,2	0,398	0,457	0,23
H_T_max	9,9	27,9	-1,1	22,6	1,3	16,7	0,192	0,411	0,686	0,127
H_T_min	-25	28,9	-29,3	19,8	-27,3	14,8	0,728	0,108	0,699	0,121
HR_T	34,9	17	28,1	12,4	28,5	6,3	0,064	0,585	0,888	0,044
P_S_max	8,9	15,4	9,2	15,5	10,3	6,3	0,649	0,141	0,734	0,106
P_S_min	5,2	15,1	5	15	7,3	6,2	0,494	0,213	0,448	0,236
PR_S	3,7	1,2	4,2	1,4	3	1	0,046	0,641	0,001	1,098
P_F_max	2,6	2	3,6	2	3,8	2,1	0,067	0,587	0,738	0,105
P_F_min	-3,5	2,1	-2,9	3,1	-3,9	2,2	0,601	0,165	0,203	0,402
PR_F	6,1	1,8	6,4	2,6	7,7	3,2	0,084	0,557	0,197	0,411
P_T_max	2,1	17,4	9,1	15,8	5,4	2,9	0,307	0,317	0,192	0,406
P_T_min	-8,6	15,7	-2,5	17,4	-5	2,8	0,209	0,391	0,428	0,245
PR_T	10,7	4,8	11,6	4,1	10,3	3,7	0,767	0,093	0,286	0,337

Vysvětlivky: GA – postižená končetina u experimentální skupiny, N – nepostižená končetina u experimentální skupiny, KS – kontrolní skupina, p – hodnota pravděpodobnosti, d – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, A_S_PFI – maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování, A_S_DF – maximum dorzální flexe při konečném stoji, A_S_PFI2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistoji, K_S_min1 – maximum extenze v konečném stoji,

K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi, K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_F_max – maximum abdukce ve stojné fázi (varozita), K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita), KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu, K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině, H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, H_S_min – maximum extenze ve stojné fázi, HR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, H_F_max1 – maximum addukce při fázi postupného zatěžování, H_F_min1 – maximum abdukce při počátečním švihu, HR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, H_T_max – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi, H_T_min – maximum zevní rotace během švihové fáze, HR_T – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, P_S_max – maximální antevertze ve stojné fázi v sagitální rovině, P_S_min – minimální retrovertze v sagitální rovině, PR_S – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximální elevace ve stojné fázi, P_F_min – deprese ve švihové fázi, PR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, P_T_max – maximální vnitřní rotace, P_T_min – maximum zevní rotace, PR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině.

Příloha 6 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 1. měření

Končetina	Parametr	Bez ortézy		S ortézou		p	r
		M	SD	M	SD		
Postižená	t1	0,951	0,289	0,941	0,29	0,679	0,069
	t2	55,1	9,6	56	2,8	0,616	0,083
	t3	44,9	9,6	44	2,8	0,616	0,083
	t4	22,9	5,8	21,2	6,3	0,248	0,192
	t5	29,5	8,5	27,1	3,4	0,472	0,12
	t6	36	8,1	33,1	6,9	0,157	0,236
	t7	47,2	10,6	46,2	10,3	0,647	0,076
	t8	68,8	12,6	70,9	7,4	0,586	0,091
	t9	52,8	10,6	53,8	10,3	0,647	0,076
	F1	3	4,9	2,3	5,5	0,679	0,069
	F2	-1,9	4,6	-1,5	5,5	0,679	0,069
	F3	-12,6	4,6	-13,2	4,5	0,122	0,258
	F4	13,5	4,3	13,4	3,8	0,879	0,025
	F5	98,2	4	98,8	3,8	0,42	0,134
	F6	102,7	6,3	104,1	5,9	0,133	0,25
	F7	86,1	19,2	92,2	3,5	0,184	0,221
	I1	19,3	52,8	17,4	57,6	0,396	0,142
I2	6,8	185,1	-19,7	206,1	0,948	0,011	
I3	-263,1	85,4	-264,5	76,7	0,679	0,069	
I4	259,9	71,5	262,3	57,3	0,845	0,033	
I5	2730,6	840,7	2806,4	1057,3	0,811	0,04	
I6	4129,3	932,9	4152	1009,8	0,811	0,04	
I7	6859,9	650,6	6958,4	685,5	0,267	0,185	
Nepostižená	t1	0,973	0,244	0,922	0,3	0,089	0,283
	t2	57,6	7,5	58,7	6,9	0,396	0,142
	t3	42,4	7,5	41,3	6,9	0,396	0,142
	t4	26,1	10,3	25,8	7,4	0,711	0,062
	t5	27	6,3	24,6	6,8	0,215	0,207
	t6	38,9	10	38	5,6	0,647	0,076
	t7	52,7	14,5	53,5	8,5	0,679	0,069
	t8	77,9	4,5	74,8	5,3	0,028	0,367
	t9	47,3	14,5	46,5	8,5	0,679	0,069
	F1	3,1	5,6	4	5,6	0,094	0,279
	F2	-1,4	5	0,2	4,8	0,085	0,287
	F3	-11,5	3,3	-10,9	2,8	0,528	0,105
	F4	13,9	3,6	13,1	3,1	0,122	0,258
F5	97,3	5,2	99,1	7,5	0,053	0,323	
F6	104,9	5,1	107,1	6,5	0,035	0,352	
F7	88,3	9,3	92	3	0,02	0,388	
I1	9,5	36	20,2	36,4	0,184	0,221	

	I2	72,3	164,6	132,1	178,7	0,17	0,229
	I3	-263,9	86,8	-248,7	66,1	0,711	0,062
	I4	265,3	67,7	242,6	59,6	0,122	0,258
	I5	2991,2	933,3	3152,1	533,8	0,879	0,025
	I6	3672	1180,1	3554,6	668,9	0,586	0,091
	I7	6663,3	713,3	6706,7	495,7	0,913	0,018

Vysvětlivky: M – průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, t₁ – čas trvání stojné fáze (Fx), t₂ – čas trvání brzdící fáze (Fy), t₃ – čas trvání akcelerační fáze (Fy), t₄ – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi, t₅ – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi, t₆ – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi, t₇ – čas dosažení minima síly Fz, t₈ – čas dosažení druhého maxima síly Fz v akcelerační fázi, t₉ – čas od minima síly Fz po konec stojné fáze, F1 – maximum síly Fx mediální, F2 – maximum síly Fx laterální, F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi, F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi, F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi; F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi, F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje, I1 – impulz mediální síly Fx, I2 – impulz laterální síly Fx, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

Příloha 7 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 2. měření

Končetina	Parametr	1. měření		2. měření		1 x 2	
		M	SD	M	SD	p	r
Postižená	t1	0,951	0,289	0,942	0,337	0,896	0,022
	t2	55,1	9,6	58,3	5,3	0,327	0,163
	t3	44,9	9,6	41,7	5,3	0,327	0,163
	t4	22,9	5,8	25,3	7,4	0,145	0,243
	t5	29,5	8,5	25,1	5,3	0,085	0,287
	t6	36	8,1	31,6	5,5	0,053	0,323
	t7	47,2	10,6	47,7	10,6	0,879	0,025
	t8	68,8	12,6	71,5	7,4	0,586	0,091
	t9	52,8	10,6	52,3	10,6	0,879	0,025
	F1	3	4,9	1,1	6,8	0,372	0,149
	F2	-1,9	4,6	-1,3	5,5	0,913	0,018
	F3	-12,6	4,6	-14,9	7,1	0,058	0,316
	F4	13,5	4,3	13,3	3,7	0,349	0,156
	F5	98,2	4	103,3	8,5	0,006	0,454
	F6	102,7	6,3	102,2	4,5	0,948	0,011
	F7	86,1	19,2	88,8	5,1	0,472	0,12
	I1	19,3	52,8	15,5	63,9	0,586	0,091
I2	6,8	185,1	-66,7	179,2	0,199	0,214	
I3	-263,1	85,4	-305,2	80,2	0,085	0,287	
I4	259,9	71,5	255,7	56,7	0,777	0,047	
I5	2730,6	840,7	2757	998,8	0,983	0,004	
I6	4129,3	932,9	3977,6	934,9	0,647	0,076	
I7	6859,9	650,6	6734,6	794	0,306	0,171	
Nepostižená	t1	0,973	0,244	0,902	0,347	0,112	0,265
	t2	57,6	7,5	58,6	6,3	0,5	0,113
	t3	42,4	7,5	41,4	6,3	0,5	0,113
	t4	26,1	10,3	25,3	7	0,845	0,033
	t5	27	6,3	26,4	6	0,777	0,047
	t6	38,9	10	37,8	9	0,528	0,105
	t7	52,7	14,5	53	8	0,446	0,127
	t8	77,9	4,5	75,5	3,8	0,025	0,374
	t9	47,3	14,5	47	8	0,446	0,127
	F1	3,1	5,6	2,5	5,9	0,557	0,098
	F2	-1,4	5	1	5,3	0,094	0,279
	F3	-11,5	3,3	-12,1	2,7	0,133	0,25
	F4	13,9	3,6	13,9	4,1	0,913	0,018
	F5	97,3	5,2	101,5	7,6	< 0,001	0,592
	F6	104,9	5,1	106,2	5	0,035	0,352
	F7	88,3	9,3	90,2	4,6	0,616	0,083
	I1	9,5	36	32,2	85,7	0,248	0,192

	I2	72,3	164,6	128,4	187,9	0,102	0,272
	I3	-263,9	86,8	-278,9	70,7	0,327	0,163
	I4	265,3	67,7	267,6	61,7	0,744	0,054
	I5	2991,2	933,3	3239,3	637,3	0,777	0,047
	I6	3672	1180,1	3678,3	763,5	0,5	0,113
	I7	6663,3	713,3	6917,5	647,3	0,112	0,265

Vysvětlivky: M – průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, t₁ – čas trvání stojné fáze (Fx), t₂ – čas trvání brzdící fáze (Fy), t₃ – čas trvání akcelerační fáze (Fy), t₄ – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi, t₅ – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi, t₆ – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi, t₇ – čas dosažení minima síly Fz, t₈ – čas dosažení druhého maxima síly Fz v akcelerační fázi, t₉ – čas od minima síly Fz po konec stojné fáze, F1 – maximum síly Fx mediální, F2 – maximum síly Fx laterální, F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi, F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi, F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi; F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi, F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje, I1 – impulz mediální síly Fx, I2 – impulz laterální síly Fx, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

Příloha 8 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Ortéza, 3. měření

Končetina	Parametr	1. měření		3. měření		1 x 3	
		M	SD	M	SD	p	r
Postižená	t1	0,951	0,289	1,474	0,253	< 0,001	0,333
	t2	55,1	9,6	55,9	3	0,372	0,685
	t3	44,9	9,6	44,1	3	0,372	0,685
	t4	22,9	5,8	18,2	5,3	0,022	1,556
	t5	29,5	8,5	27,8	4,5	0,879	1,091
	t6	36	8,1	29	6,8	0,018	1,689
	t7	47,2	10,6	47,9	10,2	0,811	2,215
	t8	68,8	12,6	72,1	6,6	0,446	1,315
	t9	52,8	10,6	52,1	10,2	0,811	2,215
	F1	3	4,9	2,9	6,9	0,711	2,204
	F2	-1,9	4,6	-1,6	5,1	0,586	1,681
	F3	-12,6	4,6	-14,1	4,6	0,145	1,517
	F4	13,5	4,3	13,1	3,6	0,349	1,228
	F5	98,2	4	99,4	4,9	0,472	1,732
	F6	102,7	6,3	102,4	4,4	0,777	1,24
	F7	86,1	19,2	90	2,4	0,557	0,387
	I1	19,3	52,8	15,9	36,2	0,446	3,523
I2	6,8	185,1	-67,7	262,9	0,157	13,664	
I3	-263,1	85,4	-344,1	86,5	0,002	6,619	
I4	259,9	71,5	292,1	66	0,043	5,519	
I5	2730,6	840,7	3505,5	1007	0,014	24,558	
I6	4129,3	932,9	4101,3	981,6	0,845	22,725	
I7	6859,9	650,6	7606,9	470,3	0,001	13,038	
Nepostižená	t1	0,973	0,244	1,451	0,231	< 0,001	0,621
	t2	57,6	7,5	55,2	6,6	0,145	0,243
	t3	42,4	7,5	44,8	6,6	0,145	0,243
	t4	26,1	10,3	19,9	3,9	0,014	0,41
	t5	27	6,3	28,4	5,7	0,446	0,127
	t6	38,9	10	31,7	7,7	0,025	0,374
	t7	52,7	14,5	47,4	8,4	0,085	0,287
	t8	77,9	4,5	73,9	4,5	0,004	0,483
	t9	47,3	14,5	52,6	8,4	0,085	0,287
	F1	3,1	5,6	1,3	7,5	0,267	0,185
	F2	-1,4	5	0,2	5,3	0,102	0,272
	F3	-11,5	3,3	-12,3	3,3	0,372	0,149
F4	13,9	3,6	13	3,4	0,039	0,345	
F5	97,3	5,2	98,8	5,7	0,094	0,279	
F6	104,9	5,1	104,6	4,4	0,616	0,083	
F7	88,3	9,3	90,4	2,4	0,528	0,105	
I1	9,5	36	65,5	172	0,777	0,047	
I2	72,3	164,6	72,8	191,2	0,557	0,098	

	I3	-263,9	86,8	-296,4	92,5	0,286	0,178
	I4	265,3	67,7	279,4	56,4	0,248	0,192
	I5	2991,2	933,3	3255,7	760,2	0,586	0,091
	I6	3672	1180,1	4165,4	705,3	0,071	0,301
	I7	6663,3	713,3	7421,1	376	0,001	0,533

Vysvětlivky: M – průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, t₁ – čas trvání stejné fáze (Fx), t₂ – čas trvání brzdící fáze (Fy), t₃ – čas trvání akcelerační fáze (Fy), t₄ – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi, t₅ – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi, t₆ – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi, t₇ – čas dosažení minima síly Fz, t₈ – čas dosažení druhého maxima síly Fz v akcelerační fázi, t₉ – čas od minima síly Fz po konec stejné fáze, F1 – maximum síly Fx mediální, F2 – maximum síly Fx laterální, F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi, F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi, F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi; F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi, F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje, I1 – impulz mediální síly Fx, I2 – impulz laterální síly Fx, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

Příloha 9 Výsledky úhlových parametrů – skupina Osteotomie

Končetina	Parametr	Před operací		Po operaci		p	r
		M	SD	M	SD		
Operovaná	A_S_PF1	-18,4	17,02	-19	19,77	0,889	0,035
	A_S_DF	2	20,39	4,6	21,5	0,484	0,175
	A_S_PF2	-28,9	18,07	-27,4	17,72	0,889	0,035
	AR_S	31,1	5,32	33,1	8,33	0,575	0,14
	A_T_max	15,6	20,67	21,8	22,89	0,674	0,105
	A_T_min	-17,1	12,12	-6,2	20,25	0,263	0,28
	AR_T	32,7	13,38	28	9,56	0,401	0,21
	K_S_max1	14,4	8,15	10,8	9,02	0,262	0,28
	K_S_min1	4,8	8,47	3,7	6,47	0,779	0,07
	K_S_max2	53,4	8,66	47,9	10,6	0,263	0,28
	K_S_min2	5,1	8,6	1,5	7,49	0,262	0,28
	KR_S	50,8	4,95	47	6,24	0,092	0,42
	K_F_max	16,2	12,91	11	9,06	0,327	0,245
	K_F_min	-9,2	13,81	-10,5	7,83	0,779	0,07
	KR_F	25,5	11,39	21,5	5,73	0,4	0,21
	K_T_max	9,6	9,4	-1,1	7,59	0,025	0,56
	K_T_min	-17	10,28	-19,2	8,99	0,779	0,07
	KR_T	26,6	6,43	18,1	5,15	0,049	0,49
	H_S_max	33,3	13,26	31,1	6,89	0,401	0,21
	H_S_min	-8,1	12,69	-9,5	9,68	0,674	0,105
	HR_S	41,4	5,28	40,6	5,89	0,889	0,035
	H_F_max	15,2	23,29	13,3	19,07	0,484	0,175
	H_F_min	1,9	23,35	2,8	20,09	0,78	0,07
	HR_F	13,3	7,31	10,5	1,43	0,401	0,21
	H_T_max	22,8	27,09	8,3	22,12	0,263	0,28
	H_T_min	-17,3	26,49	-31,8	21,93	0,674	0,105
	HR_T	40,1	20,09	40,1	16,7	0,889	0,035
	P_S_max	5,9	23,32	10,5	6,77	1	0
	P_S_min	-1,1	18,91	7,8	6,58	0,32	0,245
	PR_S	7,1	9,81	2,6	0,95	0,012	0,63
	P_F_max	5,5	8,59	9,2	19,83	0,779	0,07
	P_F_min	-4,3	2,27	2,6	21,34	0,674	0,105
PR_F	9,8	7,99	6,6	2,84	0,327	0,245	
P_T_max	-1,4	23,1	5,1	1,87	0,674	0,105	
P_T_min	-13,8	21,31	-4,8	3,89	0,401	0,21	
PR_T	12,3	8,48	9,9	2,13	0,889	0,035	
Neoperovaná	A_S_PF1	-19,8	19,8	-11,9	-198,65	0,124	0,385
	A_S_DF	6,5	21,5	8,8	243,98	0,575	0,14
	A_S_PF2	-30,8	21,66	-24,6	-91,07	0,484	0,175
	AR_S	38,6	21,05	33,4	25,23	0,779	0,07
	A_T_max	21,7	23,02	17,7	154,52	0,674	0,105
A_T_min	-9,7	20,42	-9,2	-206,47	0,779	0,07	

AR_T	31,4	8,39	27	40,46	0,207	0,315
K_S_max1	14	8,86	14,4	9,86	0,674	0,105
K_S_min1	2,9	6,94	4	8,25	0,575	0,14
K_S_max2	49,4	11,69	47,3	12,69	0,779	0,07
K_S_min2	5,2	7,99	1,7	9,07	0,779	0,07
KR_S	49,5	8,67	45,6	9,46	0,123	0,385
K_F_max	9,4	13,23	7	8,78	0,889	0,035
K_F_min	-14,5	15,32	-14,9	19,91	0,888	0,035
KR_F	23,9	14,07	21,9	14,47	0,779	0,07
K_T_max	5,8	7,7	14,2	14,17	0,208	0,315
K_T_min	-14,8	9,2	-3,6	12,4	0,092	0,42
KR_T	20,6	6,44	17,9	4,57	0,483	0,175
H_S_max	38,4	19,61	35,6	22,03	0,779	0,07
H_S_min	-2,6	21,47	-2,5	22,07	1	<0,001
HR_S	41	7,53	38,1	6,38	0,208	0,315
H_F_max	9,1	2,55	7,3	3,21	0,123	0,385
H_F_min	-3	6,23	-2,7	3,48	0,674	0,105
HR_F	12,1	6,66	9,9	1,99	0,327	0,245
H_T_max	3,8	24,83	-10,6	25,48	0,263	0,28
H_T_min	-29,1	20,68	-36,9	23,39	0,575	0,14
HR_T	32,9	18,65	26,3	13,79	0,401	0,21
P_S_max	5,6	22,21	10,8	6,6	0,779	0,07
P_S_min	-1,1	18,89	8,1	6,54	0,327	0,245
PR_S	6,7	7,14	2,7	0,76	0,017	0,595
P_F_max	4,4	1,99	-2,5	21,41	0,889	0,035
P_F_min	-4,9	6,95	-9,3	20,08	0,779	0,07
PR_F	9,3	6,78	6,9	2,92	0,327	0,245
P_T_max	14,1	21,33	5,2	3,56	0,484	0,175
P_T_min	1,1	23,04	-4,8	1,77	0,779	0,07
PR_T	13	7,41	9,9	2,33	0,208	0,315

Vysvětlivky: p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, A_S_PF1 – maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování, A_S_DF – maximum dorzální flexe při konečném stojí, A_S_PF2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistojí, K_S_min1 – maximum extenze v konečném stojí, K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi, K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_F_max – maximum abdukce ve stojné fázi (varozita), K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita), KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu, K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině, H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, H_S_min – maximum extenze ve stojné fázi, HR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, H_F_max1 – maximum addukce při fázi postupného zatěžování, H_F_min1 – maximum abdukce při počátečním švih, HR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, H_T_max – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi, H_T_min – maximum zevní rotace během švihové fáze, HR_T – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v

transversální rovině, P_S_max – maximální antevertze ve stojné fázi v sagitální rovině, P_S_min – minimální retrovertze v sagitální rovině, PR_S – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximální elevace ve stojné fázi, P_F_min – deprese ve švihové fázi, PR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, P_T_max – maximální vnitřní rotace, P_T_min – maximum zevní rotace, PR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině.

Příloha 10 Výsledky časových a silových parametrů a impulzů síly reakční síly podložky – Skupina Totální endoprotéza

Končetina	Parametr	Před operací		Po operaci		p	r
		M	SD	M	SD		
Postižená	t1	0,87	0,12	0,8	0,13	0,016	0,512
	t2	54,8	5,46	54,43	3,33	0,594	0,114
	t3	45,2	5,46	45,57	3,33	0,594	0,114
	t4	17,98	4,54	16,68	6,08	0,182	0,284
	t5	29,07	5,12	31,36	3,48	0,091	0,36
	t6	32,45	5,06	31,53	3,64	0,534	0,133
	t7	50,68	6,52	48,28	4,43	0,091	0,36
	t8	71,87	1,83	71,74	4,92	0,534	0,133
	t9	49,32	6,52	51,72	4,43	0,091	0,36
	F1	-0,55	3,9	-1,12	3,41	0,328	0,209
	F2	-0,69	5,2	-0,36	5,7	0,424	0,171
	F3	-10,42	2,79	-10,71	2,52	0,594	0,114
	F4	11,96	1,72	13,47	3,22	0,424	0,171
	F5	101,63	3	101,19	5,06	0,79	0,057
	F6	101,9	3,76	102,7	1,91	0,657	0,095
	F7	92,4	3,87	91,2	4,57	0,424	0,171
	I1	-0,46	1,8	-0,68	1,52	0,328	0,209
	I2	-6,19	25,82	-3,42	27,38	0,374	0,19
	I3	-22,05	4,31	-20,2	5,67	0,657	0,095
	I4	20,88	7,97	20,98	4,82	0,477	0,152
I5	301,87	117,84	257,84	80,6	0,016	0,512	
I6	281,39	69,76	284,41	96,53	0,328	0,209	
I7	583,27	174,84	542,24	166,48	0,041	0,436	
Nepostižená	t1	0,9	0,14	0,83	0,14	0,041	0,436
	t2	52,32	3,08	53,15	3,84	0,139	0,33
	t3	47,68	3,08	46,85	3,84	0,139	0,33
	t4	14,87	4,23	16,5	3,21	0,799	0,057
	t5	31,79	2,45	32,1	3,71	0,386	0,194
	t6	28,68	6,03	28,48	4,62	0,799	0,057
	t7	45,04	5,89	47,81	4,63	0,059	0,422
	t8	72,45	4,91	73,84	3,35	0,037	0,467
	t9	54,96	5,89	52,19	4,63	0,059	0,422
	F1	-1,22	3,83	0,01	3,49	0,241	0,262
	F2	-0,71	5,07	-1,76	5,48	0,445	0,171
	F3	-11,67	2,91	-12,63	2,91	0,878	0,034
	F4	12,41	2,87	13,77	3,14	0,646	0,103
	F5	100,42	3,45	103,67	7,28	0,333	0,217
	F6	103,55	3,13	105,53	3,98	0,009	0,581
	F7	92,15	3,57	90,11	3,96	0,799	0,057
	I1	-0,45	1,91	0,11	1,25	0,203	0,285

	I2	-3,71	24,39	-5,73	27,32	0,721	0,08
	I3	-23,28	5,16	-22,99	6,09	0,241	0,262
	I4	22,14	4,2	22,11	6,08	0,386	0,194
	I5	256,44	74,36	275,61	101,49	0,333	0,217
	I6	318,96	79,9	296,77	86,91	0,017	0,536
	I7	575,4	132,25	572,38	180,01	0,059	0,422

Výsvětlivky: M – průměr, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, t₁ – čas trvání stejné fáze (Fx), t₂ – čas trvání brzdící fáze (Fy), t₃ – čas trvání akcelerační fáze (Fy), t₄ – čas dosažení maxima síly Fy v brzdící fázi, t₅ – čas dosažení maxima síly Fy v akcelerační fázi, t₆ – čas dosažení prvního maxima síly Fz v brzdící fázi, t₇ – čas dosažení minima síly Fz, t₈ – čas dosažení druhého maxima síly Fz v akcelerační fázi, t₉ – čas od minima síly Fz po konec stejné fáze, F1 – maximum síly Fx mediální, F2 – maximum síly Fx laterální, F3 – maximum síly Fy v brzdící fázi, F4 – maximum síly Fy v akcelerační fázi, F5 – maximum síly Fz v brzdící fázi; F6 – maximum síly Fz v akcelerační fázi, F7 – minimum síly Fz ve fázi středního stoje, I1 – impulz mediální síly Fx, I2 – impulz laterální síly Fx, I3 – impulz síly Fy v brzdící fázi, I4 – impulz síly Fy v akcelerační fázi, I5 – impulz síly Fz v brzdící fázi, I6 – impulz síly Fz v akcelerační fázi, I7 – celkový impulz síly Fz.

Příloha 11 Výsledky úhlových parametrů – Skupina Totální endoprotéza

Končetina	Parametr	Před operací		Po operaci		p	r
		M	SD	M	SD		
Operovaná	A_S_Pf1	-12,33	5,62	-2,15	11,88	0,47	0,258
	A_S_DF	10,97	6,86	11,61	13,36	1	<0,001
	A_S_Pf2	-16,9	7,29	-7,28	13,38	0,59	0,218
	AR_S	30,4	4,63	19,47	12,78	0,11	0,655
	A_T_max	15,35	24,39	2,94	29,86	0,92	0,03
	A_T_min	-6,36	22,17	-20,95	22,38	0,6	0,151
	AR_T	21,71	12,2	23,9	13,9	0,75	0,091
	K_S_max1	6,49	5	-6,98	37,53	1,01	0,271
	K_S_min1	-1,39	2,48	-14,15	43,29	0,85	0,226
	K_S_max2	19,54	19,46	1,28	44,39	1,12	0,28
	K_S_min2	-4,89	8,73	-17,26	43,04	0,98	0,245
	KR_S	24,93	21,11	19,91	20,43	0	0
	K_F_max	13,11	15,16	17,27	14,31	0,7	0,175
	K_F_min	-7,28	10,07	-9,96	12,44	0,42	0,105
	KR_F	20,39	17,17	27,23	12,31	1,12	0,28
	K_T_max	32,75	23,5	34,91	16,56	0,14	0,035
	K_T_min	1,06	11,51	-6,6	14,5	0,7	0,175
	KR_T	31,69	18,11	41,51	20,64	1,54	0,385
	H_S_max	22,5	11,24	16,4	14,33	0,21	0,315
	H_S_min	-6,58	10,45	-7,55	10,57	0,89	0,035
	HR_S	29,08	14,39	23,95	13,39	0,67	0,105
	H_F_max	0,61	8,82	7,03	13,89	0,21	0,315
	H_F_min	-16,77	9,8	-14,23	10,39	0,67	0,105
	HR_F	17,38	9,76	21,26	9,27	0,26	0,28
	H_T_max	18,47	24,66	30,28	20,8	0,33	0,245
	H_T_min	-6,55	22,9	-0,28	22,18	0,48	0,175
	HR_T	25,02	15,26	30,56	8,22	0,48	0,175
	P_S_max	13,08	12,37	13,95	14,64	0,89	0,035
	P_S_min	-0,82	5,87	-5,1	7,56	0,09	0,42
	PR_S	13,9	14,04	19,05	16,46	0,33	0,245
	P_F_max	11,46	13,24	4,01	17,92	0,48	0,175
	P_F_min	-11,13	11,94	-24,86	26,49	0,26	0,28
PR_F	22,59	19,65	28,87	18,78	0,58	0,14	
P_T_max	7,35	14,38	-0,82	43,36	0,78	0,07	
P_T_min	-11,86	27,14	-21,55	48,74	0,67	0,105	
PR_T	19,22	28,44	20,73	27,97	0,78	0,07	
Neoperovaná	A_S_Pf1	-12,36	11,24	-4,2	8,52	0,46	0,212
	A_S_DF	7,92	13,25	15,5	8,97	0,35	0,272
	A_S_Pf2	-17,8	6,69	-7,07	5,36	0,03	0,635
	AR_S	27,07	6,07	24,08	5,59	0,08	0,514
	A_T_max	11,87	3,62	-38,11	82,21	0,66	0,224

A_T_min	-10,51	7,17	-56,53	83,62	0,66	0,224
AR_T	22,38	4,59	18,42	5,36	0,18	0,671
K_S_max1	7,02	9,89	4,61	7,82	0,89	0,035
K_S_min1	-4,36	6,89	-2,1	8,41	0,78	0,07
K_S_max2	21,54	22,52	18,08	18,3	0,89	0,035
K_S_min2	-20,59	32,1	-3,97	7,17	0,33	0,245
KR_S	44,77	31,38	23,81	14,19	0,05	0,49
K_F_max	10,17	10,53	7,55	10,45	0,26	0,28
K_F_min	-6,7	6,99	-9,06	4,92	0,48	0,175
KR_F	16,87	9,96	16,61	14,52	0,67	0,105
K_T_max	22,67	18,32	31,31	13,55	0,33	0,245
K_T_min	-11,64	15,89	-0,68	21,19	0,21	0,315
KR_T	34,31	21,14	31,99	12,37	0,67	0,105
H_S_max	29,14	16,32	31,69	16,81	0,78	0,07
H_S_min	-8,36	9,55	-3,25	6,3	0,33	0,245
HR_S	37,5	18,15	34,94	12,36	0,89	0,035
H_F_max	7,29	17,13	11,42	9,74	0,33	0,245
H_F_min	-10,55	10,34	-8,45	6,26	0,58	0,14
HR_F	17,84	13,04	19,87	10,27	0,67	0,105
H_T_max	7,61	16,48	15,67	52,56	0,48	0,175
H_T_min	-19,69	17,45	-9,64	45,28	0,78	0,07
HR_T	27,3	8,16	25,31	10,12	0,48	0,175
P_S_max	18,22	16,41	23,22	13,1	0,4	0,21
P_S_min	-1,39	5,76	-2,83	6,18	0,58	0,14
PR_S	19,6	17,4	26,05	14,22	0,48	0,175
P_F_max	9,74	9,3	15,99	18,71	0,48	0,175
P_F_min	-9,16	11,45	-6,33	10,29	0,03	0,56
PR_F	18,9	16,81	22,32	24,12	0,89	0,035
P_T_max	12,38	21,82	-5,08	42,19	0,33	0,245
P_T_min	-13,71	35,2	-32,16	41,76	0,48	0,175
PR_T	26,09	29,77	27,08	19,34	0,67	0,105

Vysvětlivky: p – hodnota pravděpodobnosti, r – hodnota věcné významnosti, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, A_S_PF1 – maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování, A_S_DF – maximum dorzální flexe při konečném stoji, A_S_PF2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_S_max1 – maximum flexe ve stádiu zatěžování a mezistoji, K_S_min1 – maximum extenze v konečném stoji, K_S_max2 – maximum flexe ve švihové fázi, K_S_min2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, K_F_max – maximum abdukce ve stojné fázi (varozita), K_F_min – maximum addukce ve švihové fázi (valgozita), KR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace během krokového cyklu, K_T_min – maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině, H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, H_S_min – maximum extenze ve stojné fázi, HR_S – celkový rozsah pohybu v sagitální rovině, H_F_max1 – maximum addukce při fázi postupného zatěžování, H_F_min1 – maximum abdukce při počátečním švih, HR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, H_T_max – maximum vnitřní rotace ve stojné fázi, H_T_min –

maximum zevní rotace během švihové fáze, HR_T – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, P_S_max – maximální antevertze ve stejné fázi v sagitální rovině, P_S_min – minimální retrovertze v sagitální rovině, PR_S – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximální elevace ve stejné fázi, P_F_min – deprese ve švihové fázi, PR_F – celkový rozsah pohybu ve frontální rovině, P_T_max – maximální vnitřní rotace, P_T_min – maximum zevní rotace, PR_T – celkový rozsah pohybu v transversální rovině.