

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE U OSOB S GONARTRÓZOU

Diplomová práce

Autor: Klára Rodová

Obor: Fyzioterapie

Olomouc 2018

Jméno a příjmení autora: Klára Rodová

Název bakalářské práce: Kinematická analýza chůze u osob s gonartrózou

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby: 2018

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá vlivem gonartrózy na kinematické parametry chůze. Cílem práce bylo posoudit rozdíly v kinematických parametrech chůze mezi skupinou reprezentující zdravou populaci a skupinou s unilaterální gonartrózou II. – III. stupně. Pro provedení kinematické analýzy byl použit systém Vicon MX. Chůze u osob s gonartrózou se vyznačovala rozdíly v porovnání se zdravou populací. Hlavním rozdílem byl snížený rozsah flexe kolenního kloubu v sagitální rovině a zvýšený rozsah ve frontální rovině. Také došlo ke snížení rozsahu pohybu do extenze u nepostížené končetiny, v kyčelním kloubu a zvýšení rozsahu pohybu v sagitální rovině bilaterálně.

Klíčová slova: chůze, biomechanika, gonartróza, úhlový rozsah pohybu

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Klára Rodová

Title of the bachelor thesis: Kinematic gait analysis of people with gonarthrosis

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of the presentation: 2018

Abstract: This thesis deals with effect of gonarthrosis on kinematic parameters of gait. The aim of this study is to assess differences in kinematic gait parameters between the specimen of healthy population and the specimen of people who suffer from II.-III. level of Kellgren-Lawrence classification of unilateral gonarthrosis. Vicon MX system was used for this purpose. The gait of patients with gonarthrosis differs in several parameters compared to healthy population. The main difference is a decrease of angular range of motion to flexion in knee in sagittal plane and an increase in frontal (coronal) plane. We also uncovered a decrease in angular range of motion in sagittal plane on healthy extremity in the hip and an increase in angular range of motion in pelvis bilaterally.

Keywords: gait, biomechanics, gonarthrosis, angular range of motion

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

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala sama, pod odborným vedením Prof. RNDr. Miroslav Janury, Dr. Ve své práci jsem postupovala podle zásad vědecké etiky a uvádím zde všechny použité zdroje.

V Olomouci dne

Klára Rodová

Děkuji panu Prof. Janurovi a panu doktoru Svobodovi za pomoc a cenné rady při zpracování diplomové práce. Také děkuji své rodině a přátelům za jejich podporu, bez které by sepsání této práce bylo mnohem složitější.

OBSAH

ÚVOD

1 CHŮZE	9
1.1 VÝVOJ LOKOMOCE.....	9
1.1.1 TEORETICKÉ PRINCIPY BEHAVIORÁLNÍ REKONSTRUKCE.....	10
1.2 ONTOGENEZE LIDSKÉ LOKOMOCE.....	10
1.2.1 OBDOBÍ DRUHÉHO A TŘETÍHO ROKU.....	11
1.2.2 OBDOBÍ ČTVRTÉHO AŽ ŠESTÉHO ROKU.....	12
1.3 ŘÍZENÍ MOTORIKY, CENTRÁLNÍ MECHANISMY ŘÍZENÍ CHŮZE.....	12
1.4 BIOMECHANIKA CHŮZE.....	13
1.5 TĚŽIŠTĚ TĚLA.....	14
2 KROKOVÝ CYKLUS (GC – GAIT CYCLE)	15
2.1 POMĚR STOJNÉ A ŠVIHOVÉ FÁZE.....	16
2.2 JEDNOTLIVÉ FÁZE KROKOVÉHO CYKLU.....	16
2.2.1 POČÁTEČNÍ KONTAKT (INICIAL CONTACT).....	18
2.2.2 STÁDIUM POSTUPNÉHO ZATĚŽOVÁNÍ (LOADING RESPONSE).....	18
2.2.3 MEZISTOJ (MID STANCE).....	19
2.2.4 KONEČNÝ STOJ (TERMINAL STANCE).....	19
2.2.5 PŘEDŠVIHOVÁ FÁZE (PRE-SWING).....	20
2.2.6 POČÁTEČNÍ ŠVIH (INITIAL SWING).....	20
2.2.7 MEZIŠVIH (MID SWING).....	21
2.2.8 KONEČNÝ ŠVIH (TERMINAL SWING).....	21
3 KINEZIOLOGIE CHŮZE	22
3.1 KINEZIOLOGIE PÁNVE.....	22
3.2 KINEZIOLOGIE KYČLE.....	22
3.3 KINEZIOLOGIE KOLENE.....	23
3.3.1 SAGITÁLNÍ ROVINA.....	23
3.3.2 TRANSVERZÁLNÍ ROVINA.....	23
3.3.3 FRONTÁLNÍ ROVINA.....	24
3.4 KINEZIOLOGIE HLEZNA.....	24
3.4.1 SAGITÁLNÍ ROVINA.....	24
3.4.2 TRANSVERSÁLNÍ ROVINA.....	24
4 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE	25
5 GONARTRÓZA	28
5.1 ETIOLOGIE.....	28

5.2	KLINICKÝ OBRAZ	28
5.3	DIAGNÓZA	29
5.4	TERAPIE	30
5.4.1	KONZERVATIVNÍ LÉČBA	30
5.4.1.1	OBECNÁ DOPORUČENÍ	31
5.4.1.2	REHABILITAČNÍ LÉČBA	31
5.4.1.3	FARMAKOLOGICKÉ LÉČBA	32
5.4.2	CHIRURGICKÁ LÉČBA.....	33
5.4.2.1	TECHNIKY REPARACE CHRUPAVKY.....	33
5.4.2.2	ARTROSKOPIE KOLENNÍHO KLOUBU	34
5.4.2.3	KOREKČNÍ OSTEOTOMIE	34
5.4.2.4	TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KOLENE (TEP)	34
6	CÍLE A HYPOTÉZY	36
7	METODIKA	38
7.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU PROBANDŮ	38
7.2	POUŽITÉ PŘÍSTROJE	38
7.3	PŘÍPRAVA A REALIZACE MĚŘENÍ	38
7.4	ZPRACOVÁNÍ DAT A MĚŘENÉ PARAMETRY	39
7.4.1	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	41
8	VÝSLEDKY	42
8.1	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H01	43
8.2	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H02.....	43
8.3	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H03.....	44
8.4	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H04.....	48
8.5	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H05.....	50
9	DISKUZE	52
9.1	DISKUZE K HYPOTÉZE H01	53
9.2	DISKUZE K HYPOTÉZE H02	53
9.3	DISKUZE K HYPOTÉZE H03	53
9.4	DISKUZE K HYPOTÉZE H04	55
9.5	DISKUZE K HYPOTÉZE H05	56
10	ZÁVĚR	57
11	SOURHN	58
12	SUMMARY	59
13	REFERENČNÍ SEZNAM.....	60

ÚVOD

Chůze je základním způsobem lokomoce člověka sloužící pro přesun z jednoho místa na druhé. Vyznačuje se určitými společnými rysy, které mají všichni jedinci stejné. Současně je ale chůze svým provedením pro každého jedince charakteristická, protože je ovlivněná individuálními faktory jako například fyzickým a psychickým stavem, vnějšími podmínkami nebo také antropometrickými a biomechanickými parametry (Neumannová et al., 2015).

Jedním z onemocnění, které ovlivňuje chůzi, je artróza. Postihuje jedince středního věku, přičemž incidence onemocnění stále stoupá. Toto onemocnění způsobuje degenerativní změny na chrupavce a okolních tkáních, kdy dochází k zúžení kloubní štěrbiny. Zasaženy bývají hlavně velké nosné klouby dolních končetin, kdy dochází k jejich bolestivosti a omezení v pohyblivosti. U gonartrózy dochází vlivem mechanického zatížení v kolenním kloubu ke vzniku nocicepce, která se projeví na charakteru chůze.

Změny v charakteristice chůze můžeme analyzovat například z hlediska kinematiky, kinetiky, nebo elektromyograficky (Mündermann, Dyrby, & Andriacchi, 2005). Pro kinematickou analýzu jsou často využívány optoelektrické systémy. Ty jsou schopny určit polohu a změnu rozsahu pohybu určených kloubů během jednotlivých fází krokového cyklu. Porovnáním se vzorkem zdravé populace lze zjistit odlišnosti v chůzi jedince z gonartrózou a pochopit tak souvislosti pojící se s gonartrózou, zjistit příčiny progresu onemocnění a jeho důsledky.

1 CHŮZE

Chůze je způsob lidské lokomoce. Je to složitý úkon a předpokladem pro její zvládnutí je velmi dobrá svalová koordinace (Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1990). Využívá opakující se sekvenci pohybů končetin, které současně uskutečňují pohyb těla vpřed, zatímco také udržují stabilitu ve stoji (Perry, 2010).

Smidt (1990) charakterizuje chůzi jako způsob pohybu těla, kdy se střídavou a opakovanou změnou polohy končetin za podmínky stálého kontaktu jedné končetiny se zemí, dostává tělo z místa na místo.

1.1 Vývoj lokomoce

Chůze je pojímána jako základní lokomoční stereotyp živočišného druhu *Homo sapiens sapiens*. Avšak nálezy kosterních pozůstatků druhu *Australopithecus afarensis* a dalších druhů australopitéků ukazují, že samci tohoto druhu byli již více adaptováni na bipedalitu (Kračmar et al., 2016).

První důkazy o bipedální lokomoci se datují do doby před více než 4 miliony let. O tom, co přesně vedlo k vývoji bipedální chůze, se vedou dohady. Důvodem mohlo být zvětšování mozku vůči tělu, prodlužování života a další faktory. Avšak důkazem, že chůze se vyvinula ještě předtím, než se začala zvětšovat mozkovna, je nález bipedálních předků z doby před 3-4 miliony let, kdy tito předkové měli malé lidoopí mozky a mnoho opích charakteristik na hlavě a těle. Tento nález nasvědčuje tomu, že se bipedální chůze vyvinula o několik milionů let dříve, než došlo ke zvětšování mozku a jiným specializacím typickým pro člověka (Rose & Gamble, 2006).

Důvodů, které vedly předchůdce člověka k bipedální chůzi, je mnoho. Mohl to být důvod snadnějšího nesení potravy zpět do svého útočiště nebo k ostatním členům skupiny, možnost dosáhnout na plody z nevelkých stromů, snížení expozice plochy kůže slunečním zářením během poledne a tím snížení možnosti přehřátí, uvolnění horních končetin pro nesení náradí či pro nošení potomků či v neposlední řadě možnost zlepšeného výhledu a možnost vidět do větších vzdáleností (Rose & Gamble, 2006).

1.1.1 Teoretické principy behaviorální rekonstrukce

Dnešní kostra člověka má mnoho jasných anatomických adaptací k bipedální chůzi. Klíčovým znakem je krátká pánev, která uvádí sacrum blíže ke kyčelním kloubům, laterální stáčení lopat kyčelních, celkové zakřivení páteře, anteverzní úhel či chodidlo, které má dobře vyvinutou podélnou klenbu s palcem, který jde rovnoběžně s ostatními prsty. Dalším znakem je laterální postavení ramenního kloubu a zvětšení rozsahu jeho pohybu jako adaptace ke šplhání na stromech a k zavěšení se na větve. Například velikost kolodiafyzárního úhlu je u dospělého člověka 9-10°, avšak u dospělého šimpanze je okolo 0°. Tento úhel pomáhá člověku centrovat tělo na stojné končetině, zatímco druhá končetina je ve švihové fázi chůze a bez tohoto mechanismu by byla bipedální lokomoce značně energeticky náročná při přesunu na delší vzdálenost. Nicméně, lidské dítě se rodí s nulovým postavením v kolodiafyzárním úhlu, tento úhel se ale začíná zvětšovat, jakmile dítě začne chodit (Rose & Gamble, 2006).

1.2 Ontogeneze lidské lokomoce

Novorozenecké období je charakterizováno fyziologickou hypertonií, která nastává hlavně při změně zevního prostředí. V motorice dítěte nacházíme nejjednodušší reflexy a synkinézy (Vařeka & Vařeková, 2009).

V holokinetickém stádiu (od konce 5. dne do konce 1. měsíce) dítě zaujímá polohu s asymetrickým držením těla, nemá žádnou opornou bázi. Horní a dolní končetiny jsou flektovány a nemají zatím opěrnou funkci (Kračmar et al., 2016). Dítě postupně objevuje posturu a lze na něm pozorovat novorozenecké kopání a novorozeneckou chůzi. Novorozenecká chůze je reflex, který vymizí koncem 1. měsíce. Důvod reflexu a jeho vymizení se mezi autory liší. Jedním z důvodů může být inhibice nižších spinálních center a postupné vyžívání vyšších center (Vařeka & Vařeková, 2009).

V monokinetickém stádiu, tzn. od druhého do pátého měsíce, začíná dítě pohybovat izolovaně jednotlivými končetinami, synergie ustupují. Ke konci 3. měsíce je schopné zaujmout polohu na zádech s napřímeným trupem a centrovanými končetinami. Také je schopné jednu končetinu využít k cílené činnosti a druhou pro oporu. Během 4.-5. měsíce dochází místo střídavého kopání ke kopání oběma nohama, jako důsledek schopnosti vytvořit punctum fixum na pánvi. Pokud nejsou břišní svaly dostatečně silné držet pánev v retroverzi, nelze provést synchronní kopání (Vařeka & Vařeková, 2009).

Během 5.-12. měsíce (dromokinetické období) se dítě pohybuje více koordinovaně, většinou má pohyb jasný směr a účel. V 6. měsíci mizí reflexní úchop ruky a později úchopový reflex nohy. Tyto reflexy vždy musí vymizet předtím, než se ruka či noha začne využívat pro opěrnou funkci. Během 6.-8. měsíce začíná dítě lézt, později se objevuje zkřížená koordinace končetin (Vařeka & Vařeková, 2009; Kračmar et al., 2016).

V období kratikinetickém, což odpovídá období 12.-15. měsíce, již provádí velmi dobře koordinované pohyby, kdy jejich vývoj stále trvá do doby, kdy dítě zvládne samostatnou chůzi. Vývoj však pokračuje i nadále, protože mozečkové funkce jsou plně vyvinuty až během 6.-8. roku (Vařeka & Vařeková, 2009; Vojta, 1993).

Úplný posturální vývoj je dle Koláře (2001) dokončen ve 4 letech, kdy dítě zaujímá vzpřímený stoj, paže jsou elevovány ve vertikále, v zevní rotaci a s depresí v ramenních kloubech. V loktech zaujímá extenzi, předloktí v supinaci, zápěstí v radiální dukci a extenzi a abdukci prstů. Tento postoj totiž vyžaduje dynamickou stabilizaci lopatky, která není možná bez zpevnění trupu, kdy právě zpevnění trupu je jednou z podmínek bipedální chůze (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.2.1 Období druhého a třetího roku

Dítě získává schopnost předvídat důsledky svých vlastních pohybů a rovněž dokáže předvídat dynamické změny okolí a využívat je pro vlastní užitek. Zlepšuje se posturální kontrola a stabilita. Zvyšuje se podíl statické a dynamické rovnováhy a ovládání vyprodukované síly. Ve třech letech u dítěte dochází k vymizení bederní lordózy, dále se postupně zužuje báze stoje, tvoří se podélná klenba, která umožňuje zralejší nesení hmotnosti dolními končetinami. Dítě dokáže jít střídavými kroky do schodů, dokáže krátce stát na jedné noze. Chůze se během druhého roku života stává vyzrálejší, v iniciální fázi stojné fáze chůze však ještě nedochází ke kontaktu paty, nýbrž ke kontaktu celé plošky nohy a k hyperextenzi v koleni. Ještě nedochází ke konstantnímu odvinu palce nohy. Během chůze jsou přidružené kývavé pohyby paží a chůze vyžaduje velké množství energie. Rychlost a kadence chůze ještě nejsou konstantní (Kolář, 2012).

Chůze do tří let věku se liší od chůze, která pak přetrvává po celý život. Vyznačuje se určitými charakteristikami:

- ve švihové fázi je flexe v kolenním a kyčelním kloubu výraznější, také je výraznější abdukce a zevní rotace v kyčli,

- v iniciační části stojné fáze nedochází k dopadu paty, ale došlap je prováděn celou ploskou a přidruženou extenzí v koleni a přenesením hmotnosti s chodidlem v pronaci,
- opěrná báze je širší než trup,
- krok není stejně dlouhý,
- horní končetiny bývají nejdříve ve vysokém postavení a postupně se dostávají do nižšího držení, přičemž reciproční pohyb horních končetin se objevuje kolem 4.-5. měsíce od počátku chůze,
- rotace pánve a naklápění ještě není dostatečné (Kolář, 2012).

Ve třetím roce dochází k lepší kontrole svalů v oblasti pánve. Také rovnováha ve stoji a v kroku je zlepšena. Délka, výška a šířka kroku jsou již rovnoměrné, palec se již odvíjí od podložky. Chůze ale stále bývá energeticky náročná, kdy zvýšený energetický výdej pro chůzi přetrvává až do dvanáctého roku věku (Kolář, 2012). To potvrzuje i studie, která zjišťovala energetický výdej u zdravých dětí a dospívajících, kteří byli rozdělení do skupin (6-12 let a 13-19 let). Výsledky ukázaly, že míra spotřebovaného kyslíku a tepová frekvence byla prokazatelně vyšší u skupiny dětí od 6-12 let. Rozdíly byly také v rychlosti chůze, kdy průměrná chůze u mladší skupiny signifikantně pomalejší (Waters, Hislop, Thomas, Campbell, 1983).

1.2.2 Období čtvrtého až šestého roku

Toto období je charakteristické dozríváním mozečku (rovnováha, jemná motorika, řeč), myelinizací pyramidových drah a zrání korových funkcí. Rovněž vyzává somatostezie, která je důležitá pro vnímání pohybu, detekci a nápravu chyb. Dochází k vývoji obratnosti a motorické koordinace. Dítě je schopno kvalitně provádět pohyb na periférii bez přidružených souhybů celého těla, zlepšuje se dynamická koordinace cyklických a acyklických pohybů. Pro tento věk je typická laxicita vaziva a s tím spojený větší kloubní rozsah (Kolář, 2012).

1.3 Řízení motoriky, centrální mechanismy řízení chůze

Řízení motoriky je dáno geneticky, také učením a zkušenostmi získanými během života. Motorické vzory jsou geneticky determinované, zahrnující jednoduché reflexy, pracující na míšním a kmenovém řízení a také složité senzomotorické funkční vztahy, které probíhají na vyšší úrovni řízení. Na této úrovni dochází k řízení chůzového automatismu. Během posturální

ontogeneze dochází k vytvoření vyšší úrovně řízení a na základě motorického učení vznikají naučené a zautomatizované pohybové funkce (Neumannová, 2015).

Základním předpokladem pro každou lokomoci je svalový tonus. Ten vzniká díky spinálnímu řízení, které dostává informace z proprioreceptorů a exteroceptorů. Na spinální úrovni také dochází k reciproční inhibici, která je majoritní pro střídání flexe jedné a extenze druhé dolní končetiny. Tato funkce má význam pro zachování rovnováhy a vzpřímeného stoje. Na úrovni subkortikální dochází k adaptaci na vnější a vnitřní prostředí, dochází k udržování orientace v gravitačním poli Země a k zajištění automatizace a kontroly opakovaných pohybů. Kortikální úroveň má za úkol řídit volní ideokinetickou motoriku (Véle, 1997).

Chůze je činností nevyžadující vědomou kontrolu a probíhající bez účasti mozkové kůry. Stereotyp chůze je tedy součástí centrálního motorického programu, který je zakódován v paměti neurální sítě, což je generátor vzorce pohybu. Tento generátor se nachází ve spinální míše, samostatně pro každou končetinu. Průběh lokomoce je řízen z části označované jako mezencefalická retikulární oblast, která je částí retikulární formace. Fyziologický chůzový mechanismus je také ovlivňován aferentní signalizací z proprioreceptorů. Mícha reaguje na specifické sensorové dráždění z dolních končetin, a tak vytvoří stereotyp chůze i za podmínek, kdy je supraspinální řízení částečně omezeno (Králiček, 2011).

Pohyb je kontrolován multisenzoricky – zrakem, vestibulárním aparátem, propriorepcí, exterocepcí. Každá vstupní informace je porovnávána s dosavadními informacemi uloženými v paměti, a to se následně projeví ve výstupní pohybové informaci v podobě pyramidové či mimopyramidové dráhy (Trojan, 2003; Véle 1997).

1.4 Biomechanika chůze

Fyziologická chůze má dle Gage (1991) pět hlavních atributů: stabilitu ve stoji, dostatečné zvednutí chodidla během švihové fáze, přiměřenou délku švihové fáze, přiměřenou délku kroku, zachování energie v průběhu krokového cyklu. I Perry (1985) uvedla, že nepostradatelnými parametry chůze jsou: stabilita ve stoji, pohybový systém k dopřednému postupu a potřeba zachování energie. Rose a Gamble (1994) uvedli, že pro realizaci bipedální lokomoce je nutná existence trvalé reakční síly a opakující se pohyb končetin, kdy se funkce končetiny mění ze stojné na pohybovou v určitém směru.

1.5 Těžiště těla

Vařeka a Vařeková (2009) uvádí, že pod pojmem těžiště těla bývá označován hypoteticky hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Whittle (1996) rovněž označuje těžiště těla (COM – Center of Mass) jako koncentraci hmotnosti těla do malé pánve. Při chůzi těžiště opisuje trajektorii ve tvaru sinusoidy v rovině sagitální i transverzální. Ve frontální rovině se vychyluje laterálně i vertikálně, kdy je vertikální vychýlení kompenzováno nakloněním pánve a rotací směrem ke končetině ve švihové fázi.

Během chůze dochází k oscilacím těžiště, kdy během švihové fáze se těžiště pohybuje směrem dolů a dopředu a nejnižší polohy dosahuje ve fázi iniciálního kontaktu. Naopak během oporové fáze jde nahoru a dopředu a jeho poloha dosahuje maxima ve fázi středního stoje (Whittle, 1996).

Těžiště těla při stoji se nachází v oblasti malé pánve před promontoriem. Avšak toto platí pouze, pokud člověk stojí v anatomické pozici, protože jakýkoliv pohyb těla vyvolá změnu polohy těžiště (Kirtley, 2006). V určitých polohách se těžiště může nacházet mimo tělo (Whittle, 1996).

2 KROKOVÝ CYKLUS (GC – GAIT CYCLE)

Když se tělo pohybuje vpřed, dochází k tomu, že jedna dolní končetina slouží jako opora, zatímco se druhá dolní končetina pohybuje ke zdroji nové opory. Následně se jejich role vymění. K přenosu hmotnosti těla z jedné končetiny na druhou dochází, když jsou obě končetiny v kontaktu se zemí. Tyto série pohybů se opakují každou končetinou s recipročním timingem do té doby, než osoba dorazí k vytyčenému cíli (Perry, 2010). Jedna sekvence tohoto pohybu provedena jednou končetinou se označuje jako krokový cyklus nebo také dvojkrok. Je to tedy časový úsek zahájený kontaktem např. paty a končí kontaktem té samé části totožného chodidla. Každý chůzový cyklus je rozdělen do dvou částí, stojné a švihové (Neumannová et al., 2015).

Stojná fáze popisuje časový úsek, kdy se chodidlo dotýká země. Stojná fáze je rozdělena do tří podčástí podle oblastí, kterými se obě chodidla dotýkají země. Jak počáteční, tak i terminální část stojné fáze zahrnuje interval kontaktu země oběma chodidly (fáze dvojí opory), zatímco prostřední fáze zahrnuje pouze kontakt jedním chodidlem (jednooporová fáze). Začátek krokového cyklu začíná počáteční fází dvojí opory. Jednooporová fáze začíná, když se opačné chodidlo zvedne od podložky do švihové fáze a terminální fáze terminální opory začíná kontaktem druhého chodidla a pokračuje do té doby, než se počáteční stojné chodidlo odvine od podložky – tedy do začátku švihové fáze. Švihová fáze začíná tehdy, kdy se chodidlo odlepí od země (Perry, 2010).

Základní časoprostorové parametry krokového cyklu:

- Délka kroku (step length) – tato vzdálenost je charakterizována jako vzdálenost mezi patami ve fázi, kdy jsou obě dolní končetiny na podložce.
- Délka dvojkroku (stride length) – vzdálenost dvou po sobě jdoucích kontaktů chodidla stejné končetiny.
- Kadence – průměrný počet kroků za minutu. Kirtley (2006) udává, že za minutu člověk průměrně neujde více než 120 kroků, Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini (1994) udávají průměrně průměrný počet 110 kroků/min.
- Šířka kroku (step width) – vzdálenost mezi chodidly. Za tuto vzdálenost se považuje úsek mezi středy obou pat (Gage, 1991).

- Úhel chodidla (toe out angle) – velikost se udává ve stupních, přičemž se jedná o úhel mezi středovou osou a spojnici středu patní kosti a druhé metatarsální kůstky. Průměrná velikost je 12-15°. Velikost úhlu závisí na typu chodidla a jeho konstituci (Gage, 1991).
- Rychlost chůze – měří se nejčastěji v metrech za sekundu (m/s), je rovna násobku délky kroku a frekvence (Whittle, 1996).

2.1 Poměr stojné a švihové fáze

Poměr stojné a švihové fáze závisí na rychlosti chůze, která se velmi liší v závislosti na jedinci. Jako standardní procentuální poměr se bere poměr 60 % pro stojnou fázi a 40 % pro fázi švihovou. Při obvyklé rychlosti chůze 82 m/min je stojná a švihová fáze reprezentována 62 % a 38 % krokového cyklu, přičemž fáze dvojí opory zaujímá 12 % (Perry, 2010).

Vyšší rychlost proporcionálně prodlužuje jednooporovou fázi a zkracuje fáze dvojí opory. K opačnému mechanismu dochází při zpomalení chůze. Časový úsek trvání jednooporové fáze se rovná časovému úseku švihové fáze druhé končetiny (Perry, 2010).

2.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Kompletní krokový cyklus začíná dotykem jedné končetiny se zemí a končí tehdy, až se opět dotkne země. V počátcích analýzy chůze došlo k názoru, že jednotlivé fáze chůze jsou spjaty s různými funkčními požadavky, a tak došlo k jednotlivým pojmenováním fáze chůze (Perry, 2010). Kvůli nejednotnému zavedení terminologie se názvy fází krokového cyklu liší.

V této práci je se řídíme dělením krokového cyklu a jeho procentuálním dělením jednotlivých fází dle Perry (2010), viz. obr. č. 1.

1. počáteční kontakt – “initial contact”, IC, 0-2 %,
2. stádium postupného zatěžování – “loading response”, LR, 0-10 %,
3. mezistoj – “midstance”, MS, 10-30 %,
4. konečný stoj – “terminal stance”, TS, 30-50 %,
5. předšvihová fáze – “preswing phase”, PSW, 50-60 %,
6. počáteční švih – “initial swing”, ISW, 60-73 %,

7. mezišvih – “midswing”, MSW, 73-87 %,

8. konečný švih – „terminal swing”, 87-100 %.

Vaughan dělí fáze krokového cyklu následovně:

1. dotyk paty – “heel strike” - počáteční dotyk paty s podložkou,

2. celá noha na podložce – “foot flat” - plný kontakt a zatížení celé nohy,

3. mezistoj – “midstance” - střední stojná fáze,

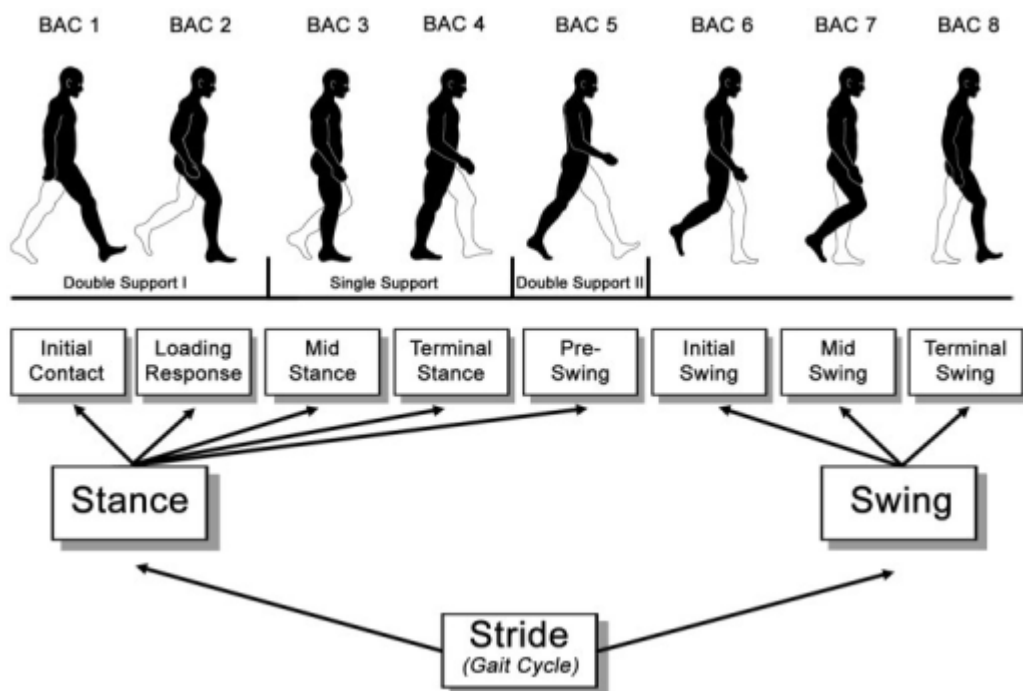
4. odlepení paty – “heel off” - konečná fáze stoje, odlepení paty od podložky,

5. odraz palce – “toe off” - odrazová fáze, odtržení prstů od podložky,

6. zrychlení – “acceleration” - počáteční fáze švihu, zrychlení,

7. mezišvih – “midswing” - střední švihová fáze,

8. zpomalení – “deceleration“ - konečná fáze švihu, brždění (Kolář, 2012).



Obrázek č. 1: Znáznornění jednotlivých fází krokového cyklu (Perry, 2010).

2.2.1 Počáteční kontakt (Inicial Contact)

Tato fáze zaujímá časový úsek dotyku chodidla země s okamžitým přenosem hmotnosti. Kontakt s podložkou se uskutečňuje kontaktem paty, která se stává středem otáčení (Perry, 2010). Hlezenní kloub je nastavený do neutrální pozice či do různé míry dorziflexe, koleno je extendované, kyčel je v 30° flexi. Během dotyku nohy na podložku dochází k aktivitě svalů, které brzdí setrvačnost těla. Mezi tyto svaly patří zejména hamstringy, m. gluteus maximus a m. adduktor magnus, které pracují excentricky. Chodidlo je udržováno v neutrálním postavení díky aktivitě pretibiálních svalů. Kotník a subtalární kloub jsou stabilizovány aktivitou m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus (Perry, 2010).

2.2.2 Stádium postupného zatěžování (Loading Response)

V této fázi dochází k fázi dvojí opory a na druhé končetině dochází k předšvihové fázi. Dochází k postupnému přenášení hmotnosti, noha je postupně kladena na podložku. Dále dochází k zajištění stability kolena částečně pomocí retrakce stehna. Koleno je flektováno do 18°, dorzum jde do plantární flexe v rozsahu 10° a dochází k valgotizaci v subtalárním kloubu.

V sagitální rovině jsou pohyby zahájeny dotykem paty. Dotyk paty s podložkou je zpomalován excentrickou kontrakcí v hleznu pomocí pretibiálních svalů, které způsobí mírnou dorzální flexi. Koncentrickou kontrakcí hamstringů dochází k flexi v koleni, ke které připívá i m. tibialis anterior. Ten svou aktivitou táhne tibii ventrálně, čímž přispívá ke flexi v kolenním kloubu (Gage, 1991).

V transverzální rovině se dějí pohyby jak na chodidle, tak i v kyčli. Valgotizace v subtalárním kloubu zapříčiní vnitřní rotaci talu. Dochází pak k vnitřní rotaci tibie, která způsobí vnitřně rotační pohyby v koleni. Zabránění těmto vnitřně rotačním silám závisí na aktivitě iliotibiálních svalů a dlouhé hlavy m. biceps femoris. Rotace v kyčli v transverzální rovině je brána jako pohyb do anteverze. Tyto pohyby jsou spojeny s rozdílem v době trvání aktivity vnitřních a vnějších hamstringů. M. semimebranosus je aktivní po celou dobu stádia postupného zatěžování, a i během mezistojie, zatímco dlouhá hlava bicepsu aktivní po celou dobu není. Výsledkem této nerovnováhy je vnitřní rotace. Výsledné nastavení v kyčli pak pomůže v následné předšvihové fázi druhostranné končetiny.

2.2.3 Mezistoj (Mid Stance)

Mezistoj začíná tehdy, když se druhá končetina odvine a pokračuje do té doby, než se hmotnost těla nepřenesse do úrovně předonoží (Perry, 2010). V této fázi je důležitá dorzální flexe v hlezenním kloubu, jinak také nazývané jako zhoupnutí kotníku, nezbytné pro posun dolní končetiny přes zafixované chodidlo (Adams & Perry, 2006). Dochází k plynulému pohybu přes fixované chodidlo, kdy excentrická kontrakce m. soleus zpomaluje dorzální flexi v kotníku a tím zároveň dochází ke stabilizaci tibie během tzv. druhého zhoupnutí. Rozsah dorziflexe rovněž kontrolují i m. gastrocnemius a perimaleolární svaly. Koleno je ve flexi a je stabilizováno koncentrickou aktivitou m. quadriceps femoris, avšak jakmile se vektor reakční síly podložky dostane před flektované koleno, jeho aktivita se snižuje. M. gluteus medius stabilizuje pánev ve frontální rovině, m. gluteus maximus je aktivní do té doby, než vektor reakční síly přejde dorzálně za střed otáčení kyčle. Aktivitou m. adduktor magnus dochází ke vnitřní rotaci v kyčli (Gage, 1991).

Během mezistoje pánev rotuje z původních 5° anteriorní rotace zpět do neutrálního postavení, kyčelní kloub se z 20° flexe dostává do neutrální pozice. Flexe kolene se snižuje z předchozích 15° na 5° a hlezenní kloub je v 5° dorziflexi (Perry, 2010).

2.2.4 Konečný stoj (Terminal Stance)

Tato fáze je konečnou fází jednooporové fáze, začíná elevací kotníku nad podložku a pokračuje do té doby, než se opačná končetina dotkne podložky. Během této fáze se hmotnost těla posouvá vpřed. Hlezno se zvedá a koleno jde do extenze, poté začíná jít postupně do flexe (Perry, 2010).

Aktivita svalů provádí zrychlení končetiny a zajišťuje dostatečnou délku kroku. M. gastrocnemius a m. soleus se podílí až z 80 % na akceleraci nutné k udržení stálého kroku. M. soleus brání v nadměrné dorziflexi a také přispívá ke stabilitě pomocí inverze v subtalárním kloubu. M. gastrocnemius zabraňuje dopřednému pohybu tibie a provádí plantární flexi v hleznu. Tyto úkony dodají nezbytnou sílu k dopřednému pohybu končetiny a k flexi kolene. M. tibialis posterior se rovněž podílí na inverzi, zatímco peroneální svaly způsobují everzi, a tím napomáhají k vyváženému postavení chodidla. Dlouhé flexory palce stabilizují metatarsofalangeální klouby a zlepšují podporu předonoží (Gage, 1991).

2.2.5 Předšvihová fáze (Pre-Swing)

Tento konečný interval stojné fáze je také fází dvojí opory. Začíná počátečním kontaktem druhé končetiny a končí odrazem palce. Během této fáze dochází k přesunu hmotnosti, avšak hlavním úkolem nohy je připravit se na švih. Chodidlo reaguje zvýšenou plantární flexí, dochází ke flexi v kolenním kloubu, kyčelním kloubu se snižuje extenze. Opačná končetina se nachází ve stádiu zatěžování.

Majoritní části rozsahu flexe v koleni během předšvihové fáze je dosaženo během konečné fáze stoje. Velký rozsah flexe v koleni potřebný pro švihovou fázi je zahájen v této fázi dvojí opory. V hleznu dochází k plantární flexi do rozsahu 20°, v koleni 40° a v kyčli je neutrální postavení. Posunutím vektoru do úrovně metatarsofalangeálních kloubů a přesunutím hmotnosti na druhostrannou končetinu dochází k odvinutí planty a zvednutí kotníku. Tento pohyb posune tibií anteriorně a vektor síly způsobí flexi v koleni a posune stehno do nároku (Perry, 2010).

Aktivita m. gastrocnemius kolenní kloub otevírá a způsobuje jeho flexi. Při současném naklonění pánve proti linii pohybu dochází k aktivitě m. adductor longus, který posunuje femur dopředu. M. rectus femoris jako dvoukloubový sval působí excentricky, kde zpomaluje pohyb tibie a koncentricky se podílí na zvyšování flexe v kyčli (Gage, 1991). Všechny děje probíhající během předšvihové fáze jsou společně nazývány jako push-off, kdy dochází k posunu těla vpřed (Perry, 2010).

2.2.6 Počáteční švih (Initial Swing)

Tento interval krokového cyklu zaujímá jednu třetinu švihové fáze. Začíná odvinutím chodidla od podložky a končí tehdy, když se končetiny míjejí. Chodidlo se zvedne od podložky a noha je posunuta vpřed díky flexi v kyčli a zvýšené flexi v kolenním kloubu.

Svalová kontrola zajišťuje schopnost měnit kadenci a udržovat výšku chodidla nad zemí. Se setrvačností bérce se aktivují flexory kyčle jako např. m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius a m. gracilis, které posunují stehno kupředu a pomáhají tak flexi v koleni. Krátká hlava m. biceps femoris se aktivuje při příliš pomalé chůzi, kdy je setrvačnost nízká. M. tibialis anterior a dlouhé extenzory palce pracují koncentricky jako dorziflexory (Gage, 1991).

2.2.7 Mezišvih (Mid Swing)

Mezišvih zaujímá další třetinu švihové fáze. Začíná tím, že se chodidlo nachází naproti stejné končetině a končí, když jde noha dopředu tak, že je tibia ve vertikále. Pohyb dopředu za hmotností těla je zprostředkován další flexí v kyčli. Koleno může být extendováno v závislosti na gravitaci, zatímco chodidlo zaujímá dorziflexní či neutrální postavení.

Ve fázi mezišvihu, kdy dochází ke změně fází mezi zrychlením a zpomalením, hraje roli hlavně setrvačnost, ale nezbytná je i malá svalová aktivita. Svalová aktivita pretibiálních svalů pokračuje během první fáze mezišvihu, větší svalová aktivita m. extensor hallucis longus může korelovat s faktem, že mediální strana nohy má větší váhu. V druhé fázi už není nutné vynaložit zvýšené svalové úsilí potřebné k odvinutí nohy od podložky, a proto v druhé fázi mezišvihu dochází k poklesu svalové aktivity (Perry, 2010). Specifickou úlohu ale hraje m. tibialis anterior, který podporuje nohu v neutrálním postavení a zabraňuje poklesu špičky (Gage, 1991).

2.2.8 Konečný švih (Terminal Swing)

Interval doby trvání je 87-100 % z GC. Finální část švihové fáze začíná koncem mezišvihové fáze a končí tehdy, když se chodidlo dotkne podložky a tehdy, když se tibia dostane do úrovně před stehno a koleno je v extenzi, kyčel je udržována v mírné flexi a kotník přetrvává v dorzální flexi či v neutrálním postavení. Toto postavení v kotníku je nutné pro následující optimální kontakt paty s podložkou. Běžně dochází k 3-5° poklesu do plantární flexe, což naznačuje, že odezva není přesná. V této fázi dochází k aktivaci pretibiálních svalů, protože jejich aktivita bude třeba během zatěžování končetiny (Perry, 2010).

3 KINEZIOLOGIE CHŮZE

3.1 Kineziologie pánve

Pohyb pánve při chůzi probíhá při chůzi ve všech třech rovinách – frontální, sagitální a transversální. Ve frontální rovině se pánev pohybuje do úklonu, ve frontální rovině do antevertze a v transverzální rovině pánev rotuje. Míra rotace je na každou stranu 5°, úklon pánve rovněž nabývá hodnot 5° oboustranně (Perry, 1992).

Pohyb do antevertze probíhá v konečném postoji, kdy se kyčelní kloub stejné končetiny nachází v extenzi. Velikost antevertze je 3°. Během předšvihů a mezišvihů se pánev vrací zpět do neutrální polohy a během konečného švihů se pánev dostává opět do antevertzního postavení (Perry, 1992).

Během fáze zatěžování se hmotnost přenáší na stejnostrannou končetinu a ve stejnostranné kyčli dochází k relativní addukci, v druhostranné kyčli k naopak k abdukci a poklesu pánve. Uprostřed mezistojů dochází k posunu pánve do neutrální polohy a během předšvihů dochází k poklesu pánve na ypsilaterální straně (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

Během počátečního kontaktu se pánev nachází v 5° ventrální rotaci. Následné odlehčení druhostranné končetiny umožňuje rotaci pánve dorzálně. V první polovině mezistojů se pánev dostává do neutrální polohy a ve švihové fázi dochází ke stejným pohybům jako ve stejné fázi s tím rozdílem, že probíhají na druhostranné končetině (Perry, 1992).

3.2 Kineziologie kyčle

Během kroku kyčel rotuje přibližně 40° v sagitální rovině. Maximální flexe v kyčli se nachází v rozmezí 30-35° ve fázi mezišvihů přibližně v 85 % krokového cyklu. Do maximální extenze se kyčel dostane během uplynutí 50 % krokového cyklu, kdy se odvíjí palec. Během fáze postupného zatěžování se kyčel addukuje, kdy k největší addukci dochází ve 40 % krokového cyklu. Naopak abdukce kyčle se odehrává v rozsahu 5-7°, a to během švihové fáze. Pohyby v transverzální rovině se dějí v rozsahu 8°, kdy k maximální vnitřní rotaci dochází během mezistojů, zatímco největší rozsah do vnější rotace probíhá ve švihové fázi.

Svalová aktivita v počátečním kontaktu je zahájena aktivitou hamstringů a m. gluteus maximus, kdy je cílem extenze kyčle. V mezistojí dochází k největší aktivitě abduktorů

stabilizující pánev. M. gluteus maximus a m. gluteus minimus zůstávají aktivní až do terminální fáze stoje, pro udržení laterální stability pánve. M. iliacus a přední vlákna m. tensor fasciae latae jsou také aktivní v terminální fázi, kdy flektují kyčelní kloub (Krebs, Robbins, Lavine, & Mann, 1998). Dle Perryho (2010) m. adductor longus zahajuje flexi v kyčelním kloubu. V této fázi je také popisována aktivita m. rectus femoris, která ale není konzistentní. Ve fázi konečného švihů dochází k deceleraci flexe v kyčli a extenzi kolene za aktivace hamstringů a m. gluteus maximus (Krebs et al., 1998).

3.3 Kineziologie kolene

Kolenní kloub je charakterizován především pohyby v sagitální rovině a malými rozsahy ve frontální a transverzální rovině. V sagitální rovině dochází k pohybům do flexe a extenze, které jsou nutné pro posun těla při stoji a pro zajištění bezproblémového posunu končetiny vpřed během švihové fáze. Pohyb ve frontální rovině napomáhá stabilitě při přenesení váhy přes stojnou končetinu během jednooporové fáze. Transverzální rovina reaguje na změny nastavení těla během fáze, kdy se tělo dostává před stojnou končetinu (Perry, 2010).

3.3.1 Sagitální rovina

Pohyby v kolenním kloubu během chůze se v sagitální rovině pohybují v rozsahu 0-70°. Při počátečním kontaktu je koleno flektováno v rozmezí 5°. Během fáze postupného zatěžování dochází k rychlé flexi a během kontaktu celé plošky je koleno v 18° flexi. V této chvíli je koleno nejvíce zatíženo hmotností těla. V pozdější fázi mezistoje se koleno postupně extenduje do poloviny terminální fáze stoje, a to v rozsahu 3°, ale poté se opět začíná flektovat. Druhá vlna flexe v kolenu začíná během fáze terminálního stoje. Přibližně 7° flexe je přítomná během jednooporové fáze, ale jakmile nastane fáze dvojí opory, koleno se začíná rapidně flektovat. V předšvihů se nachází ve flexi 40°, poté během počátečního švihů je flexe 60°. V mezišvihů dochází opět k extenzi až do pozice 3° flexe ve fázi konečného švihů (u některých 3° extenze). Finální postavení kolene je 5° flexe (Perry, 2010).

3.3.2 Transverzální rovina

V transverzální rovině se během konečné fáze stoje z pozice maximální vnější rotace začíná celá končetina rotovat dovnitř a pokračuje až do fáze postupného zatěžování. Zbytek doby stojné fáze jsou tyto segmenty rotované ven, koleno je tzv. zamčené. V počátečním kontaktu je femur oproti tibií rotován více zevně. Během fáze postupného zatěžování se tibiie

posunuje rychle vpřed a femur ji pomaleji následuje. V subtalárním kloubu dochází k inverzi, kdy tímto pohybem dojde k odemknutí kolenního kloubu. V konečném stoji je koleno v extenzi a vnější rotaci a je znovu zamčené. Jakmile se hmotnost těla přesune na druhou končetinu, koleno se začne flektovat, addukovat a začne rotovat dovnitř. Toto koreluje s aktivitou m. adduktor longus v oblasti kyčle. Během začátku švihové fáze je koleno rotované dovnitř, avšak během konečného švihu byla zjištěna vnější rotace, což je označováno jako druhé uzamknutí kolene (Perry, 2010).

3.3.3 Frontální rovina

Během stojné fáze se koleno nachází v abdukci, zatímco během fáze švihové se koleno vrací do fáze neutrální pomocí addukce (Perry, 2010).

3.4 Kineziologie hlezna

3.4.1 Sagitální rovina

Ve fázi počátečního kontaktu je kotník v neutrálním nastavení. Reakční silou směřující posteriorně za hlezno dochází k postupné plantární flexi až do fáze odvíjení palce. Tato fáze se nazývá první zhoupnutí. Během následující jednooporové fáze dochází ke druhému zhoupnutí, kdy je přenos hmotnosti proveden přes fixní chodidlo. Na konci jednooporové fáze nastává třetí zhoupnutí, kdy je noha nastavena v mírné dorzální flexi. Během fáze kontaktu nohy s podložkou dochází k plantární flexi do rozsahů 20-25° do té doby, než se chodidlo začne odvíjet od položky. Během švihové fáze dochází k rapidní dorziflexi. Poté je kotník udržován v neutrální pozici za pomoci isometrie pretibiálních svalů až do fáze kontaktu nohy s podložkou, kdy tyto svaly začnou excentricky brzdit plantární flexi (Kaufman & Sutherland, 2006).

3.4.2 Transversální rovina

V první fázi se kotník nachází ve vnější rotaci. Během jednooporové fáze kotník dále rotuje ven, zatímco druhostranná končetina pokračuje ve švihu. Mezi fázemi odvíjení nohy a dotyku paty druhostranné končetiny se kotník rotuje vnitřně. Na začátku odvíjení chodidla dochází opět k vnější rotaci spolu s dorzální flexí. Ve fázi konečného švihu opět dochází k vnitřní rotaci hlezna, které se připravuje na kontakt s podložkou (Kaufman & Sutherland, 2006).

4 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE

Analýza chůze může být popsána jako oblast biomechanického inženýrství zabývající se lidskou lokomocí. Podle různých měřících technik (videografická technika, ...), jsou zaznamenány údaje člověka. Vytvořením, získáním záznamu a dalšími analýzami a výpočty jsme schopni získat potřebná data k tomu, abychom mohli hodnotit chůzi včetně základních parametrů (délka kroku, kadence, rychlost atd.) a i změn úhlů v kloubech během krokového cyklu. Analýza chůze zahrnuje měření, analýzu a hodnocení biomechanických parametrů, které jsou spojené s chůzí. Během posledních let se techniky měření a záznamu chůze rozvinuly a dnes je analýza chůze běžně používaná v každodenní praxi, obzvláště při rehabilitaci lidské lokomoce. Proto se analýza chůze používá pro dokumentaci různých způsobů pohybu, a to jak fyziologického, tak patologického, např. v rehabilitačním lékařství, v ortopedii, kineziologii, ve sportovní vědě a v dalších souvisejících oblastech (Khalid, 2014).

Analýza chůze je obecně považována za přijatelný nástroj kineziologické analýzy pohybových poruch, včetně analýzy chůze a vyhodnocení léčby muskuloskeletálních poruch (např. svalová dystrofie, artróza, trauma) ale i neurologických poruch (například dětská mozková obrna, mrtvice, trauma mozku) či traumat (amputace). Dnes jsou laboratoře kinematické analýzy v řadě nemocnic a data získaná z kinematické analýzy chůze jsou používána k nasměrování chirurgických, ortopedických a terapeutických zásahů (Neumannová et al., 2015).

V kinematické analýze pohybu sledujeme pohyb bez ohledu na síly, které ho způsobují. Základními parametry jsou dráha a úhel a z jejich závislosti na čase lze odvodit pomocí derivace další veličiny (dráha, rychlost, úhel, úhlová rychlost segmentů).

Mezi kinematické metody patří:

- Goniometrie (elektrogoniometrie) – tato metoda měří relativní rotace v daném kloubu pomocí goniometru. Ten má ramena přichycená k sousedním segmentům, kdy je průsečík ramen ve středu otáčení daného kloubu, a tak lze měřit velikost úhlových změn kolem jedné, dvou či tří os. Takto lze určit změny vzájemné polohy segmentů v rovině či v prostoru (Giannini, Catani, Benedetti & Leardini, 1994).
- Akcelerometrie – umožňuje měřit rychlost zrychlení pomocí přístrojů, tzv. akcelerometrů. Tyto přístroje pracují tak, že určí odchylky způsobené pohybem

hmotného tělesa umístěného v přístroji při zrychlení segmentu. Tyto odchylky jsou převedeny a měřeny pomocí elektrického výstupního signálu. Dle počtu akcelerometrů lze měřit zrychlení v jedné ose v rovině či v prostoru. Pomocí tří akcelerometrů lze změřit třídimenzionální zrychlení tak, že osy akcelerometrů na sebe budou kolmé (Janura & Záhalka, 2004; Giannini, Catani, Benedetti & Leardini, 1994).

- Systémy pracující na elektromagnetickém principu – přístroj má dvě části – zdroj a senzor. Pokud je senzor připevněný na určitý segment na lidském těle, pak je zaznamenán pohyb tohoto bodu. Pomocí vztahů pro pohyb vodiče v elektromagnetickém poli jsme schopni určit polohu senzoru vzhledem ke zdroji.
- Optoelektrické systémy – využívají optické senzory ke zjištění souřadnic bodu. Princip funguje tak, že na lidském těle jsou na důležitá místa připevněny aktivní či pasivní zdroje. Aktivní jsou většinou emitory světla nebo LED (light emitting diode – svítící dioda), pasivní zdroje většinou představují překrytí daných bodů retroflexní páskou (Janura & Záhalka, 2004; Allard et al., 1997; Aktaruzzaman, Shafie, & Khan, 2016). Signál, který je vysílaný nebo odrážený těmito zdroji se zpracuje přijímačem a následně je poloha sledovaných bodů určena v souřadném systému. U systému Vicon Motion Systems Ltd. (Vicon MX) se využívá překrytí značek retroreflexní páskou zajišťující odraz infračerveného záření emitovaného kamerami (Neumannová et al., 2015). Na obrázku č. 2. je zobrazena kamera značky Vicon, kterou jsme použili v našem výzkumu.



Obrázek č. 2: Kamera Vicon (Anonymous).

Do metod, jejichž výsledkem zpracování signálu jsou souřadnice bodů, patří i videografická (kinematografická) metoda (Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994). Při použití videokamer jsou využity pasivní značky, které pak musí být na záznamu manuálně označeny (Allard et al., 1997; Janura & Záhalka, 2004), tato metoda je nyní kvůli pokroku již obsolentní.

5 GONARTRÓZA

Osteoartróza (OA) patří k nejčastějším kloubním onemocněním, přičemž největší incidenci má právě artróza kolenního kloubu neboli gonartróza. Gonartrózou označujeme degenerativní, nezánettivé onemocnění kolenního kloubu. Toto onemocnění je charakterizováno nadměrným opotřebením chrupavky kloubu, subchondrální sklerózou, tvorbou osteofytů a změnami měkkých tkání (synoviální membrána, kloubní pouzdro, kloubní vazy a okolní svaly). Artróza kolene může postihovat jeho různá kloubní spojení, a to mediální či laterální tibiofemorální kompartment, nebo patelofemorální kompartment. Gonartróza způsobuje bolest, snížení pohyblivosti v kloubu a vznik osových deformit, kdy dochází k nerovnoměrnému rozložení tlaku v kloubu při zátěži. V přetížené části pak dochází k rychlejšímu postupu degenerativních změn. Při varozitě se zvyšuje tlak v mediálním kompartmentu, při valgozitě v laterálním kompartmentu (Dungl, 2014).

5.1 Etiologie

Z hlediska rozlišení dělíme artrózu na primární a sekundární. 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 vzniká v kloubu, který byl v minulosti zasažen patologickým procesem. Tento proces poté vede k rozvoji OA. Vzniká častěji než primární OA, přičemž jsou častěji postiženi muži.

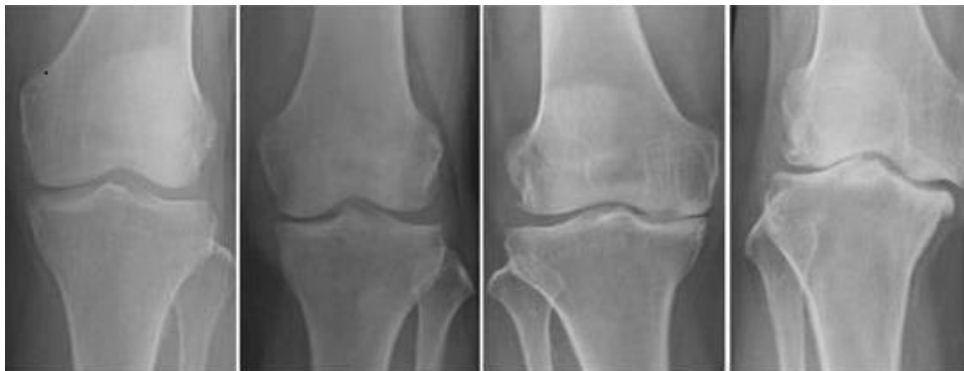
5.2 Klinický obraz

Gonartróza je onemocnění, které nemá celkový projev na organismus, příznaky se projevují přímo v kolenním kloubu. Nejvíce markantním příznakem je bolest, která je nejdříve tupá, intermitentní, zhoršující se při zátěži a ustupující v klidu. Typickým projevem bývá bolest na začátku pohybu. S postupným progresem onemocnění je bolest i klidová, která se objeví v důsledku hyperémie a interoseální hypertenze v subchondrální kosti. Pacienti si často stěžují na zhoršení stavu při poklesu barometrického tlaku, tzn. s příchodem špatného počasí. K dalším příznakům patří drásoty v kloubu, které jsou způsobeny tendencí kloubu zatuhnout při inaktivitě, dále se vyskytuje omezení pohyblivosti a vznik osových deformit (Gallo, 2014).

5.3 Diagnóza

Při palpačním vyšetření se setkáme s bolestivostí a s výskytem zhrubění kloubních tvarů. V období relapsu dochází ke vzniku otoku a výpotku v kloubu. Při vyšetření aktivního i pasivního pohybu je přítomna bolestivost a svalový spasmus. Dochází ke vzniku deformit – genu varum, genu valgum. V těžších případech dochází až ke vzniku svalových kontraktur, kdy v konvexitě dojde k uvolnění vazivového aparátu a na konkavitě k jeho zkrácení (kontraktuře). Na rentgenovém snímku se zpočátku OA projevuje přihrocením interkondylické eminence a vznikem subchondrální sklerózy v místě přetížení. Později jsou viditelná zúžení kloubních štěrbin, osteofyty, pseudocysty a také nekrózy, které destruuji kloubní plochu. Z rentgenového snímku (Obrázek č. 3) dělíme gonartrózu podle Kellgrena a Lawrence na:

- I. stupeň – normální kloubní štěrbina, subchondrální skleróza, přihrocení interkondylické eminence, drobné okrajové osteofyty
- II. stupeň – možné malé zúžení kloubní štěrbiny, okrajové osteofyty
- III. stupeň – jasné zúžení kloubní štěrbiny, výrazné osteofyty, vznik pseudocyst, možné deformity
- IV. stupeň – výrazné zúžení až vymizení kloubní štěrbiny, hrubé osteofyty, kostní nekrózy, deformity (Dunzl, 2014).



Obrázek č. 3: Stádia gonartrózy dle Kellgrena a Lawrence. Zleva 1.-4. stádium. (Ju et al., 2018).

Odlišné hodnocení nabízí IKDC (Internation Knee Documenation Comittee), které se provádí na anteroposteriorním (AP) snímku kolene v zátěži v 30° flexi, kdy rozhodující kritérium je šířka kloubní štěrbiny, kdy A znamená normální nález; B – kloubní štěrbina je širší než 4 mm, malé změny (subchondrální skleróza), okrajové osteofyty, oploštění femorálního

kondylu; C – šíře kloubní štěrbiny je 2-4 mm, větší změny; D – šíře kloubní štěrbiny je menší než 2 mm, výrazné změny.

Vyšetření magnetickou rezonancí (MRI) je schopno odhalit změny kloubní chrupavky a subchondrální kosti, umožní lokalizaci kloubních defektů, změny synoviální výstelky, a přidružených měkkých tkání kolem kloubu, ale není schopno klasifikovat hloubku léze a stabilitu chrupavky. Umožňuje také diagnostikovat poškození menisků, vazů, parameniskeální cysty apod. (Dungl, 2014).

Artroskopie je schopna zdiagnostikovat a ošetřit poškození chrupavky, menisků a zkřížených vazů. Je schopna podrobněji diagnostikovat postižení jednotlivých kompartmentů a podle toho navrhnout vhodnou léčbu (Dungl, 2014).

CT vyšetření se používá v případě, že máme podezření na nekrózu kondylu nebo tibie (Dungl, 2014).

5.4 Terapie

Protože mechanismus vzniku a progresu onemocnění není stále přesně znám, léčba artrózy není v dnešní době stále možná. Cílem léčby je zmírnění symptomů provázejících onemocnění a zpomalení progresu. Prevence, obecná opatření, fyzioterapie, ortopedické pomůcky, farmakoterapie a v neposlední řadě chirurgie a s tím spojená rehabilitace patří k výčtu terapeutických možností v léčbě gonartrózy. Chirurgický zákrok je indikován, pokud symptomy pacienta odpovídají fyzikálním a radiologickým nálezům a když veškerá konzervativní léčba nebyla úspěšná (Michael, Schlüter-Brust, & Eysel, 2010).

5.4.1 Konzervativní léčba

Léčba gonartrózy je založená na postupném terapeutickém schématu, který je aplikován individuálně v závislosti na závažnosti a distribuci symptomů a také na jiných přidružených onemocněních. Cílem je úleva od bolesti, zlepšení kvality života, zlepšení mobility, zlepšení chůze, zpomalení progresu onemocnění (Michael, Schlüter-Brust, & Eysel, 2010).

Dle EULAR (European League Against Rheumatism – evropská liga proti revmatismu) jsou doporučeny následující postupy:

- Optimální management doporučuje kombinaci nesteroidních a farmakologických léčiv.
- Léčba OA by měla být přizpůsobena v závislosti na rizikových faktorech, míře bolesti a na stupni OA poškození.
- Nefarmakologická léčba – snížení hmotnosti, ortopedické pomůcky, fyzikální a fyzioterapeutická opatření.
- Paracetamol je analgetikem první volby pro dlouhodobé užívání.
- NSA (nesteroidní antirevmatika) jsou účinná.
- Opioidní analgetika lze účinně použít, pokud jsou paracetamol a NSA neúčinné nebo špatně tolerované.
- Symptomatické léky s pomalým účinkem jsou rovněž účinnou symptomatickou léčbou.
- Intra-artikulární injekce kortikosteroidů jsou vhodné při léčbě výpotku a při silných bolestech (Michael, Schlüter-Brust, & Eysel, 2010).

5.4.1.1 Obecná doporučení

Optimální léčba gonartrózy zahrnuje kombinaci nefarmakologické léčby a farmakoterapie. Pacient by měl být edukován ohledně charakteristiky a průběhu nemoci, ohledně zlepšení životního stylu, případné možnosti snížení hmotnosti. Pacient by měl eliminovat všechny faktory přispívající k progresi onemocnění a k dalšímu poškození např. s možným návrhem jiného sportu, např. eliminace alpského lyžování s možnou náhradou za běžkování. Důležitá je také edukace ve výběru vhodné obuvi, která by měla při sportu absorbovat nárazy. Pozornosti by také neměla uniknout motivace pacienta k léčbě. Pacienti by měli provozovat pravidelnou pohybovou aktivitu na aerobním prahu, cvičení na posílení svalstva nebo cvičení ke zvýšení rozsahu pohybu v kloubu postiženém gonartrózou. U pacientů s gonartrózou v aktivním stádiu jsou doporučeny opěrné pomůcky jako hole a berle, které odlehčí míru zátěže dané končetiny. Ortézy jsou doporučovány u stavu, kde je stabilita kolene snížena, u nekomplikovaných průběhů artrózy se jejich užívání nedoporučuje (Olejárová, 2010).

5.4.1.2 Rehabilitační léčba

Fyzioterapie by měla zahrnovat kombinaci kinezioterapie a aplikaci fyzikální terapie. Vhodnou fyzikální terapií je ultrazvuk, elektroterapie, svalová stimulace, aplikace tepla a chladu, akupunktura, strečink, chůze, trakce.

Může být indikována u všech typů a stupňů artrózy. Volba a intenzita určité funkční pohybové terapie se odvíjí od věku, hmotnosti, typu pacienta a klinicky významné komorbidity.

Obecně se doporučuje cvičení a posilování mimo období akutního zhoršení. V akutní fázi se snažíme o udržení rozsahu pohybu. Pohybová terapie je efektivní formou léčby artrózy kolene, kdy dochází k působení na svaly, šlachy, vazy, kloubní pouzdro a další komponenty (Gallo, 2014).

Například studie Wang et al. (2012) uvádí, že kombinace aerobiku, hydroterapie, posilování a cvičení propriocepce pomáhá dlouhodobě tlumit bolestivost kolen a zlepšuje jeho funkci.

I studie Mascarin et al. (2012) potvrzuje pozitivní vliv kinezioterapie, ultrazvuku a fyzikální terapie (TENS). Pacienti po léčbě byli schopni na základě měření 6-MWT (šestiminutový test chůze) chodit rychleji a došlo ke snížení bolesti.

5.4.1.3 Farmakologická léčba

Nejvíce využívaným analgetikem je paracetamol v dávkách do 3g/den. Vyšší dávky jsou často spojeny s nežádoucími účinky v trávicím traktu. Pokud paracetamol neúčinkuje dostatečně, začínají se využívat nesteroidní antirevmatika. Tyto přípravky jsou neselektivní inhibitory cyklooxygenázy a potlačují syntézu prostaglandinů v obou systémech cyklooxygenázy COX-1 i COX-2, kdy možný vedlejší efekt má za následek poruchy GIT, peptický vřed, poruchu ledvin, jater či krvácení. Menší vedlejší efekty spojené s poškozením GIT mají právě specifické COX-2 inhibitory, tudíž se podávají s poruchami s GIT či s koagulopatiemi nebo při současné terapii kortikosteroidy (Svobodová, 2010; Zhang et al., 2008).

Další farmakologickou možností léčby OA kolen je užívání pomalu působících léků (tzv. SYSADOA – symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis), které zmírňují symptomy doprovázející artrózu, a to bolest a ztuhlost tím, že zasahují do metabolismu artrotické chrupavky, kde inhibují katabolické enzymy podílející se na biodegradaci chrupavky a působí protizánětlivě. Zde přímo interagují s protizánětlivými elementy nebo inhibují prozánětlivé cytokiny. Dále stimulují produkci kyseliny hyaluronové, kolagenu a proteoglykanů. Nespornou výhodou jsou v podstatě minimální nežádoucí účinky a dobrá tolerance. Jistou nevýhodou je jejich pozvolný nástup účinků, který se uvádí od dvou do osmi týdnů, ale efekt přetrvává 2-3

měsíce po ukončení léčby. Do této skupiny léků se řadí glukosamin sulfát, diacerein, chondroitin sulfát a výtažek z avokáda (Merashli & Uthman, 2012; Svobodová, 2010).

Kortikosteroidy se vyznačují silným protizánětlivým účinkem, kterého je využíváno při akutní synovialitidě. Avšak při dlouhodobé aplikaci vede k podpoře atrofie a degenerace chrupavky (Bellamy et al., 2006; Gallo, 2014; Merashli & Uthman, 2012).

5.4.2 Chirurgická léčba

Pokud jsou všechno možnosti konzervativní léčby vyčerpány, přistupuje se k chirurgickým metodám.

5.4.2.1 Techniky reparace chrupavky

a) Autologní implantace chrupavky (ACI – autologous cartilage implantation)

Během tohoto zákroku dojde k nashromáždění chrupavky (provádí se během artroskopického zákroku), nashromážděné buňky se po 3-4 týdny rozmnožují jako buněčná kultura a poté se tyto buňky reimplantují pod kolagenovou membránu (Ronn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

b) Osteochondrální transplantace

Rekonstrukce povrchu chrupavky nebo jejích defektů může být provedena transplantací osteochondrálních štěpů. Tento štěp může být jak autologní, tak alogenní. Autologní přenos je umožněn tzv. „mosaikovou plastikou“ nebo osteochondrálním přenosovým systémem (OATS). Tato metoda spočívá v odběru válcovitých kousků chrupavky z obvodů kondylu femuru pomocí speciálního zařízení. Nevýhodou metody je nízká integrace buněk, omezená dostupnost štěpu a technická obtížnost metody (Ronn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

c) Technika stimulace kostní dřevě

Tato metoda funguje na faktu, že se prokázalo zlepšení reparace chrupavky penetrací subchondrální vrstvy, kdy subchondrální kostní dřevě podporuje chondrogenézi v oblasti defektů. Penetrace do subchondrální vrstvy se provádí artroskopicky, do hloubky 2-4 mm (Ronn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

5.4.2.2 Artroskopie kolenního kloubu

Tato metoda se využívá k diagnostice a léčebnému výkonu prováděnou endoskopicky. Při této metodě se ošetří menisky, chrupavčité a kostní struktury kolene, při kterém dojde k vyčištění kloubu, zpilování chrupavek, zarovnání kostních povrchů. Provádí se tzv. debridement, shaving patelly, abraze. Artroskopie provedená na podnětu gonartrózy by měla zmírnit symptomy odstraněním zbytků kloubních struktur a zánětlivých cytokinů způsobujících synovitidu. Debridementem lze odstranit odtržené fragmenty menisků uvolněné části chrupavky. Role artroskopie je však kontroverzní, například Moseley et al. (2002) ve své studii neshledal žádné benefity oproti laváži. Ke stejnému výsledku došel i Siparsky et al. (2007) a většina dalších objektivních studií, kdy efekt artroskopie u nekomplikované artrózy nepřevyšuje efekt placebo (Olejárová, 2010; Ronn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

5.4.2.3 Korekční osteotomie

Při tomto výkonu jsou osové výchyly kolenního kloubu do X či do O operačně zreponovány protětím kosti a vytětím klínu. Valgotizační osteotomie se běžně provádí na proximální tibií, kdežto valgotizační osteotomie na straně femorální. 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. Cílem je „vypodložit“ postižený kompartment a přenést hmotnost z postižené oblasti lehkou korekcí osy, aby došlo ke snížení bolesti, ke zpomalení degeneračního procesu a prodloužení životnosti kloubu (Gallo, 2014; Ronn, Reischl, Gautier, & Jacobi, 2011).

5.4.2.4 Totální endoprotéza kolene (TEP)

Totální endoprotéza kolene je spolehlivý postup s dlouhodobými výsledky, pokud předchozí léčba selhala. Operace vede k úlevě od bolesti, k obnově funkce a pohybu. Dnešní způsob provedení artroplastiky se skládá z odstranění poškozených povrchů kolene, s jejich následnou náhradou kovovými a polyetylenovými protetickými komponentami. Životnost náhradního kloubu je individuální, hlavními faktory majícími vliv na kloub je věk pacienta, základní onemocnění a obezita. Klinickým cílem kloubní artroplastiky je dosažení stabilního kloubu, jenž je dosaženo pomocí pěti chirurgických cílů. Za prvé, mechanickým vyrovnáním, kdy je proximální tibiie a distální femur oříznut tak, že mechanická osa končetiny prochází středem kolenní artroplastiky. Tím je zajištěno, že jsou síly přenášeny rovnoměrně, což vede k optimalizaci životnosti kloubu. Druhým cílem je zachování společné linie, kdy hloubka

výseku z tibie a femuru se musí rovnat výšce příslušných komponent, které jsou implantovány. Třetím cílem je rovnováha měkkých tkání ve frontální rovině. Vyrovnání varozního či valgozního postavení kolene zajistí rovnoměrný přenos zátěže v kolenním kloubu. Během progresu onemocnění však dochází ve frontální rovině ke vzniku kontraktur měkkých tkání, které se musí chirurgicky ošetřit. Dalším cílem je správný rozestup mezi tibí a femurem k zajištění pohybu kolene do flexe a extenze. Posledním cílem je korekce Q úhlu. Jedná se o úhel mezi linií spojující spina iliaca anterior superior a střed pately a druhou linií spojující tuberositas tibie se středem pately. Fyziologická hodnota Q-úhlu je 8-15° (Dylevský, 2009; Williams, Garbuz, & Masri, 2010).

6 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce bylo určit vliv artrózy kolenního kloubu na kinematické parametry chůze.

Dílčí cíle:

1. Provést kinematickou analýzu chůze u pacientů s gonartrózou druhého a třetího stupně (experimentální skupina) a u zdravých osob (kontrolní skupina – KS).
2. Určit základní kinematické parametry kloubů dolní končetiny a pánve při chůzi experimentální a KS.
3. Určit rozdíly v úhlových parametrech krokového cyklu u experimentální a KS.

Hypotézy:

Hypotéza H01: Úhlové parametry na končetině s gonartrózou a na zdravé končetině se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou neliší.

Hypotéza H02: Úhlové parametry v hlezenním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

Hypotéza H03: Úhlové parametry v kolenním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

Hypotéza H04: Úhlové parametry v kyčelním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

Hypotéza H05: Úhlové parametry pánve se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

7 METODIKA

7.1 Charakteristika souboru probandů

Experimentální skupinu tvořilo 16 osob (9 žen a 7 mužů; průměrný věk $58,7 \pm 10,3$ let; průměrná hmotnost $90,2 \pm 17,8$ kg; průměrná výška $170,6 \pm 10$ cm). U těchto osob byla diagnostikovaná unilaterální gonartróza středního (II. st.) až pokročilého (III. st.) stupně dle Kellgrena a Lawrence. Kritériem pro vyloučení byl sporný či těžký stupeň gonartrózy (tj. I. nebo IV. stádium dle Kellgrena-Lawrence), oboustranné postižení kolene a nutnost použití pomůcek při chůzi.

KS se skládala z osob bez známek gonartrózy či jiného postižení na dolních končetinách. Skupinu tvořilo 16 osob (9 žen a 7 mužů; průměrný věk $59,4 \pm 7,2$ let; průměrná hmotnost $77,6 \pm 16$ kg; průměrná výška $170,8 \pm 8,3$ cm).

Všichni probandi byli informováni o účelu a průběhu měření a poskytli informovaný souhlas se zařazením do výzkumu. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

7.2 Použité přístroje

Pro kinematickou analýzu chůze byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Pohyb pacienta byl zaznamenán pomocí šesti infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které snímají odraz záření od pasivních reflexních značek umístěných na předem definovaných místech těla pacienta.

Součástí systému měření byly i dvě silové 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. Plošiny sloužily pro určení fází krokového cyklu.

7.3 Příprava a realizace měření

Před zahájením měření byly u každého probanda zaznamenány základní anamnestické a antropometrické údaje (hmotnost, tělesná výška, šířka hlezenních a kolenních kloubů a délka dolních končetin) a bylo provedeno kineziologické vyšetření aspekci a palpaci.

Pro určení jednotlivých segmentů těla bylo měřeným osobám připevněno na tělo pomocí oboustranné lepicí pásky 16 pasivních reflexních značek podle modelu PlugInGait. Poloha značek umístěných bilaterálně:

1. spina iliaca anterior superior
2. spina iliace posterior superior
3. střed laterální strany stehna
4. laterální epikondyl femuru
5. střed laterální strany bérce
6. malleolus lateralis
7. hlavička druhého metatarsu
8. calcaneus

Před samotným měřením byla provedena statická kalibrace a kalibrace prostoru, při které byl jedinec nasnímán v klidném stoji. U každého jedince bylo následně naměřeno 8 pokusů chůze naboso, preferovanou rychlostí pohybu.

7.4 Zpracování dat a měřené parametry

U každé měřené osoby byly z 8 absolvovaných pokusů pro následné zpracování vybrány 3 pokusy, ve kterých byl dvojkrok proveden v kalibrovaném prostoru, při plném kontaktu chodidel se silovými plošinami. Po filtraci dat v programu Vicon Nexus 1.0 byl záznam vyhodnocen pomocí programu Vicon Polygon 3.5.2. Naměřená data byla zpracována a upravena pro statistické vyhodnocení v programu Microsoft Office Excel.

Sledované parametry kinematické analýzy

Abychom byli schopni detekovat rozdíly mezi experimentální skupinou KS, sledovali jsme úhlové parametry, které byly odvozeny ze závislostí velikostí úhlů na čase v průběhu krokového cyklu:

- A_S_PF1 – maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování,
- A_S_DF – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při terminálním stoji,
- A_S_PF2 – druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině v koncovém švihu a předšvihu,
- AR_S – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,
- K_S_max1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stádiu zatěžování a mezistoji,

- K_S_min1 – první minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze v konečném stoji,
- K_S_max2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi,
- K_S_min2 – druhá minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze na konci švihové fáze,
- KR_S – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině,
- K_F_max – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce ve stojné fázi,
- K_F_min – maximum addukce v kolenním kloubu ve švihové fázi
- KR_F – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině,
- K_T_max – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu,
- K_T_min – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během krokového cyklu,
- KR_T – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině,
- H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi,
- H_S_min – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum extenze ve stojné fázi,
- HR_S – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
- H_F_max1 – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi postupného zatěžování,
- H_F_min1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce při počátečním švihů,
- HR_F – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině,
- HTmax – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi,
- HTmin – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během švihové fáze,
- HRT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině,
- PSmax – maximální posun pánve do anteverze ve stojné fázi v sagitální rovině,
- PSmin – minimální hodnota úhlu do retroverze v sagitální rovině,
- PRS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině,
- PFmax – maximální elevace pánve ve stojné fázi,
- PFmin – deprese pánve ve švihové fázi,
- PRF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině,

- PTmax – maximální vnitřní rotace v pánvi,
- PTmin – maximum zevní rotace v pánvi
- PRT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině

7.4.1 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování numerických dat byl použit program Statistika (12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní statistické charakteristiky.

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 KS. Pro porovnání nepostížené končetiny a postižené končetiny u experimentální končetiny byl použit párový t-test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

8 VÝSLEDKY

Základní statistické charakteristiky měřených úhlových parametrů v průběhu krokového cyklu a porovnání měřených skupin je uvedeno v tabulce 1.

Tabulka 1: Výsledky kinematické analýzy – úhlové parametry

Parametr	GA		N		KS		GA x N	GA x KS	N x KS
	M	SD	M	SD	M	SD			
A_S_PF1	-10,4	14,2	-14,2	14,8	-10,6	6,5	0,455	0,949	0,234
A_S_DF	11,3	16,3	13,3	15,8	11,3	7,8	0,735	0,987	0,559
A_S_PF2	-17,1	16,6	-20,8	17,1	-21,0	10,0	0,538	0,308	0,950
AR_S	29,0	4,6	35,3	15,4	32,5	6,5	0,130	0,062	0,378
K_S_max1	13,5	6,7	13,4	8,5	15,4	5,0	0,955	0,294	0,313
K_S_min1	6,1	7,6	4,9	9,5	2,2	5,4	0,700	0,048	0,217
K_S_max2	47,8	8,1	49,8	10,7	58,4	5,6	0,553	0,000	0,001
K_S_min2	5,6	6,6	4,0	8,6	0,8	4,9	0,553	0,007	0,103
KR_S	43,6	8,7	48,1	6,8	58,6	6,1	0,111	0,000	0,000
K_F_max	0,1	10,2	-0,2	6,1	5,6	7,4	0,904	0,039	0,009
K_F_min	-22,2	13,0	-20,7	11,8	-11,0	11,9	0,733	0,005	0,010
KR_F	22,3	10,5	20,4	8,6	16,6	7,6	0,584	0,036	0,122
K_T_max	5,2	10,2	2,5	8,7	6,8	11,7	0,438	0,650	0,209
K_T_min	-15,9	9,7	-15,8	8,6	-16,3	10,0	0,993	0,891	0,880
KR_T	21,0	7,9	18,4	5,2	23,0	6,7	0,265	0,366	0,019
H_S_Max	31,3	7,3	35,0	15,0	32,7	7,1	0,387	0,516	0,485
H_S_Min	-7,5	10,4	-3,9	17,5	-11,4	8,1	0,387	0,157	0,048
HR_S	38,8	6,1	38,9	6,1	44,1	3,9	0,948	0,001	0,001
H_F_max	7,9	16,4	7,5	2,8	7,3	3,6	0,922	0,844	0,857
H_F_min	-2,6	16,8	-3,6	4,3	-4,7	2,9	0,813	0,500	0,333
HR_F	10,5	4,0	11,2	3,9	12,0	3,5	0,656	0,200	0,457
H_T_max	9,9	27,9	-1,1	22,6	1,3	16,7	0,244	0,192	0,686
H_T_min	-25,0	28,9	-29,3	19,8	-27,3	14,8	0,643	0,728	0,699
HR_T	34,9	17,0	28,1	12,4	28,5	6,3	0,220	0,064	0,888
P_S_max	8,9	15,4	9,2	15,5	10,3	6,3	0,950	0,649	0,734
P_S_min	5,2	15,1	5,0	15,0	7,3	6,2	0,968	0,494	0,448
PR_S	3,7	1,2	4,2	1,4	3,0	1,0	0,248	0,046	0,001
P_F_max	2,6	2,0	3,6	2,0	3,8	2,1	0,191	0,067	0,738
P_F_min	-3,5	2,1	-2,9	3,1	-3,9	2,2	0,500	0,601	0,203
PR_F	6,1	1,8	6,4	2,6	7,7	3,2	0,687	0,084	0,197
P_T_max	2,1	17,4	9,1	15,8	5,4	2,9	0,257	0,307	0,192
P_T_min	-8,6	15,7	-2,5	17,4	-5,0	2,8	0,321	0,209	0,428
PR_T	10,7	4,8	11,6	4,1	10,3	3,7	0,580	0,767	0,286

Legenda: GA – postižená končetina u experimentální skupiny, N – nepostižená končetina u experimentální skupiny, KS – kontrolní skupina M – průměr, SD – směrodatná odchylka, A_S_PF1 – první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování, A_S_DF – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při terminálním stoji, A_S_PF2 – druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AR_S – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, K_S_max1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, K_S_min1 – první minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze v konečném stoji, K_S_max2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, K_S_min2 – druhá minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze na konci švihové fáze, KR_S – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, K_F_max – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce ve stojné fázi, K_F_min – maximum addukce v kolenním kloubu ve švihové fázi, KR_F – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu, K_T_min – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během krokového cyklu, KR_T – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině, H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, H_S_min – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum extenze ve stojné fázi, HR_S – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, H_F_max1 – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi postupného zatěžování, H_F_min1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce při počátečním švihu, HR_F – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, H_T_max – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi, H_T_min – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během švihové fáze, HR_T – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, P_S_max – maximální posun pánve do antevertze ve stojné fázi v sagitální rovině, P_S_min – minimální hodnota úhlu do retrovertze v sagitální rovině, PR_S – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximální elevace pánve ve stojné fázi, P_F_min – deprese pánve ve švihové fázi, P_R_F – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, P_T_max – maximální vnitřní rotace v pánvi, P_T_min – minimální hodnota úhlu rotace v pánvi v transversální rovině, PR_T – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině

8.1 Výsledky k hypotéze H01

Hypotéza H01: Úhlové parametry na končetině s gonartrózou a na zdravé končetině se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou neliší.

Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v žádném z měřených úhlových parametrů na končetině s gonartrózou a na zdravé končetině u osob s gonartrózou.

Hypotézu H01 nelze zamítnout.

8.2 Výsledky k hypotéze H02

Hypotéza H02: Úhlové parametry v hlezenním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

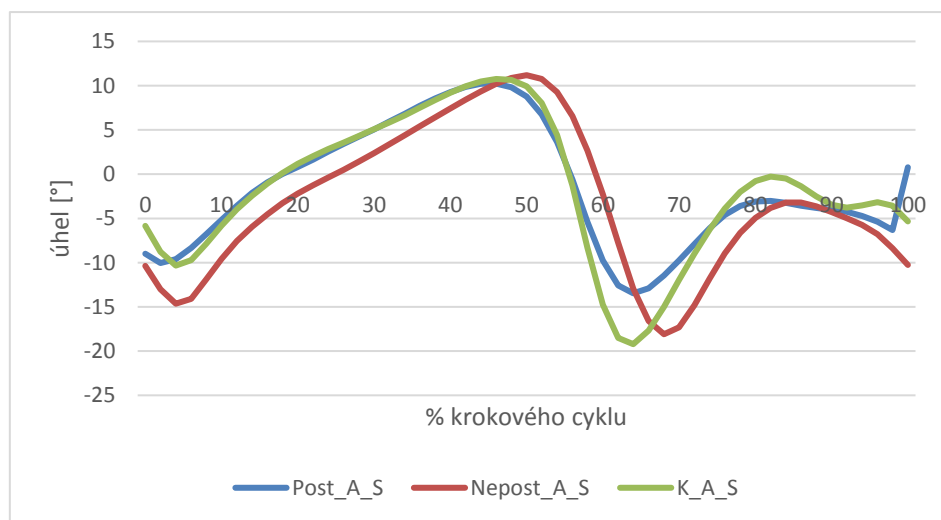
a) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech mezi končetinou s gonartrózou a KS ($p=0,062$).

b) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu mezi zdravou končetinou u osob s GA a KS ($p=0,378$).

Grafické znázornění průběhu krokového cyklu v sagitální rovině testovaných končetin v porovnání s KS viz graf 1.

Hypotézu H02 nelze zamítnout.

Graf 1: Porovnání rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, u nepostížené končetiny a u KS



Legenda: Post_A_S – končetina postižená artrózou, Nepost_A_S – druhostranná nepostížená končetina, K_A_S – kontrolní skupina

8.3 Výsledky k hypotéze H03

Hypotéza H03: Úhlové parametry v kolenním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

Sagitální rovina

Průběh krokového cyklu v sagitální rovině testovaných končetin v porovnání s KS je zobrazen v grafu 2.

a) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$), kdy celkový rozsah pohybu byl menší u končetiny s gonartrózou ($43,6^\circ$) v porovnání s KS ($58,6^\circ$).

U experimentální skupiny byly na postižené končetině zaznamenány větší hodnoty maximální extenze v konečném stoji v porovnání s KS ($p = 0,048$). Velikost extenze u skupiny GA byla $6,1^\circ$, u KS $2,2^\circ$.

Rozdíl maximální flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi byl statisticky významný mezi testovanými skupinami ($p = 0,001$), kdy nižší úhlové parametry byly naměřeny u skupiny s GA ($47,8^\circ$) v porovnání s KS ($58,4^\circ$).

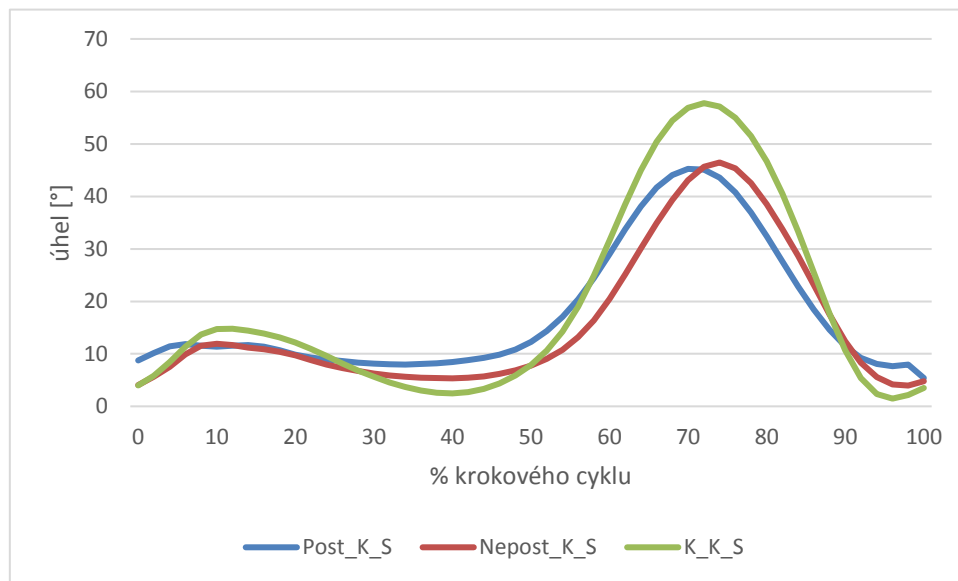
V maximální extenzi na konci švihové fáze dosahovala skupina s GA významně vyšší ($p = 0,007$) hodnoty ($5,6^\circ$) než bylo naměřeno u KS ($0,8^\circ$).

b) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$), kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině u zdravé končetiny u osob s GA byl menší ($48,1^\circ$) než u KS ($58,6^\circ$).

Rozdíl v úhlových parametrech do maximální flexe ve švihové fázi byl statisticky významný ($p = 0,001$), kdy rozsah u zdravé končetiny byl menší ($49,8^\circ$) než u KS ($58,4^\circ$).

Hypotézu H03 lze pro sagitální rovinu zamítnout jak pro postiženou, tak pro zdravou končetinu.

Graf 2: Srovnání rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, nepostižené končetiny a u KS



Legenda: Post_A_S – končetina postižená artrózou, Nepost_A_S – druhostranná nepostižená končetina, K_A_S – kontrolní skupina

Frontální rovina

Průběh krokového cyklu testovaných končetin ve frontální rovině v porovnání s KS je graficky znázorněn je vyobrazen v grafu 3.

a) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině ($p < 0,036$), kdy celkový rozsah pohybu u končetiny postižené gonartrózou byl větší ($22,3^\circ$) než u KS ($16,6^\circ$).

U experimentální skupiny byly na postižené končetině zaznamenány menší hodnoty maximální abdukce v porovnání s KS ($p = 0,039$). Velikost abdukce u skupiny GA byla $0,1^\circ$, u KS $5,6^\circ$.

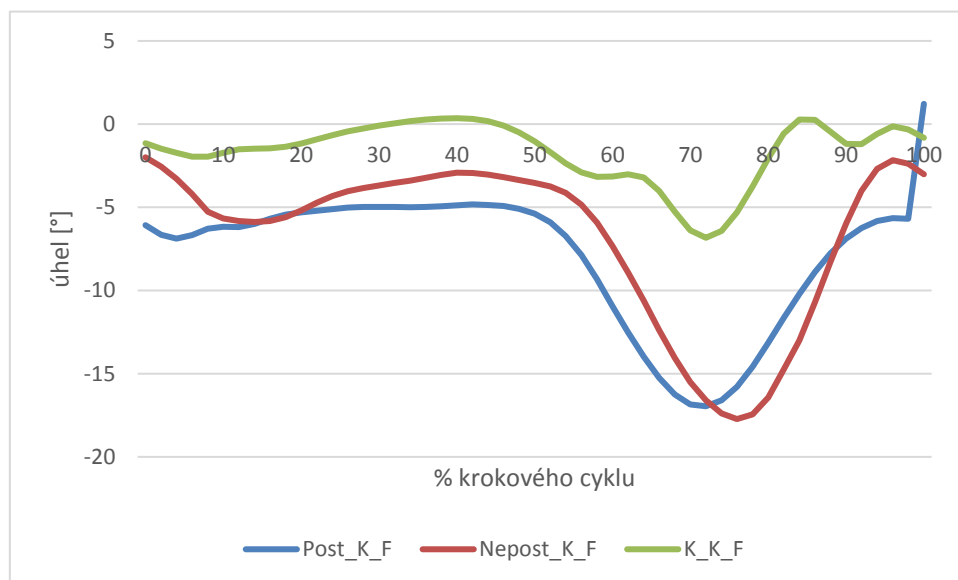
Rozdíl maximální addukce v kolenním kloubu byl statisticky významný mezi testovanými skupinami ($p = 0,005$), kdy vyšší úhlové parametry byly naměřeny u skupiny s GA ($22,2^\circ$) v porovnání s KS ($11,0^\circ$).

b) U experimentální skupiny byly na zdravé končetině zaznamenány menší hodnoty maximální abdukce v porovnání s KS ($p=0,009$). Velikost abdukce u zdravé končetiny byla $-0,2^\circ$, u KS $5,6^\circ$.

Rozdíl maximální addukce v kolenním kloubu byl statisticky významný mezi testovanými skupinami ($p=0,010$), kdy vyšší úhlové parametry byly naměřeny u zdravé končetiny skupiny s GA ($20,7^\circ$) v porovnání s KS ($11,0^\circ$).

Hypotézu H03 lze pro frontální rovinu zamítnout jak pro postiženou, tak pro zdravou končetinu.

Graf 3: Srovnání rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, nepostižené končetiny a u KS



Legenda: Post_A_S – končetina postižená artrózou, Nepost_A_S – druhostranná nepostižená končetina, K_A_S – kontrolní skupina

Transverzální rovina

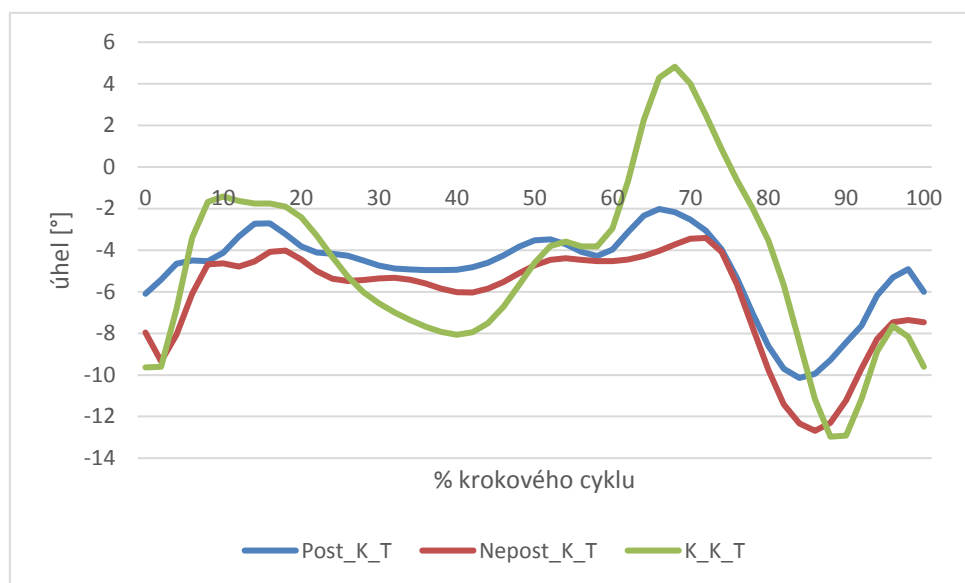
Průběh krokového cyklu testovaných končetin v transverzální rovině v porovnání s KS je graficky znázorněn v grafu 4.

a) Mezi postiženou končetinou a KS nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p=0,366$).

b) Byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p=0,019$) mezi zdravou končetinou u skupiny GA a KS. Celkový rozsah pohybu v transverzální rovině u zdravé končetiny byl menší ($18,4^\circ$) než u KS (23°). Tento rozdíl je dán sníženou vnitřní rotací v během krokového cyklu u zdravé končetiny ($2,5^\circ$), na rozdíl od hodnot KS ($6,8^\circ$).

Hypotézu H03 lze zamítnout pro transverzální rovinu u zdravé končetiny, u postižené končetiny hypotézu nezamítáme.

Graf 4: Srovnání rozsahu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, nepostižené končetiny a u KS



Legenda: *Post_A_S* – končetina postižená artrózou, *Nepost_A_S* – druhostranná nepostižená končetina, *K_A_S* – kontrolní skupina

8.4 Výsledky k hypotéze H04

Hypotéza H04: Úhlové parametry v kyčelním kloubu se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

a) končetina s gonartrózou

b) zdravá končetina

Sagitální rovina

Průběh krokového cyklu testovaných končetin v sagitální rovině v porovnání s KS je graficky znázorněn v grafu 5.

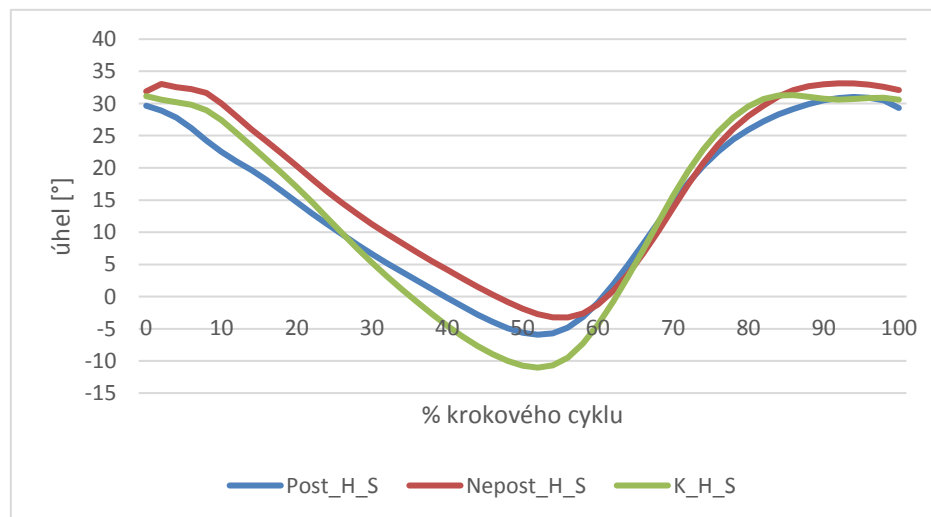
a) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$), kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině u končetiny postižené gonartrózou byl menší ($38,8^\circ$) než u KS ($44,1^\circ$).

b) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu mezi zdravou končetinou skupiny GA a KS v sagitální rovině ($p < 0,001$), kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině u zdravé končetiny experimentální skupiny byl menší ($38,9^\circ$) než u KS ($44,1^\circ$).

U experimentální skupiny byly na zdravé končetině zaznamenány menší hodnoty maximální extenze v porovnání s KS ($p = 0,048$). Velikost extenze u zdravé končetiny experimentální skupiny byla $3,9^\circ$, u KS $11,4^\circ$.

Hypotézu H04 lze zamítnout pro sagitální rovinu.

Graf 5: Srovnání rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, nepostižené končetiny a u KS



Legenda: Post_A_S – končetina postižená artrózou, Nepost_A_S – druhostranná nepostižená končetina, K_A_S – kontrolní skupina

Frontální rovina

a) Rozdíl v celkovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině nebyl mezi testovanými skupinami statisticky významný ($p=0,200$).

b) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině mezi zdravou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,457$).

Hypotézu H04 nelze zamítnout.

Transverzální rovina

a) Rozdíl v celkovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině nebyl mezi testovanými skupinami statisticky významný ($p=0,064$).

b) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině mezi zdravou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,888$).

Hypotézu H04 nelze zamítnout.

8.5 Výsledky k hypotéze H05

Hypotéza H05: Úhlové parametry pánve se v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou a u zdravých jedinců neliší.

Průběh krokového cyklu testovaných končetin v sagitální rovině v porovnání s KS je graficky znázorněn v grafu 6.

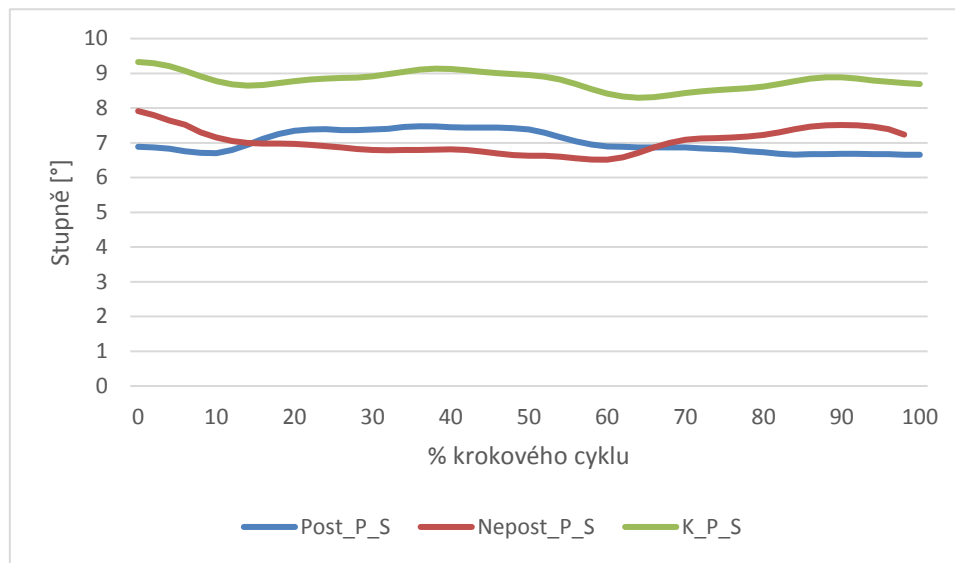
Sagitální rovina

a) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině ($p<0,046$), kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině u končetiny postižené gonartrózou byl větší ($3,7^\circ$) než u KS ($3,0^\circ$).

b) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině ($p<0,001$), kdy celkový rozsah pohybu v sagitální rovině u zdravé končetiny experimentální skupiny byl větší ($4,2^\circ$) než u KS ($3,0^\circ$).

Hypotézu 05 lze zamítnout pro sagitální rovinu.

Graf 6: Srovnání rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině během krokového cyklu u končetiny s GA, nepostižené končetiny a u KS



Legenda: *Post_A_S* – končetina postižená artrózou, *Nepost_A_S* – druhostranná nepostižená končetina, *K_A_S* – kontrolní skupina

Frontální rovina

a) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině mezi postiženou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,084$).

b) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině mezi zdravou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,197$).

Hypotézu H_05 nelze zamítnout pro frontální rovinu.

Transverzální rovina

a) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině mezi postiženou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,767$).

b) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině mezi zdravou končetinou experimentální skupiny a KS ($p=0,286$).

Hypotézu H_05 nelze zamítnout pro transverzální rovinu.

9 DISKUZE

Artróza kolenního kloubu je onemocnění progresivního charakteru, které způsobuje bolest a omezení při pohybu. Dochází k rozšíření kloubního obrysu, k atrofii zpravidla mediálního vastu m. quadriceps femoris a k deformaci kloubu spojenou s progresí onemocnění. V důsledku vývoje onemocnění dochází i ke změnám stereotypu chůze. Vzhledem k progresivní povaze nemoci je pohybová funkce zhoršená a dochází ke vzniku abnormalit a kompenzačních mechanismů v biokinetickém řetězci v oblasti dolní končetiny (Ogrodzka, Niedźwiedzki & Chwala, 2011). V důsledku těchto změn se chůze se stává energeticky náročnější (Stauffer, Chao & Györy, 1977).

Pochopení abnormalit chůze vznikajících u pacientů s gonartrózou je nezbytné pro optimální léčebný postup léčby těchto pacientů a pro zhodnocení výsledků léčby. Existují studie zabývající se časoprostorovými parametry chůze, které uvádějí, že chůze lidí s GA je pomalejší, že délka kroku je redukována, stejně jako délka stojné fáze. Dalšími hodnotícími parametry jsou kinematické parametry, které hodnotí míru rozsahu pohybu v kloubech během chůze. Spolu s daty získanými z kinetické analýzy a s výsledky z elektromyografie jsme schopni odhalit primární změny v chůzi, a tyto změny analyzovat a kompenzovat (Al-Zahrani & Bakheit, 2002).

Změny probíhající ve stereotypu chůze během vývoje onemocnění mohou mít primárně původ v dlouhodobých návycích lidí postižených tímto onemocněním. Zvyšující se bolest nutí pacienty měnit svůj stereotyp chůze – pokud je kolenní kloub extendován, tlak kladený na kloubní plochy kolene se zvyšuje a bolest se tak stává větší. Proto se pacienti snaží nohu neextendovat v koleni, což je pohyb charakteristický v počáteční fázi stojné fáze krokového cyklu. Z dlouhodobého držení kolene ve flexi tak vzniká trvalá flekční kontraktura (Ogrodzka, Niedźwiedzki & Chwala, 2011).

Cílem této diplomové práce bylo pomocí optoelektrického systému Vicon MX analyzovat změny chůze u pacientů s gonartrózou v porovnání se zdravou skupinou, kdy naše experimentální skupina byla postižena gonartrózou jednostranně s tím, že jsme srovnávali změny dějící se jak na postižené, tak na zdravé končetině.

V odborné literatuře se setkáváme s tím, že výzkumný soubor čítá subjekty s bilaterální gonartrózou nebo autoři srovnávají rozdíly postižené končetiny s KS, tudíž není možné porovnávat naše výsledky zdravé končetiny s výsledky jiných studií.

9.1 Diskuze k hypotéze H01

V naší práci jsme nenalezli statisticky významný rozdíl mezi končetinou postiženou gonartrózou a druhostrannou nepostiženou končetinou. Může to být zapříčiněno tím, že naše výzkumná skupina s gonartrózou zahrnovala jedince s II.-III. stupněm gonartrózy dle Kellgrena-Lawrence, a tak rozdíly nebyly takového charakteru, aby byly statisticky významné, jako by tomu mohlo být u IV. stupně. Další možností může být i to, že výzkumná skupina není dostatečně velká, tudíž nezobrazuje skutečné rozdíly, které by mohly být zjistitelné v širší výzkumné skupině.

9.2 Diskuze k hypotéze H02

Při našem měření jsme nezaznamenali statisticky významný rozdíl mezi postiženou končetinou GA (29,0°) a KS (32,5°). Naopak Ogrodzka et al. (2011) se zabývala vlivem gonartrózy na chůzi a zjistila, že během iniciální švihové fáze dochází k nedostatečné plantární flexi na končetině postižené GA, kdy tyto výsledky byly statisticky významné.

9.3 Diskuze k hypotéze H03

V hypotéze 03 jsme se zabývali změnami v rozsahu pohybu v kolenním kloubu. V našem měření dosahoval rozsah pohybu v sagitální rovině na končetině postižené GA 43,6°, na nepostižené končetině se jednalo o úhel 48,1° a KS dosahovala úhlu 58,6°. Jak mezi skupinou s postiženou končetinou, tak s nepostiženou končetinou byl rozdíl v rozsahu pohybu v porovnání s KS statisticky významný, a to zejména v pohybu do flexe ve švihové fázi, kdy hodnoty u obou končetin výzkumné skupiny byly menší v porovnání s KS. Postižená končetina dosahovala flexe 47,8°, zdravá končetina 49,8°, KS 58,4°. Co se týče rozsahu do extenze, náš výzkumný soubor končetiny s GA vykazoval větší rozsahy v extenzi (6,1°) v konečném postoji než u KS (2,2°), kdy tyto rozdíly byly statisticky významné, avšak je nutné zmínit, že rozložení dat bylo široké.

Ogrodzka, Niedźwiedzki, & Chwała (2011) rovněž popisuje nedostatečnou flexi během švihové fáze u postižené končetiny (experimentální skupina 58°, KS 68°), hodnoty extenze během stejné fáze nejsou mezi experimentální skupinou a KS statisticky významné.

Baliunas et al. (2002) ve svém výzkumu zjistil, že extenze v koleni (7°) v terminálním postoji se nelišila od KS (4°). Maximální flexe v kolenním kloubu dosahovala u skupiny s GA

59°, KS 62°. Celkový rozsah v kolenní byl statisticky významný, kdy hodnoty skupina s GA byly menší (58°) v porovnání s KS (64°).

Výsledky studie Messier et al. (1992) ukazují, že hodnoty rozsahu kolenního kloubu se u skupiny s GA liší v porovnání s KS. Rozsah pohybu v sagitální rovině byl u skupiny s GA menší (postižená končetina – 57,78°, nepostižená končetina – 60,39°) v porovnání s KS(60,6° resp. 62,22°).

Gök, Ergin & Yavuzer (2002) se zabývali kinetickými a kinematickými parametry chůze u pacientů s mediální gonartrózou. Studie se zúčastnilo 13 žen s bilaterální GA (mírný stupeň dle ACR-American College of Rheumatology, což odpovídá st. II. dle Kellgrena-Lawrence) a 13 zdravých žen, které sloužily jako KS. Výsledky ukazují na snížení maximální flexe během stojné fáze (postižené končetiny 11° a 11°; KS 16° a 15°) a snížení maximální flexe během švihové fáze a na pravé straně (postižené končetiny 50° a 47°; KS 55° a 56°).

Childs et al. (2004) zjistili, že probandi s unilaterální gonartrózou se vyznačují menší flexí kolene (14,4°) od počátku dotyku paty do fáze postupného zatěžování než KS (20,5°), kdy tato flexe je spojena i s omezenou extenzí ve stojné fázi. V našem případě se míra flexe během postupného zatěžování statisticky významně nelišila a naměřené hodnoty rozsahu do extenze byly u skupiny GA dokonce větší než u KS.

Mündermann, Dyrby & Andriacchi (2005) se zabývali sekundárními změnami chůze u pacientů s gonartrózou mediálního kompartmentu. Hodnoty extenze ve fázi dotyku paty s podložkou byly u pacientů s artrózou I.-II. stupně dle Kelgrena-Lawrence nepatrně větší (5,3°) oproti KS (1,8°). Také skupina s artrózou III.-IV. stupně se vyznačovala mírně zvýšenou extenzí (4,6°) v porovnání KS (0,9°). Jak vysvětluje Ogrodzka, Niedźwiedzki & Chwala (2011), postupnou progresí onemocnění dochází k bolestivosti, kdy dochází ke zvyšování tlaku na kloubní plochy a ke zvýšení bolesti. Toto vysvětlení koresponduje s výsledky Mündermanna, Dyrby & Andriacchi (2005), kdy hodnoty do extenze byly větší v počátečních fázích artrózy ale v pokročilejší fázi artrózy, kdy už byly změny v klouby markantnější a bolest větší, byla extenze více omezena.

Rozsah pohybu ve frontální rovině byl v naší studii u skupiny s GA zvýšený (22,3°) oproti KS (16,6°), kdy maximální addukce byla u končetiny s GA zvýšená (22,2°) v porovnání s KS (11,0°) a míra maximální abdukce byla snižena u končetiny s GA (0,1°) v porovnání s KS (5,6°). U nepostižené končetiny nedošlo v celkové rozsahu ve frontální rovině ke statisticky

významným rozdílem, ale v diferencovaných pohybech do addukce a abdukce ano. Maximální addukce byla u nepostižené končetiny zvýšená ($20,7^\circ$) v porovnání s KS ($11,0^\circ$) a míra maximální abdukce byla snížena u končetiny s GA ($-0,2^\circ$) v porovnání s KS ($5,6^\circ$).

Mündermann, Dyrby & Andriacchi (2005) zjistili, že pacienti s artrózou 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 ve velikosti $5,7^\circ$.

Rozdíly rozsahu pohybu v transverzální rovině byly v našem výzkumu statisticky významné pouze mezi nepostiženou končetinou GA ($18,4^\circ$) a KS ($23,0^\circ$).

9.4 Diskuze k hypotéze H04

Naše výsledky ukazují, že rozsah celkového rozsahu kyčelního kloubu v sagitální rovině byl statisticky významně menší, jak u postižené končetiny GA ($38,8^\circ$), tak i u nepostižené končetiny u skupiny GA ($38,9^\circ$) v porovnání s KS ($44,1^\circ$).

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 ($27,03^\circ$), tak u nepostižené končetiny ($30,63^\circ$) v porovnání s KS ($24,87^\circ$, druhostranná končetina ($25,47^\circ$).

Statisticky významný rozdíl byl nalezen také v rozsahu pohybu do extenze mezi nepostiženou končetinou ($3,9^\circ$) u skupiny GA a KS ($11,4^\circ$).

Naše výsledky se shodují se studií Ogrodzka et al. (2011), kdy autoři naměřili omezenou extenzi ve fázi terminálního stoje, ve fázi předšvihů nedocházelo u skupiny GA k fyziologické extenzi. Maximální extenze byla na postižené končetině v průměru 10° flexe, kdežto normální hodnoty by měly být 10° v extenčním postavení.

Z výsledků našeho měření nevyplynuly žádné statisticky významné rozdíly v úhlových parametrech ve frontální ani v transverzální rovině, a to jak na postižené, tak na nepostižené končetině.

Ogrodzka et al. (2011) ve své studii uvádí, že ve frontální rovině došlo k zachování abdukce během celého krokového cyklu, nicméně abdukce byla ve švihové fázi insuficientní oproti KS, kdy rozdíl byl přibližně 2° .

9.5 Diskuze k hypotéze H05

Statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v pánvi byl mezi testovanými skupinami pouze v sagitální rovině, a to jak mezi končetinou postiženou GA (3,7°) a KS (3,0°), tak i mezi nepostiženou končetinou skupiny s GA (4,2°) a KS. 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 ypsilaterálně.

10 ZÁVĚR

Z výsledků naší studie vyplývá, že gonartróza ovlivňuje provedení chůze. Pomocí kinematické analýzy jsme u osob s unilaterální gonartrózou zjistili změny v kolenním kloubu, kyčelním kloubu a v pohybu pánve.

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině byl u osob s gonartrózou menší, a to zejména pohyb do flexe. Ve frontální rovině došlo ke zvýšení úhlových parametrů (velikost addukce), a to jak u postižené, tak u zdravé končetiny.

V kyčelním kloubu došlo ke změnám v úhlových parametrech pouze v sagitální rovině, a to u obou testovaných končetin. Nejvíce byl omezen pohyb do extenze u zdravé končetiny.

V pánvi jsme našli zvýšení rozsahu pohybu pouze v sagitální rovině, které se projevilo větší anteverzí pánve na nepostižené končetině. Tato změna sloužila pro kompenzaci sníženého rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu.

Pro komplexnější analýzu změn kinematických parametrů chůze by bylo vhodné zkoumat chůzi nejen z hlediska úhlových parametrů, ale i z hlediska rychlosti chůze, délky kroku a dalších kinematických parametrů.

11 SOURHN

Diplomová práce se zabývá rozdíly v chůzi u pacientů trpících unilaterální gonartrózou v porovnání se zdravou populací. Cílem práce bylo určit změny v úhlových parametrech při chůzi, a to v jednotlivých částech krokového cyklu. Tyto změny byly měřeny v jednotlivých kloubech dolní končetiny (hlezení kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) a to jak na zdravé, tak na postižené končetině.

Teoretická část se zabývá rozvojem lokomoce v průběhu vývoje lidského druhu a vývojem jedince. Dále je zde charakterizován krokový cyklus člověka a problematika gonartrózy. Experimentální skupinu tvořilo 16 osob (9 žen a 7 mužů; průměrný věk $58,7 \pm 10,3$ let; průměrná hmotnost $90,2 \pm 17,8$ kg; průměrná výška $170,6 \pm 10$ cm). U těchto osob byla diagnostikovaná unilaterální gonartróza středního (2. st.) až pokročilého (3. st.) stupně dle Kellgrena a Lawrence. Kritériem pro vyloučení byl sporný či těžký stupeň gonartrózy (tj. I. nebo IV. stádium dle Kellgrena-Lawrence), oboustranné postižení kolene a nutnost použití pomůcek při chůzi.

KS se skládala z osob bez známek gonartrózy či jiného postižení na dolních končetinách. Skupinu tvořilo 16 osob (9 žen a 7 mužů; průměrný věk $59,4 \pm 7,2$ let; průměrná hmotnost $77,6 \pm 16$ kg; průměrná výška $170,8 \pm 8,3$ cm).

Pro kinematickou analýzu chůze byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Velká Británie). Pohyb pacienta byl zaznamenán pomocí šesti infračervených kamer. Součástí systému měření byly i dvě silové plošiny Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko), které sloužily pro určení fází krokového cyklu.

Zjistili jsme, že úhlové parametry se mezi končetinou s gonartrózou a zdravou končetinou v průběhu krokového cyklu u osob s gonartrózou neliší ($p > 0,05$). Zjistili jsme statisticky významné zmenšení v měřených úhlových parametrech v kolenním kloubu na končetině s gonartrózou ($p = 0,001$), a na zdravé končetině u osob s gonartrózou ($p = 0,001$) v sagitální rovině. Ve frontální rovině jsme zjistili statisticky zvýšený rozsah v kolenním kloubu ve frontální rovině na postižené končetině ($p = 0,036$) a statisticky snížený rozsah v transverzální rovině u zdravé končetiny ($p = 0,019$). V kyčelním kloubu jsme na zdravé končetině zaznamenali statisticky snížené úhlové parametry do extenze ($p = 0,048$) a statisticky zvýšené úhlové parametry do antevertze jak na postižené ($p = 0,046$), tak na zdravé končetině ($p = 0,001$).

12 SUMMARY

The thesis focuses on differences in gait by patients suffering from unilateral gonarthrosis in comparison with healthy population. The aim of the work was to define changes in angular parameters of gait in individual parts of gait cycle. These changes were measured in individual joints of lower extremity (ankle, knee, hip and pelvis) both on healthy as well as on afflicted extremity.

Theoretical part focuses on development of locomotion during evolution of humankind and an individual. Problematics of gonarthrosis and gait cycle are also characterised. Experimental group was formed from 16 people (9 women and 7 men, average age was $58,7 \pm 10,3$ years, average weight $90,2 \pm 17,8$ kg, average height $170,6 \pm 10$ cm). These people were diagnosed with unilateral gonarthrosis of moderate (2nd level) to advanced (3rd level) according to Kellgren-Lawrence classification. Criterion for exclusion was mild or severe level of gonarthrosis (I. or IV. level according to Kellgren-Lawrence), bilateral knee affliction and necessity to use walking aids.

Control group was formed from people without any signs of gonarthrosis or other afflictions on lower extremities. There were 16 people (9 women and 7 men, average age $59,4 \pm 7,2$ years, average weight $77,6 \pm 16$ kg, average height $170,8 \pm 8,3$ cm).

Optoelectronic system Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) was used for kinematic analysis of gait. Patients` movement was monitored by six infrared cameras. Two power platforms Kistler (type 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland), which helped to define gait cycle phases, were a part of the measuring system.

We found that angular parameters of an extremity with gonarthrosis and a healthy extremity during gait cycle do not differ ($p > 0,05$). Statistically significant decrease in measured angular parameters both in knee on an extremity with gonarthrosis ($p = 0,001$) as well as on a healthy extremity by people with gonarthrosis ($p = 0,001$) in sagittal plane was discovered. In frontal plane was detected statistically increased range in knee in frontal plane on an afflicted extremity ($p = 0,036$) and statistically decreased range in transversal plane by a healthy extremity ($p = 0,019$). In hip we have discovered on a healthy extremity statistically decreased angular parameters into extension ($p = 0,048$) and statistically increased angular parameters into anteversion both on afflicted ($p = 0,046$) as well as on a healthy extremity ($0,001$).

13 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adams, J. M. & Perry, J. (2006). *Gait analysis: clinical decision making*. In Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Akhtaruzzaman, M., Shafie, A. A., & Khab, Md., R. (2016). Gait analysis: systems, technologies and importance. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 16(7), 1-45.
- Al-Zahrani, K. S. & Bakheit, A. M. O. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and rehabilitation*, 24(5), 275-280.
- Allard, P., Cappozzo, A., Lundberg, A., & Vaughan, C. L. (1997). *Three-dimensional Analysis of Human Locomotion*. John Wiley & Sons Ltd.: West Sussex, England
- Anonymous. Retrieved 23.4.2018 from World Wide Web: <https://www.vicon.com/products/archived-products/bonita>
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., Dunbar, M. J. & Hubley-Kozeya, C. L. (2008). Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity. *Journal of Biomechanics*, 41(4), 868-876.
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., & Adriacchi, T. P. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10, 573-579.
- Bellamy, N., Campbell, J., Robinson, V., Gee, T., Bourne, R., & Wells, G. (2006). Intraarticular corticosteroid for treatment of osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 19(2), CD005328.
- Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie*. 2. vydání. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2007). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. 1. vydání. Oxford, UK: Mac Keith Press.
- Gallo, J. (2014). *Osteoartróza*. Praha: Maxdorf.
- Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G., & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis: Methodologies and clinical applications*. Amstredam, Netherlands: IOS Press.

- Gök, H., Ergin, S., & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73 (6), 647-652.
- 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, 44-49.
- Janura, M. & Záhalka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Ju H. R., Aeju L., Myung S. H., Junuk, Ch., Kwangmeyung K., Byung-Soo K., Kuiwon Ch., Ick Ch. K., Jong W. P., & Inchan, Y. (2018). Measurement of MMP Activity in Synovial Fluid in Cases of Osteoarthritis and Acute Inflammatory Conditions of the Knee Joints Using a Fluorogenic Peptide Probe-Immobilized Diagnostic Kit. *Theranostics*, 2(2), 198–206.
- Kaufman, K. R. & Sutherland, D. H. (2006). In Rose, J. & Gamble, J. G. *Human Walking*. Third edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins. Chapter 3: Kinematics of Normal Human Walking.
- Khalid, G. (2014). Kinematic analysis of human gait cycle. *College of Engineering Journal (NUCEJ)*, 16(2), 208-222. Retrieved 2.4.2018 from World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/299356200_Kinematic_analysis_of_human_gait_cycle
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practise*. London, UK: Elsevier Limited.
- Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kračmar et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén.
- Krebs, D. E. Robbins, C. E., Lavine, L. & Mann, R. W. (1998). Hip biomechanics during gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(1), 51-59.
- Mascarin, N. C., Vancini, R. L., Andrade, M. L., Magalhães Ede, P., de Lira, C. A., & Coimbra, I. B. (2012). Effects of kinesiotherapy, ultrasound and electrotherapy in management of bilateral knee osteoarthritis: prospective clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(13), 182.

- Mershli, M. & Uthman, I. W. (2012). Management of knee osteoarthritis: an evidence-based review of treatment options. *Le Journal medical libanais*, 60(4), 237-42.
- Messier, S., Loeser, R. F., Hoover, J. I., Semble, E. L., & Wise, Ch. M. (1992). Osteoarthritis of the Knee: Effects on Gait, Strenght, and Flexibility. *Archive of Physical Medicine Rehabilitation*, 73, 29-36.
- Michael, J. W. P., Schlüter-Brust, K. U., & Eysel, P. (2010). The Epidemiology, Etiology, Diagnosis, and Treatment of Osteoarthritis of the Knee. *Deutsches Ärzteblatt International*, 107(9), 152-162.
- Moseley, J. B, O'Malley, K., Petersen, N.J., Menke, T. J., Brody, B. A., Kuykendall, D. H., Hollingsworth, J.C., Ashton, C. M., & 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.
- 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.
- Neumannová, K., Janura, M., Kovačiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec. L. (2015). Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí. 1. Vydání, Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Ogrodzka, K. Niedźwiedzki, T., & Chwala, W. (2011). Evaluation of the kinematic pameters 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. (2010). Současná mezinárodní doporučení pro diagnostiku a léčbu gonartrózy. *Medicína pro praxi*, 7(12),470-474.
- Paterson, K. L., Sossdian, L., Hinman, R. S., Wrigley, T. V., Kasza, J., Dowsey, M., Choong, P., & Bennel, K.L. (2017). The influence of sex and obesity on gait biomechanics in people with severe knee osteoarthritis scheduled for arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 49, 72-77.
- Peat, G., Thomas, E., Duncan, R., Wood, L., Hay, E., & Croft, P. (2006). Clinical classification criteria for knee osteoarthritis: performance in the general population and primary care. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 65(10), 1363-1367.

- Perry, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd edition. Thorofare, NJ, USA: Slack Incorporated.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd edition. Thorofare, NJ, USA: Slack Incorporated.
- 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*, 454873, 1-9.
- 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.
- Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. 1. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Stauffer, R. N., Chao, E.Y.S., & Györy, A. N. (1977). Biomechanical Gait Analysis of the Diseased Knee Joint. *Biomechanical Gait Analysis*, 126, 246-255.
- Svobodová, R. (2010). Současné možnosti léčby osteoartrózy. *Remedia*, 20(6), 380-387.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Trojan, S., Druga, S., & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum.
- Vařeka I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada.
- Wang, S. Y., Olson-Kellogg, B., Shamliyan, T. A., Choi, J. Y., Ramakrishnan, R., & Kane, R. L. (2012). Physical therapy interventions for knee pain secondary to osteoarthritis: a systematic review. *Annals of internal medicine*, 157(9), 632-44.

- Waters, R. L. Hislop, H. J., Thomas, L., & Campbell, J. (1983). Energy Cost of Walking in Normal Children and Teenagers. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 25(2), 184-188.
- Whittle, M. W. (1996). *Gait Analysis an introduction*. 2nd edition. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- Williams, D. H., Garbuz, D. S., & Masri, B. A. (2010). Total knee arthroplasty: Techniques and results. *British Columbia Medical Journal*, 52(9), 447-454
- Zhang, W. et al. (2008). OARSI recommendations for the management of hip and kneeosteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis and Cartilage* 16, 137-162.