

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DYNAMICKÁ ANALÝZA CHŮZE U OSOB S GONARTRÓZOU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Petr Živocký, fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura Dr.

Olomouc, 2018

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Petr Živocký

Název diplomové práce: Dynamická analýza chůze u osob s gonartrózou

Pracoviště: Katedra fyzioterapie FTK UP v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt:

Osteoartróza je chronické nezánettivé onemocnění postihující klouby organismu s nejčastější lokalizací v oblasti kolenních a kyčelních kloubů. Postupný rozvoj artrotických změn kloubu je spojen s věkem. Nejběžnějším projevem je pokles funkčních schopností a zhoršení kvality života. Cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu monolaterální gonartrózy na dynamické parametry chůze. Experimentální skupinu tvořilo 16 osob (průměrný věk $57,25 \pm 8,5$ let). Kontrolní skupinu tvořilo 13 osob (průměrný věk $61 \pm 6,5$ let). Dynamická analýza probíhala s využitím dvou silových plošin Kistler 9286AA, pomocí kterých byly naměřeny základní a silové parametry anterioposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky. Z výsledků vyplývá, že u osob s gonartrózou došlo k poklesu maximální brzdící i akcelerační síly ve vertikální a anteriorní složce reakční síly podložky. Dále došlo u osob s gonartrózou k prodloužení času pro dosažení maximální síly v brzdící fázi a zkrácení času pro dosažení maximální síly v akcelerační fázi ve vertikální složce reakční síly podložky.

Klíčová slova: *Artróza, kolenní kloub, biomechanika, reakční síla*

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Petr Živocký

Title of the master thesis: Dynamic walking analysis of people with gonarthrosis

Department: Physiotherapy Department FTK UP v Olomouci

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura Dr.

The year of presentation: 2018

Abstract:

Osteoarthritis is a chronic non-inflammatory disease affecting the joints of the organism with the most common localization in the knee and in the hip joints. Gradual development of arthritic joint changes is associated with age. The most common manifestation is a decline in functional abilities and a degradation of the quality of life. The aim of the diploma thesis was to evaluate the effect of monolateral gonarthrosis on dynamic parameters of walking. The experimental group consisted of 16 people (average age 57.25 ± 8.5 years). The control group consisted of 13 people (average age 61 ± 6.5 years). Dynamic analysis was performed using two Kistler 9286AA force platforms to measure the base and force parameters of the anteroposterior and vertical components of the reaction force of the pad. The results show that with persons with gonarthrosis, the maximum braking and acceleration forces in the vertical and anterior components of the reaction force of the washer decreased. In addition, gonarthrosis has prolonged the time to reach maximum force in the braking phase and shortening the time to achieve maximum force in the acceleration phase in the vertical component of the reaction force of the pad.

Keywords: Arthrosis, knee joint, biomechanics, reaction force

I agree with this thesis to be lent within the library services

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury Dr. a uvedl všechny literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne

.....

Srdečně bych chtěl poděkovat všem, kteří mě podporovali v psaní diplomové práce, poskytovali mi rady a nezištnou pomoc kdykoli, kdy jsem jí potřeboval.

Obzvlášť bych chtěl poděkovat prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za jeho odborné vedení, konzultace a celkový přístup, který byl velice inspirativní. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a Mgr. Michaele Lehnertové za pomoc při statistickém zpracování dat.

Obsah

Úvod	8
1 Osteoartróza	9
1.1 Gonartróza.....	10
2 Chůze.....	12
2.1 Ontogeneze bipedální lokomoce	13
2.2 Mechanismy řízení chůze.....	15
2.3 Krokový cyklus	15
2.3.1 Stojná fáze.....	16
2.3.2 Švihová fáze.....	19
2.4 Biomechanika kloubů dolních končetin.....	20
2.4.1 Pánev a kyčelní kloub	21
2.4.2 Kolenní kloub	23
2.4.3 Hlezenní kloub.....	24
3 Dynamická analýza chůze	26
3.1 Silové parametry chůze	28
4 Výzkumná část	30
4.1 Cíl práce	30
4.2 Hypotézy	30
5 Metodika	31
5.1 Charakteristika souboru	31
5.2 Organizace výzkumu a metody měření.....	31
5.3 Statistické zpracování.....	32
6 Výsledky.....	34
6.1 Časové parametry.....	34

6.2	Silové parametry	35
6.3	Hodnoty impulzů síly	37
	Diskuze	40
	Závěr	44
	Souhrn	45
	Summary	46
	Referenční seznam	47

Úvod

Chůze je jednou ze základních lokomočních dovedností. Z ontogenetického hlediska je bipedální chůze vrcholným pohybovým vzorem, který má vazbu i na psychosociální vývoj člověka. Jedná se tedy o zcela zásadní determinantu, která určuje výslednou podobu každého z nás. Postupným motorickým vývojem se z chůze stává zcela automatický a přirozený pohyb, kterým dokážeme zabezpečit většinu základních denních potřeb.

Jedním z nejčastějších limitujících faktorů chůze je poškození nosných kloubů v důsledku artrotických změn. Osteoartróza dolních končetin patří k nejrozšířenějšímu onemocnění kloubů, které exponenciálně narůstá s věkem. Postupný rozvoj artrotických změn může vést k poklesu funkčních schopností, které se projevují zhoršením kvality života. Při progresi onemocnění dochází ke strukturálním změnám kloubů, které mohou vyústit až k operačnímu řešení. Nejčastějším příznakem bývá ztuhlost kloubu a omezení rozsahu pohybu. Tyto strukturální a biomechanické změny vyvolávají nocicepční odpověď, která se projevuje především při mechanickém zatížení. Lze předpokládat, že výše uvedené klinické příznaky mohou ovlivnit stereotyp chůze. To vede k asymetrickému zatěžování pohybového systému a rozvoji dalších patologických změn v pohybovém aparátu.

S ohledem na závažnost onemocnění a na jeho potenciální vliv na chůzi je důležité zaměřit se na objektivní posouzení gonartrózy. K základním parametrům, které je nutné sledovat, je velikost zatížení dolních končetin při chůzi. Z těchto důvodů se v diplomové práci zabýváme dynamickou analýzou chůze osob s gonartrózou a rozdíly v provedení chůze porovnááme se zdravými jedinci.

1 Osteoartróza

Osteoartróza (OA) je degenerativní onemocnění hyalinní chrupavky kloubů. Tato nemoc je charakterizována ztenčením, rozvlákněním a erozí kloubní chrupavky. To provází proliferativní proces, remodelaci kostěné tkáně na okrajových plochách, sklerotizaci kloubních ploch a postupnou degenerativní reakci subchondrální kosti kloubního pouzdra, vazů a periartikulárního svalstva. Celkové změny vedou ke strukturálním deformacím kloubů (Solomon, 1997). Tkáň chrupavky patří mezi bradytropní tkáně. Dochází zde k minimální látkové výměně a malé tkáňové výživě. Z těchto důvodů je omezená možnost regenerace a změny na tkáních jsou ireverzibilní (Kienholz, 1994).

Rozlišujeme osteoartrózu primární a sekundární. Etiologie primární osteoartrózy je neznámá. Nejspíš se odvíjí od metabolické poruchy chondrocytární syntetické aktivity, která zapříčiní kaskádu změn chrupavky. Sekundární typ artrózy má etiologický podklad mimo chrupavku. Můžeme popsat celou řadu rizikových faktorů, které se podílejí na vzniku a rozvoji artrózy: věk, genetická predispozice, změny osového postavení kloubu, mechanické faktory, trauma, metabolické onemocnění kloubu, chronické záněty chlouby, endokrinní choroby, krvácení do kloubu nebo poruchy pohybových stereotypů (Králová & Matějčková, 1985).

OA je nejrozšířenějším onemocněním kloubu. S věkem dochází k exponenciálnímu nárůstu tohoto onemocnění. U populace mezi 55. až 64. rokem je postiženo 50 %, ve věku mezi 75. až 84. rokem je výskyt u 90 % populace. Progresivní charakter OA vede k disabilitě funkčních schopností a zhoršení kvality života. Pokročilý stav onemocnění je často řešen operačním zákrokem, při kterém dochází k částečné či totální výměně kloubu za endoprotézu. OA je nejrozšířenější u kolenních a kyčelních kloubů (Chaloupka, 2001; Koudela, 2007; Lawrence et al., 1998).

Ke klinickému zhodnocení rozsahu OA pomocí zobrazovacích metod kloubů lze využít škálu Kellgrena a Lawrence. Ti rozdělili míru OA do čtyř stádií:

1. stadium: ztenčení kloubní chrupavky a zúžení kloubní štěrbiny. V tomto stádiu dochází k biochemickým změnám. Nejmarkantnější změnou je úbytek proteoglykanů. Dochází ke změně jejich složení a snazší extraktibilitě. Chondrocyty syntetizují

kolagen typu I. místo typu II., který má výhodnější mechanické vlastnosti pro kloubní chrupavku (Pavelka, 2002).

2. stadium: vlivem biochemických změn dochází k anatomickým změnám na chrupavce, která se stává náchylnější vůči mechanickým nárokům. Jsou patrné lehké nerovnosti kloubních ploch a subchondrální kost sklerotizuje. Na povrchu chrupavky se začínají objevovat fisury a postupně dochází ke ztrátě tkáně. To vede k dalšímu zúžení kloubní štěrbiny (Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001).

3. stadium: sklerotizace subchondrální kosti pokračuje za vzniku tzv. pseudocyst. Obranná reakce organismu se projeví tvorbou marginálních osteofytů. Tyto sekundární procesy jsou doprovázeny zánětlivou reakcí, která zasahuje do dalších částí kloubu (kloubní pouzdro, vazy) (Pavelka, 2002; Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001).

4. stadium: osteonekrotické změny a kolapsy pseudocyst se projevují ve stabilitě kloubu a změnou kloubní osy. Anatomické změny jsou příčinou klinické symptomatologie (Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001). Dle Pavelky (2002) jsou projevy bolesti v důsledku nocicepce z měkkých tkání kloubu (úpony svalů a vazů, synoviální membrány a subchondrální kost s periostem).

1.1 Gonartróza

Nejčastější lokalizací OA je oblast kolenních kloubů. Zasažen bývá tibiofemorální kloub, patelofemorální kloub (mediální nebo laterální část), nebo oba tyto kompartmenty (Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001). Predispozicí ke gonartróze (GA) je ženské pohlaví, střední a vyšší věk a obezita. Primární forma onemocnění má souvislost s metabolickou poruchou chondrocytární syntetické aktivity, ale příčina, která by spouštěla kaskádu patologických změn je neznámá. Sekundární gonartróza se rozvíjí např. po operaci kolenního kloubu (např. menisektomie) nebo po poranění měkkých struktur kolenního kloubu. Mezi další rizikové faktory lze zařadit patologické postavení kolenního kloubu (genua vara či valga), genetické predispozice, chronické záněty (revmatoidní artritida), krvácení do kloubu (hemofilie), metabolické systémové onemocnění (dna), endokrinní choroby

(akromegalie, hypertyreóza, diabetes mellitus), ontogenetické změny kloubů a poruchy pohybových stereotypů (Pavelka, 2002).

Změny pohybových stereotypů jsou těžce klasifikovatelné. Proto dochází k jejich přehlížení a význam poruchy nebývá brán v potaz. Momenty sil, které se uplatňují při pohybech (především nosných kloubů dolních končetin), mohou dosahovat vysokých hodnot. Proto jakákoliv změna stereotypů (např. při porušené svalové souhře, při antalgickém držení, neuritidách či parézách) vede k nerovnoměrnému zatěžování určitých částí kloubních ploch na úkor jiných. Z těchto důvodů je potřeba rozeznávat a odkrývat tyto patologie a snažit se o jejich nápravu (Králová & Matějčková, 1985).

Okolní tkáň reflexně reagují na zvýšenou aferentaci z kloubu. To se projevuje nárůstem svalového napětí, které při dekompenzaci onemocnění vede ke kontrakturám. Z těchto příčin dochází k iritaci úponových míst svalů a šlach, které působí nocicepci na distální či proximální inzerci. Jedním z dalších klinických příznaků je ztuhlost kloubu, kterou postižení udávají v počátcích pohybu. Ztuhlost se s progresí onemocnění a vznikem kontraktur mění v omezení rozsahu pohybu a poruchou stereotypu chůze. V kombinaci s bolestivým stavem jsou nemocní často nuceni používat kompenzační pomůcky. Bolest se nejčastěji projevuje při chůzi ze schodů či z kopce, ale bývá přítomna i při chůzi po rovině či do kopce (Králová & Matějčková, 1985). V pokročilých stádiích onemocnění dochází ke změně osového postavení kloubu. Typickou deformitou u GA je genua vara a flekční kontraktura. Při zánětlivé reakci kloubu je přítomen otok, změna trofiky kůže, teploty. Dále je přítomen kloubní výpotek (Pavelka et al., 2002; Pavelka, Adam, & Olejárová, 2003).

Přístup v léčbě OA je různorodý z důvodu odlišné etiologie a heterogenity klinických příznaků onemocnění. Jedním z hlavních cílů je odstranění rizikových faktorů, které se sekundárně podílejí na progresi onemocnění, dále pak tlumení bolesti, udržení rozsahu pohybu a zachování co nejvyšší kvality života. K tomu je důležité získat pacienta pro dlouhodobou spolupráci a individuálně pracovat na komplexní léčbě (Goldberg, Von Feldt, & Lonner, 2002).

2 Chůze

Chůzi lze vnímat jako jeden z vrcholných lokomočních vzorů, který se od ranného dětství stává automatickou součástí života. Definice chůze je odlišná dle odborné specializace autorů. Perry a Burnfield (2010) popisují chůzi jako přirozený pohybový projev člověka, který lze považovat za nejjednodušší způsob k přemístování se z jednoho místa na druhé. Jako základní lokomoční stereotyp, který je vystavěn na fylogeneticky uložených principech, je popsána chůze dle Koláře (2009). Cunado, Nixon a Carter (1997) přirovnávají chůzi k otisku prstu. Dle autorů je chůze natolik individuální, že zhodnocením parametrů chůze (rychlost, kadence, kinematické a dynamické faktory atd.) lze diagnostikovat poruchu neuromotorického systému.

I přes tyto biometrické údaje, které jsou pro každého jedince individuální, lze pozorovat určité typologické znaky, které udává například Janda (2004). Ten popisuje proximální typ chůze, který je charakteristický majoritním pohybem v kyčelních kloubech a malým odvinováním chodidla v opěrné fázi. Dalším typem je akrální chůze, při které naopak dochází k velkému odvinování chodidla. Posledním typem je peroneální chůze, která je charakteristická zvýrazněnou flexí v kolenních kloubech, everzí nohy a vnitřně rotačním postavením v kyčelních kloubech. Fyziologickou chůzi popisuje Gage (1991) a přiřazuje k ní pět hlavních atributů, kterými se liší od chůze patologické:

- schopnost stability chůze,
- adekvátní délka švihové fáze,
- adekvátní délka celého kroku,
- pohyb je energeticky nenáročnou činností,
- schopnost přerušit kontakt s podložkou na konci opěrné fáze.

Aby se mohla uskutečnit bipedální lokomoce, jsou dle Vaughan, Davis a O'Connor (1999) nezbytné dvě podmínky: periodické střídání opory chodidel z jednoho místa na druhé; neustálé působení reakční síly na chodidlo v místě opory. K těmto podmínkám lze přiřadit požadavky chůze, které popisuje Whittle (2007): udržení vzpřímené a stabilní postury; opěrná končetina zajišťuje koordinovaný

a plynulý kontakt s podložkou; organismus generuje dostatečné množství energie pro pohyb končetin a trupu vpřed. Shumway-Cook a Woolacott (2001) popisují další požadavky pro konání lokomoce: schopnost reakce na změnu zevního prostředí či jiných přidružených požadavků; schopnost začít a ukončit lokomoční děj.

2.1 Ontogeneze bipedální lokomoce

Aby bylo dítě schopno provést první kroky, je zapotřebí volní kontrola nad všemi segmenty těla. To mu umožní nalézt, udržet a přemístit těžiště v prostoru. Hlavní řídicí strukturou je centrální nervová soustava, která zajišťuje cílenou změnu tuhosti segmentálního spojení. Výsledkem je udržení určitého stupně rovnováhy a schopnost lokomoce (Trew, 1997). Lokomoce, ať už bipedální či kvadrupedální, je výsledkem motorické ontogeneze dítěte, která musí dle Vojty a Peterse (1995) splňovat tyto náležitosti:

- schopnost vyvážené posturální reaktivity (automatické řízení tělesné polohy),
- schopnost volní prostorové změny těžiště,
- schopnost napřímení trupu proti gravitaci (posturální aktivita pohybového systému),
- schopnost aktivní změny úhlového nastavení mezi segmenty končetin a trupu (fázická aktivita svalové složky).

V ontogenetickém vývoji lze sledovat milníky, které jsou determinující pro celkový motorický obraz jedince, tedy i pro chůzi. První vzpřimovací mechanismy probíhají v horizontální poloze (leh na zádech a na břiše). V průběhu prvních tří měsíců přechází dítě z holokinetických pohybů do izolovaných. Dle Vařeky a Dvořáka (1999) je třetí měsíc rozhodující a určující pro kvalitu lokomoce jedince po zbytek jeho života. Dochází k postupné diferenciaci osového orgánu, což umožňuje postupné napřímení a již zmíněný izolovaný pohyb končetin. Diferenciace pohybů páteře umožňuje také rotační mechanismy, které jsou podstatné pro koordinovanou lokomoci. Kromě nabyté kontroly nad osovým orgánem si dítě v leže na břiše vytváří opěrnou bázi mezi symfýzou a mediálními epikondyly humeru (Vojta & Peters, 1995).

Ve věku kolem čtyř až pěti měsíců dochází k rozšíření opěrné báze o dolní končetiny (mediální epikondyl femuru) v prvním zkříženém vzoru, kdy se dítě opírá o mediální epikondyl humeru a kontralaterální kondyl femuru. Při lehu na zádech se toto období vyznačuje schopností úchopu přes střední rovinu (pátý měsíc), která postupně vede dítě k otočce na bok a poté na břicho. Tento mechanismus otáčení vyvrává kolem šestého měsíce, ve kterém se začíná diferencovat opěrná a kročná funkce dolních a horních končetin. To vede až ke kvadrupedální lokomoci, která se objevuje v devátém až desátém měsíci života (Kolář, 2009). Kvadrupedální chůze je charakteristická pohybem vpřed po podložce, nadzdvíženým trupem a souhybem dolních a horních končetin ve zkříženém vzorci. V tomto období dítě objevuje prostor nad sebou, což je motivací k dalším snahám o vertikalizaci. Po ovládnutí vertikalizace do stoje jsou charakteristické prvky ipsilaterálního lokomočního vzoru, tedy chůze ve frontální rovině. Na ten navazuje v období mezi dvanáctým až čtrnáctým měsícem samostatná bipedální lokomoce v sagitální rovině (Vojta & Peters, 1995).

V počátečním období je chůze charakteristická rozšířenou bází a extenčním postavením v kolenních kloubech. Po získání stability se chůze stává jistější a postupně se přibližuje k chůzi dospělého jedince. Ve druhém roce je chůze vyvráždější – dochází k dopadu nohy přes patu a postupně se uvolňuje extenční postavení kolenních kloubů ve fázi mezistoje. Stále nedochází ke konstantnímu odvíjení palce při odrazu a samotná chůze je doprovázena kývavými pohyby paží. Tyto pohyby „navíc“ přinášejí větší ztráty energie, které dle Koláře (2009) přetrvávají až do 12 let. Ve třech letech je dítě schopno běhu, chůze ze schodů (střídavé) a později i do schodů. Lze sledovat konstantní délku, výšku a šířku kroku.

Je potřeba podotknout, že ontogenetický vývoj je ryze individuální záležitostí, která vyvrává různou rychlostí a do různé podoby. Z těchto důvodů jí nelze přesně časově a kvalitativně charakterizovat. Na druhou stranu lze hodnotit specifické kvantitativní znaky chůze (Kermoian, Johanson, Butler, & Skinner, 2006):

- trvání oporné fáze,
- kadence a rychlost chůze,
- délka kroku,
- šířka báze.

2.2 Mechanismy řízení chůze

Existují různé teorie řízení a vzniku pohybu. Nejčastěji popisovaná a přijímaná je teorie vzniku pohybu pomocí nastavení vzorce neuronální aktivity, kterou spouští centrální motorický program. Z toho plyne, že stereotyp chůze je již od narození zakódován v neuronální síti a v průběhu ontogenetického vývoje se postupně rozvíjí. Tento mechanismus nazýváme generátor pohybového vzorce. U chůze lze tyto generátory motorického vzorce nalézt v míše, a to samostatně pro každou končetinu. Generátor se aktivuje/inhibuje pomocí eferentního signálu z oblasti retikulární formace středního mozku (mesencefalická lokomoční oblast). Za chůzi je zodpovědný tr. corticospinalis ventromedialis. Kromě spuštění lokomočního vzorce je toto centrum zodpovědné i za charakter chůze a běhu (Králíček, 2002). Dalšími strukturami, které se zapojují do kontroly chůze jsou subkortikální centra. Mezi ně řadíme bazální ganglia a mozeček. Jejich hlavní funkce je inhibiční vliv na motoriku (Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

Dle Gage (1991) existuje v míše generátor pohybového vzorce pro všechny svaly těla. Tyto vzory v sobě zahrnují i reciproční aktivitu druhé strany těla a komplexní vzory rytmických pohybů (např. chůze). Chůze by se neobešla bez centrálního řízení a eferentních drah z CNS. Stejně důležitou složku hraje senzorycké dráždění a aferentace z dolních končetin. Pokud dojde k poškození supraspinálního řízení (až 90 %), je stále možné zachovat stereotyp chůze pomocí propioceptivních stimulů z dolních končetin. I přesto ale nelze lokomoci považovat za reflexní děj, protože při plné absenci eferentních signálů k volní chůzi nedochází. Pokud dojde k poruše či změně aferentní informace z dolních končetin (bolest, polyneuropatie) je samotná lokomoce silně ovlivněna. Nedochází k reflexní úpravě vzhledem ke změnám zevního a vnitřního prostředí (Dobkin, 1993; Králíček, 2002; Muir & Steeves, 1997).

2.3 Krokový cyklus

Krokový cyklus zahajuje kontakt paty chodidla s podložkou. Končí opakovaným dopadem toho samého chodidla. Jedná se o časový interval, který v sobě obsahuje kompletní schéma po sobě jdoucích a opakujících se činnostech (Gage, 1991;

Gross, Fetto, & Rosen, 2005). Krokový cyklus je rozdělen na dvě základní fáze: dynamickou a statickou. **Stojná fáze** představuje statickou část dvojkroku, při které je chodidlo v kontaktu s podložkou a dochází k přenosu hmotnosti těla (uzavřený kinematický řetězec). Dynamickou část představuje **švihová fáze**. Švihová končetina se pohybuje nad podložkou a vykonává pohyb v otevřeném kinematickém řetězci (Ciannini, 1994; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999; Whittle, 2007).

Z analytického pohledu lze krokový cyklus definovat jako interval mezi dvěma stále se opakujícími jevy během chůze (Perry & Burnfield, 2010). Vzdálenost mezi stejnými body na chodidlech, nejčastěji v oblasti paty, během dvojitě opory, udává **délka kroku**. Vzdálenost mezi dvěma kontakty paty té samé nohy popisuje délka **dvojkroku**. Body na patách využíváme i u měření **krokové báze**, která vymezuje prostor mezi chodidly (Whittle, 2007). Dále můžeme hodnotit **krokový rytmus**, který udává počet kroků za určitou jednotku času (sekundy, minuty) a **rychlost chůze**, která je vyjádřena jako podíl vzdálenosti za čas (Ciannini, 1994).

2.3.1 Stojná fáze

Stojná fáze je období, při kterém se střídá jednooporová a dvouoporová fáze. Při jednooporové fázi je hmotnost těla držena na jedné končetině. Proto je klíčová stabilizace kyčelního kloubu v sagitální a frontální rovině. Díky tomu je eliminován pohyb pánve a trupu a zároveň je umožněn plynulý přesun hmotnosti přes stojné chodidlo. Účelem dvouoporové fáze je absorpce nárazů a rozložení zatížení mezi obě dolní končetiny. To zajišťuje ochranu kloubů dolních končetin (Adams & Perry, 2006).

Stojnou fázi lze dále rozdělit dle Ciannini (1994) na tři stádia. Initial double limb support – počáteční dvojitá končetinová opora, která začíná dopadem paty chodidla a končí odrazem palce kontralaterální dolní končetiny. Single limb support – jednoduchá končetinová opora, která navazuje na zvednutí kontralaterálního palce dolní končetiny a končí dopadem paty této končetiny. Second double limb support – druhá dvojitá končetinová opora, která uzavírá krokový cyklus. Další dělení stojné fáze nabízí Trew (1997). Ten jí dělí na čtyři období: Heel strike – kontakt paty; flat foot – zatížení chodidla; mid-stance – střední stoj; push off – odraz.

Dotyk paty s podložkou – heel strike/initial contact je krátký děj při kterém dochází ke kontaktu paty s podložkou. Tento děj považujeme za začátek krokového cyklu. Pata se při něm stává středem otáčení, kolem kterého se pohybuje tibia a další segmenty hlezenního kloubu a chodidla. Cílem je absorpce nárazu a nastavení všech segmentů dolní končetiny k přenosu hmotnosti. V průběhu této fáze se snižuje velikost setrvačné síly dolní končetiny a dochází k postupné stabilizaci kloubů. Po nárazu dochází ke změně polohy segmentu subtalárního kloubu z mírné supinace do pronace (po kontaktu hrbolu patní kosti s podložkou, což má vliv na vnitřní rotaci tibie a addukci talu (Vařeka & Vařeková, 2009)). Takto nastavené chodidlo umožňuje primární zhoupnutí hlezenního kloubu, které zajišťuje m. tibialis anterior. Mimo tento sval se v mechanismu pohybu uplatňuje m. gluteus maximus, který se podílí na flekčním momentu. Ten je produkován reakčními silami podložky a ischiokrurálními svaly, které prostřednictvím excentrické kontrakce zpomalují extenzi kolenního kloubu. Před kontaktem paty se aktivita ischiokrurálních svalů zesiluje tak, aby nedocházelo k hyperextenzi v kolenním kloubu (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Postupné zatěžování – flat foot/loading response představuje počáteční část fáze dvojité opory. Tato fáze navazuje na kontakt paty s podložkou. V průběhu postupného zatěžování narůstá svalová aktivita, která zajišťuje opěrnou funkci dolní končetiny. Prostřednictvím zvýšené aktivity svalů dochází ke stabilizaci kloubů dolní končetiny, což minimalizuje kompresní nároky na kloubní struktury. Pomocným mechanismem absorpce působících sil je flexe v kolenním kloubu (10 – 15°). Koncentrická aktivita ischiokrurálních svalů zajišťuje flexi a excentrická kontrakce m. quadriceps femoris jí kontroluje (převážně vastus medialis, lateralis a intermedius). Na této aktivitě se nepřímo podílí i m. tibialis, který mj. zpomaluje dopad chodidla a posouvá tibií vůči femuru ventrálně. V hlezenním kloubu je zjevná pronace hlezenního kloubu a vnitřní rotace tibie (Whittle, 2007). Na kyčelní kloub působí m. gluteus maximus, který svou koncentrickou aktivitou přispívá ke zrychlení pohybu vpřed a prostřednictvím tractus iliotibialis zajišťuje extenzi v kolenním kloubu. Ve frontální rovině je pánev s kyčelním kloubem stabilizována pomocí m. gluteus medius tím, že brání kontralaterálnímu poklesu pánve. Na mediální straně dolní končetiny je podstatná aktivita m. adduktor magnus a dalších adduktorů, které zajišťují

kompenzační rotaci pánve. Je potřeba zmínit i aktivitu svalů trupu, které se podílejí na stabilizaci a napřímení osového orgánu v průběhu celého krokového cyklu (Gage, 1991; Adams & Perry, 2006)

Střední stoj – mid stance je součástí první poloviny jednooporové fáze. Ta začíná po zvednutí kontralaterální dolní končetiny nad podložku a po přesunu hmotnosti nad přední část chodidla. Pro člověka je tato část nejvíce labilní (Trew, 1997). Pro fyziologické provedení je klíčový pohyb do dorzální flexe v hlezenním kloubu, který zajišťuje zhoupnutí kotníku a posunutí dolní končetiny přes zafixovaný hlezenní kloub (Adams & Perry, 2006). Excentrická aktivita m. soleus zpomaluje dorzální flexi. To stabilizuje tibií v průběhu druhého zhoupnutí v hlezenním kloubu. Společně s mm. gastrocnemii a perimaleolárnímy svaly upravují stupeň dorzální flexe. Excentrická aktivita m. quadratus femoris přechází do koncentrické kontrakce, která stabilizuje kolenní kloub v mírné semiflexi. Kolenní kloub přechází z 15° flexe do 5° flexe. Tato koncentrická kontrakce trvá až do posunutí vektoru reakční síly podložky před kolenní kloub. Stejně tak ustává i aktivita m. gluteus maximus, která způsobuje pohyb z 20° flexe v kyčelním kloubu do neutrální pozice. Dochází k další extenzi v kyčelním kloubu, ale již bez výrazné aktivity svalové složky. Nutná je pouze stabilizační funkce abduktorů a adduktorů (Gage, 1991). Svalová aktivita napomáhá k stabilnímu přenosu hmotnosti těla, přes relativně fixovaný hlezenní kloub a chodidlo.

Konečný stoj – terminal stance, který přechází v **odraz – push off** ukončuje druhou část jednooporové fáze kroku. Za počátek konečného stoje můžeme považovat okamžik zdvihu paty opěrné nohy, za konec kontakt kontralaterální paty s podložkou (Ciannini, 1994). Přes stabilizované a fixované chodidlo je tělo posouváno kupředu. Trup směřuje vpřed díky dosažené pasivní extenzi v kolenním a kyčelním kloubu, která vytváří velkou dorsální flexi v hlezenním kloubu. Na přední část nohy, do oblasti hlaviček metatarzů začíná působit vektor reakční síly podložky a zároveň se stává osou otáčení pro stojnou dolní končetinu. Hlezenní kloub přechází do inverzního postavení. Největší podíl na tom má m. tibialis posterior. Pro rovnovážný stav je nutná aktivita perineálních svalů. Postupně vzrůstá aktivita m. soleus, což omezuje dorsální flexi v hlezenním kloubu a společně s aktivitou m. triceps surae dochází k plantární

flexi. To zajistí dostatečnou sílu pro posun končetiny vpřed, odemknutí kolenního kloubu a nadzvednutí chodidla od podložky (Adams & Perry, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Fáze předšvihů – preswing tvoří konečnou část stojné fáze. Začíná kontaktem kontralaterální paty s podložkou a končí zdvihem palce nad podložku. Hmotnost těla je zcela přenesena na kontralaterální končetinu a dolní končetina se uvolňuje pro fázický pohyb. Důležitým dějem pro vykonání fyzického pohybu vpřed a zvednutí palce od podložky je flexe v kolenním kloubu, která začíná právě v předšvihové fázi. Flexe kolenního kloubu je umožněna velice krátkou aktivitou m. gastrocnemii, které se zároveň podílí i na plantární flexi společně se skupinou plantárních flexorů. Naklonění pánve proti linii pohybu vytváří podmínky pro koncentrickou činnost adduktorů, které společně s m. rectus femoris umožňují flekční pohyb femuru vůči pánvi. Excentrická kontrakce m. rectus femoris brzdí flekční pohyb v kolenním kloubu (Ciannini, 1994; Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

2.3.2 Švihová fáze

Hlavním úkolem švihové fáze je dynamické přenastavení extendované dolní končetiny do flexibilního pohybového schématu. Dolní končetina se dostává z uzavřeného do otevřeného kinematického řetězce. Na začátku fáze nutně dochází k akceleraci pohybu a na jejím konci k deceleraci. Celý průběh pohybu v této fázi je závislý na momentu setrvačnosti segmentů švihové dolní končetiny (Ciannini, 1994). Za počátek švihové fáze považujeme odraz palce od podložky. Konec fáze nastává při kontaktu paty ipsilaterální končetiny na podložku. Dle Perry a Burnfield (2010) lze rozdělit švihovou fázi do tří stádií: initial swing – počáteční švih, odraz palce; mid-swing – mezišvih (vertikální postavení tibie); terminal swing – konečný švih (končí dopadem chodidla). Ciannini (1994) před tyto fáze pohybu zařazuje fázi předšvihů – preswing, jako poslední část stojné fáze.

Počáteční švih – initial swing probíhá v první třetině švihové fáze. Palec se zvedá nad podložku. Hlezenní kloub mění postavení z plantární flexe do dorzální flexe pomocí koncentrické kontrakce m. tibialis anterior, který se zároveň podílí na supinačním postavení hlezenního kloubu. Kolenní kloub pokračuje ve flekčním mechanismu pomocí m. rectus femoris (Adams & Perry, 2006). V kyčelním kloubu

dochází zhruba k 20° flexi a pohybu femuru vpřed. Na tomto mechanismu se podílí m. iliopsoas, adduktorová skupina svalů, m. sartorius a m. gracilis. Mimo to jsou tyto svaly schopny udržet antigravitačně dolní končetinu nad podložkou. Setrvačnost bérce zapříčiní ještě větší flexi v kolenním kloubu, čemuž napomáhá m. biceps femoris. Při nedostatečně velké setrvačné síle (např. v průběhu pomalé chůze) se tento pomocný systém uplatňuje markantněji, a to převážně pomocí krátké hlavy m biceps femoris (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010).

Střední švih – mid swing představuje druhou třetinu švihové fáze. Během tohoto děje se maximální flexe kolenního kloubu mění až do vertikálního nastavení tibie (Perry & Burnfield, 2010). Chodidlo mimo oporu o podložku udržují flexory kyčelního kloubu a dorsální flexory hlezenního kloubu. Je potřeba zdůraznit, že tato část pohybu se odehrává převážně díky setrvačným silám, působící na fázickou dolní končetinu, takže je zapotřebí malého svalového úsilí (Gage, 1991).

Konečný švih – terminal swing tvoří poslední část švihové fáze a krokového cyklu. Dolní končetina je postupně připravována na dopad na podložku. Kolenní kloub dál pokračuje do neutrálního postavení, kterého dosahuje na konci švihové fáze. Stejně jako v předešlých fázích se na brzdícím mechanismu podílejí antagonisté tohoto pohybu – ischiokrurální svaly a m. gluteus maximus, které dostatečně brzdí pohyb a připravují dolní končetinu na kontakt a oporu o podložku (Adams & Perry, 2004). V hlezenním kloubu přetrvává neutrální nastavení a m. tibialis anterior zabraňuje přepadnutí špičky (Gage, 1991).

2.4 Biomechanika kloubů dolních končetin

Těžiště těla je dle Dunla (2005) umístěno ventrálně na úrovni druhého křížového obratle S2 v oblasti malé pánve. Při chůzi dochází k neustálé změně polohy těžiště (center of mass, COM). Těžiště opisuje sinusoidu v horizontální a vertikální rovině. V nejnižší poloze se nachází v průběhu dvojí opory. Velikost vertikálních rozdílů polohy těžiště je závislá na rychlosti chůze, běžně dosahuje kolem 5 cm (Inman, Ralston, & Todd, 2006). Chůzi nelze kinematicky definovat jako rovnoměrný děj, protože v jeho průběhu dochází ke kolísání rychlosti. Velké výchylky těžiště při chůzi vedou ke zvýšené energetické, tedy i metabolické náročnosti, což má za

následek snížení celkové výkonosti. Pohybový systém lidského těla má kompenzační mechanismy, které umožňují předcházet výchyilkám těžiště (Gross, Fetto, & Rosen, 2005; Childress & Gard, 2006):

- sešikmení pánve ke švihové dolní končetině,
- rotace pánve na straně švihové dolní končetiny,
- flexe kolenního kloubu stojné dolní končetiny na začátku stojné fáze,
- plantární flexe na začátku stojné fáze,
- plantární flexe na konci stojné fáze,
- zúžení báze opory (pro laterální výchylku těžiště).

Těžiště, jako působiště tíhové síly, se během chůze neustále dostává před opornou bázi. Tímto mechanismem vzniká kontinuální stav nerovnováhy, který zajišťuje pohyb vpřed. Je ovšem důležité, aby výsledný vektor tíhové síly po ukončení chůze směřoval do opěrné báze (Vařeka, Dvořák, 1999). Výkonným aparátem pro uskutečnění chůze jsou dolní končetiny, které zajišťují kontakt a oporu se zemí. Reakční síla podložky, která vzniká na podkladě svalové síly dolních končetin a působí opačným směrem, se dále přenáší do pohybového aparátu lidského těla. Transfer sil se děje hlavně pomocí kloubních struktur (kyčelní kloub, kolenní kloub a hlezenní kloub) v koordinaci se svalovou složkou. Dynamickou stabilitu trupu zajišťuje koordinovaný pohyb svalů pánve a kořenových kloubů. Svaly v oblasti bérce a hlezna se na těchto mechanismech podílejí minimálně (Gross, Fetto, & Rosen, 2005; Smidt, 1990).

2.4.1 Pánev a kyčelní kloub

Při chůzi se pánev pohybuje asynchronně ve všech třech základních anatomických rovinách. Můžeme sledovat antevertzi a retrovertzi v **sagitální rovině** až o 5°. Pohyb se uskutečňuje kolem mediolaterální osy pánve. Maximální antevertze nastává při konečném švihu a při středním stojí. Maximální retrovertzi lze sledovat při fázi postupného zatěžování stojné končetiny a ve fázi dvojí opory (předšvihová fáze). Pohyb v sagitální rovině je ovlivněn setrvačností a aktivitou flexorů/extenzorů kyčelního kloubu (Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006).

Ve **frontální rovině** může docházet k laterálnímu sešikmení pánve o 4° . Tento pohyb je umožněn díky funkčnímu zkrácení dolní končetiny, což redukuje vertikální pohyb trupu. Tento mechanismus se uplatňuje při absorbování nárazu při dopadu dolní končetiny. K sešikmení dochází při flexi švihové dolní končetiny v kyčelním kloubu, kdy pánev může poklesnout na stranu švihové dolní končetiny. K elevaci pánve dochází na začátku krokového cyklu na straně opěrné dolní končetiny. K největšímu sešikmení pánve dochází v průběhu jednooporové fáze (Ciannini, 1994; Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006).

Posledním pohybovou složkou je rotace kolem vertikální osy v **transverzální rovině**. Pánev v této rovině opisuje sinusoidu s maximální výchylkou při kontaktu nohy na ipsilaterální straně. Minimální výchylka je při úderu paty na kontralaterální straně. Velikost výchylky se mění s rychlostí chůze – čím je rychlost vyšší, tím jsou větší exkurze. Tento jev je spojen s mechanismem flexe v kyčelním kloubu a s prodlužováním kroku (Ciannini, 1994; Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006).

Při kinematické analýze pohybů v kyčelním kloubu hodnotíme pohyb pomocí úhlových změn mezi stehenní kostí a vertikální osou.

V **sagitální rovině** můžeme popsat pohyb v kyčelním kloubu sinusovou křivkou, kdy celkový rozsah je 40° až 48° . Oporná končetina se dostává z 20° flexe při kontaktu paty s podložkou do neutrálního postavení během terminálního stoje. Na konci opěrné fáze přechází do extenčního postavení. Největší extenze (15°) je dosaženo při dopadu druhostranné paty. Druhá dolní končetina vykračuje vpřed pomocí přenosu hmotnosti těla na opěrnou dolní končetinu. To odlehčí švihovou dolní končetinu a umožní flexi v kyčelním kloubu. Postupná flexe nastává během předšvihové fáze a postupně narůstá v prvních dvou částech švihové fáze. Flexe se postupně snižuje během terminálního švihů a poté je udržována až do dopadu paty na podložku (Ciannini, 1994; Perry & Burnfield, 2010; Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006).

Ve **frontální rovině** popisujeme addukci a abdukci kyčelního kloubu, a to díky pohybu pánve na švihové straně. Při iniciálním kontaktu paty s podložkou se kyčelní kloub nachází v neutrální pozici. Během následující dvojoporové fáze se femur vůči pánvi pohybuje do addukce. Do neutrálního postavení se kyčelní kloub dostává

v průběhu střední a konečné části opěrné fáze. Při další dvojí opoře se pohybuje do abdukce, která je maximální při odrazu palce. V průběhu švihové fáze se kloub nachází v neutrálním postavení, popřípadě v mírné addukci (Ciannini, 1994; Perry & Burnfield, 2010).

Celkový rozsah rotace kyčelního kloubu, kterou lze popsat pomocí pohybu femuru vůči pánvi, dosahuje kolem 8° . Pokud připočítáme rozsah rotace pánve, zvyšuje se velikost na 15° . Při iniciálním kontaktu paty s podložkou se kyčelní kloub nachází v neutrálním postavení. Na konci fáze postupného zatěžování dojde k vnitřní rotaci, která trvá až do kontaktu kontralaterální paty s podložkou. Vnitřní rotace je přítomna i v průběhu konečné švihové fáze. K maximální zevní rotaci dochází na konci fáze předšvihové a trvá až do konce švihové fáze (Ciannini, 1994; Perry & Burnfield, 2010; Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006).

2.4.2 Kolenní kloub

Hlavní funkce kolenního kloubu (stabilita a dynamika) hrají důležitou roli v mechanismu chůze. Během stojné fáze je základní podmínkou udržení stability kolenního kloubu. Pomocí kloubně– vazivového aparátu dochází k tlumení nárazů, kterým jsou vystavovány dolní končetiny při dopadu paty a v průběhu opory. To poskytuje ochranu ostatním kloubním strukturám. Ve švihové fázi je nejpodstatnější zajištění dynamiky kolenního kloubu pro pohyb vpřed. Průměrný rozsah pohybu v kolenním kloubu během chůze je $0^\circ - 70^\circ$.

Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině lze popsat pomocí dvou flekčních vln a vychází z relativní extenze a postupuje do flexe. Poté se vrací do výchozí, relativně extenční, polohy. První flekční vlnu lze sledovat ve stojné fázi, druhá se uplatňuje při aktivním držení švihové dolní končetiny nad podložkou (Sutherland, Kaufman, & Mitoza, 2006). Před kontaktem se zemí dochází k extenzi v kolenním kloubu, ale při dopadu paty na podložku se koleno odemyká a dochází k 5° flexi. Začátek stojné fáze je charakteristický prudkou flexí, která trvá až do začátku jednooporové fáze. V této části krokového cyklu je na koleno kladeno největší zatížení. Ve fázi mezistoje přechází kolenní kloub do plné extenze, které dosahuje uprostřed konečného stoje. Velice krátké extenční postavení přechází na konci stojné fáze do flexe a začíná druhá flekční vlna, která rychle narůstá během předšvihů

a vrcholí ve švihové fázi. V polovině švihové fáze dochází k extenčnímu pohybu, který pokračuje až do plné extenze ve fázi konečného švihu (Perry & Burnfield, 2010).

Rotace kolenního kloubu je funkčně spojena s pohybem v hlezenním kloubu do vnitřní či vnější rotace. Dle Sutherlanda, Kaufmana a Miotzi (2006) to je v důsledku šikmého postavení Henkeho osy v subtalárním kloubu. Supinace nohy je spojena se zevní rotací v kolenním kloubu a pronace má vliv opačný. Při kontaktu s podložkou je noha v supinovaném postavení a středně rotačním postavení. V kolenním kloubu dochází k zevní rotaci. Při postupné zátěži ve stojné fázi přechází chodidlo do pronačního postavení (přizpůsobení se chodidla terénu), což je spjato s vnitřně rotačním postavením v kolenním kloubu. Maximálních hodnot rotace dosahuje kolenní kloub při zdvihu prstů kontralaterální nohy. V průběhu následující jednooporové fáze dochází k zevní rotaci, která vymizí s nadzvednutím paty od podložky. Následuje fáze, při které koleno rotuje do vnitřní rotace v důsledku přechodu do supinačního postavení. To trvá až do začátku švihové fáze. Rotační pohyb v kolenním kloubu lze vyzorovat i pomocí změny flexe a extenze. Při uzamčeném kolenním kloubu v extenzi je přítomna zevní rotace. V průběhu postupného zatěžování ve stojné fázi (flexe) dochází k vnitřní rotaci tibie a femuru. V terminálním stoju je kolenní kloub opět v extenzi a zevní rotaci. Stejný princip platí u švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010).

Názory na abdukci a addukci se liší dle autorů. Ciannini (1994) popisuje addukční postavení v průběhu mezistojce. Abdukce je největší v závěru švihové fáze. Rozdílný názor má Perry a Burnfield (2010), kteří popisují maximální abdukce při kontaktu paty. Abdukce je poté přítomná v průběhu postupného zatěžování ve stojné fázi. Během švihu se kolenní kloub vrací do neutrální pozice a s postupem této fáze dosahuje postupné addukce.

2.4.3 Hlezenní kloub

Tento složený distální kloub dolní končetiny je hlavním kloubem, který kontroluje pohyb v sagitální rovině. Pro uskutečnění chůze je důležité zajistit rozsah pohybu přibližně do 40° a na druhou stranu určitou míru rigidity kvůli přenosu dynamických sil při odrazu. Tento kloub nepodléhá velkým artrotickým změnám, ale

zpravidla můžeme objevit poranění ligamentozního aparátu na laterální straně (lig. colaterale laterale).

Při kontaktu paty se zemí se hlezenní kloub nachází v neutrálním postavení či mírné plantární flexi. Vektor reakčních sil podložky směřuje posteriorně za hlezenní kloub a vlivem působení těchto sil podložky dochází k postupné plantární flexi. Tento mechanismus pohybu se projeví jako tzv. první zhoupnutí. Ke druhému zhoupnutí dochází v průběhu jednooporové fáze, při které dochází k přenosu zátěže přes fixní chodidlo, které směřuje do dorsální flexe. Ta se zvětšuje během mezistojky a maxima dosahuje v průběhu konečného stoje. Toto kloubní nastavení trvá až do konce jednooporové fáze. Ke třetímu zhoupnutí dochází na konci stojné fáze. Hlezenní kloub se vrací zpět do plantární flexe a nastává přenos zátěže na druhostrannou končetinu. Maximální plantární flexe je dosaženo na konci stojné fáze. Po zvednutí palce od podložky dochází k opětovné dorsální flexi až do neutrální pozice, která je udržována po celou dobu švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010; Sutherland, Kaufman, & Miotto, 2006).

Konstituce subtarsálního kloubu umožňuje inverzní (vnitřně rotační) a everzní (zevně rotační) pohyb, a to díky šikmo probíhající ose pohybu. Tyto pohyby jsou důležité pro přenos sil v celé dolní končetině (viz. předchozí kapitola). Při kontaktu paty s podložkou je přítomno everzní postavení hlezna, které s postupujícím zatížením vrcholí na počátku středního stoje. V průběhu konečného stoje přechází hlezenní kloub do inverze. Maximální inverzní postavení nastává na začátku předšvihové fáze. Jakmile se chodidlo nadzvedne nad podložku, nastává everze a dorsální flexe. V přípravě na dopad paty se hlezenní kloub staví do inverze (Ciannini, 1994; Perry & Burnfield, 2010; Sutherland, Kaufman, & Miotto, 2006). Pro kinematiku nohy je důležité zaměřit se na předonoží, které vykonává pronačně supinační pohyb. Při dopadu je hlezenní kloub v lehké inverzi a předonoží v supinaci. To se mění po kontaktu celé plosky, při kterém se předonoží postupně nastavuje do pronační pozice. Se zvyšující se zátěží se opět vrací do supinovaného postavení, které v malém měřítku trvá po celou dobu švihové fáze (Whittle, 2007).

3 Dynamická analýza chůze

Ke kvantitativní a kvalitativní objektivizaci pohybu, je potřeba vycházet z platných fyzikálních zákonů. Lidské tělo je neustále se pohybující objekt (nelze ho uvést do absolutní statické polohy a ani se nepohybuje konstantě). Dynamická analýza pohybu zkoumá sílu a veličiny, které jsou od ní odvozené (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Pomocí dynamické analýzy lze hodnotit neefektivní práci pohybové soustavy. Příkladem lze uvést nevýhodné nastavení segmentu vytvářející *punctum fixum*, při kterém je potřeba vyvinout mnohem větší úsilí, tedy sílu. To vede k chronickému přetěžování a následnému zranění pohybového aparátu. Proto je potřeba důsledně pochopit existenci síly vyvolávající veškerý pohyb (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

V klinické praxi se dynamická analýza používá jako jedna ze základních diagnostických metod, která vede k objektivizaci pohybu, v tomto případě lidské chůze. Mimo to je tato metoda vhodná pro zkoumání různých volních a mimovolných (např. patologických) modifikací pohybu (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Pomocí těchto možností lze užít metodu v mnoha oborech. V případě rehabilitace je možné diagnostické vyšetření chůze u nejrůznějších patologických stavů. Dále lze monitorovat účinky prováděné terapie.

Základním vybavením, které využíváme k měření závislosti síly na čase, jsou silové, tenzometrické a piezoelektrické plošiny. Analýzou výsledků z těchto plošin lze zhodnotit výsledné působení reakční síly, kterou lze rozložit na tři vzájemně kolmé složky. **Silová plošina** je charakteristická tříosými snímači síly, které jsou umístěny v každém rohu plošiny. Využívá se pro zhodnocení posturální stability v dynamických a statických polohách. Mimo to jí lze využít k posouzení působící síly v oporové fázi chůze a k možnému hodnocení vygenerované síly při vertikálním výskoku. Silové plošiny jsou navrženy pro měření celkové síly, kterou působí chodilo na podložku, ale nedokáží rozlišit působení síly v určitých místech chodidla. Pro dosažení objektivního měření pohybu je možné zabudovat plošinu do podložky tak, aby byla ve stejné rovině, použít podobné konstrukční materiály a stejné barvy, jaké má podložka. Minimalizuje se nutnost očního kontaktu a podmínky se stávají přirozenými (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012; Whittle, 2007).

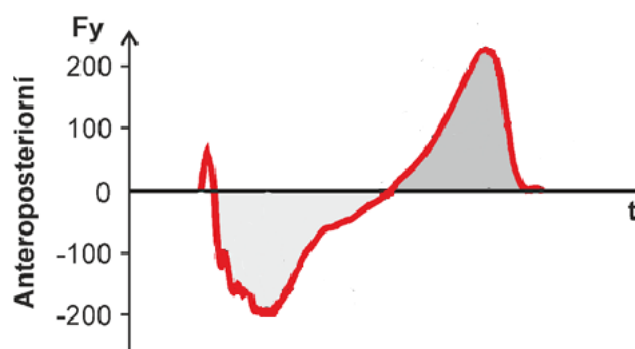
Piezoelektrické plošiny využívají aktivních snímačů, které se využívají hlavně pro snímání dynamických sil a vibrací. Piezoelektrické snímače nepotřebují externí zdroj napájení. Fungují na principu piezoelektrického jevu, jehož podstatou je deformace dielektrických látek. Tím dochází k polarizaci a ke vzniku náboje na povrchu destičky. Výhodou těchto čidel je jejich malý rozměr (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012; Kadlec, 2007). Díky kombinaci tří párů tenkých disků je umožněno snímat síly ve směru všech tří os. V takovém případě se jeden pár nastavuje na snímání deformit tlaku a zbylé dva páry pro smykové působení. Díky tomu jsou piezoelektrické plošiny vhodnější pro snímání většího rozsahu měřené síly s vyšší citlivostí (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Snímání síly pomocí **tenzometrických plošin** je založeno na principu snímání elektrického napětí, které vzniká mechanickou deformací materiálu. Snímač bývá rozdělen na 3 části. První z částí je těleso snímače, které převádí mechanické namáhání na deformaci materiálu. Nejčastěji se využívá hliník a nerezová ocel pro jejich vhodné vlastnosti materiálu (dobrá teplotní vodivost, minimální tepelná roztažnost, malá hystereze, odolnost vůči korozi, homogenní struktura). Závislost mezi silou působící na materiál a protažením materiálu určuje model elasticity. V celém rozsahu by měla být lineární, čehož se dosahuje pomocí užití různých tvarů tělesa snímače. Druhou částí je tenzometr. Ten se upevňuje na elastický materiál a měří jeho protažení vlivem působení síly. Při jeho protažení dochází k zmenšení jeho průřezu a k prodloužení, což má za následek zvýšení odporu, který snímá tenzometr. Tento princip umožňuje měření deformací ve směru podélné osy s vodičem. Díky využití více tenzometrů lze měřit sílu ve více osách. Změna odporu tenzometru je velice malá, a proto těžko měřitelná. Z tohoto důvodu se využívá Wheatstoneův můstek, který dokáže rozeznat změnu odporu jako velikost vstupního napětí. Dva napěťové děliče vytváří rozdíl vstupního napětí. To určuje výsledné napětí a tvoří můstek tenzometru. Tenzometr lze připevnit na povrch deformačního prvku a pomocí vytvořeného smykového napětí lze hodnotit velikost momentu sil (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

3.1 Silové parametry chůze

Aktivita svalů o určité síle, působí na podložku, prostřednictvím kontaktu plošky s podložkou. Tuto sílu lze hodnotit pomocí silových plošin. Z třetího Newtonova zákona vyplývá, že podložka působí na chodidlo stejnou silou, opačně orientovanou. Tuto sílu nazýváme reakční síla podložky (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015). Pomocí devíti parametrů lze vytvořit výsledný vektor reakční síly. V praxi se ovšem využívá pouze šest parametrů: tři pravoúhlé složky reakční síly (F_x , F_y , F_z), moment síly s ohledem k vertikální ose a dvě souřadnice počátku vektoru. Zbylémi parametry jsou další dva momenty síly a třetí souřadnice počátku síly vektoru (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012; Whittle, 2007).

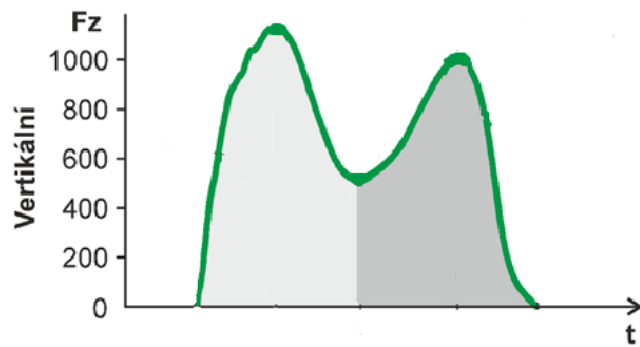
Anteroposteriorní složka (obr. 1) reakční síly je přítomna po celou dobu krokového cyklu. Tato složka nabývá záporných hodnot, protože působí posteriorně a zpomaluje pohyb těla – smyková síla. Poté, co dosáhne svého minima, se hodnota zvyšuje a přibližuje se k nulové hranici. Zhruba za půlkou stejné fáze se hodnoty vlivem zrychlení pohybu dostávají do kladných hodnot, které rychle poklesnou poté, co se chodidlo odrazí od podložky. Dle této složky lze stejnou fázi rozdělit na akcelerační a decelerační (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 1. Anteroposteriorní složka reakční síly podložky

Pro **vertikální složku (Obr. 2)** reakční síly je charakteristický dvouvrcholový tvar. Ve svých maximech dosahuje hodnot vyšších, než je tíhová síla působící na konkrétního jedince. Z počátku krokového cyklu dochází k rychlému přenesení zátěže na končetinu. Hodnota vertikální složky prudce stoupá a maxima dosahuje asi ve 25

% krokového cyklu. Poté následuje fáze plného kontaktu, při kterém je hodnota pod úrovní odpovídající tělesné hmotnosti člověka vlivem setrvačnosti. Při ukončení kontaktu paty s podložkou a přenesení hmotnosti na přední část chodidla (80 % krokového cyklu) dosahuje vertikální složka druhého maxima (Kirtley, 2006; Perry, 1992).



Obrázek 2. Vertikální složka reakční síly podložky

Mediolaterální složka je nejvíce variabilní při porovnání s ostatními složkami. Z počátku působí krátkou dobu v mediálním směru, ale po větší část stejné fáze má směr laterální (Perry & Burnfield, 2010).

4 Výzkumná část

4.1 Cíl práce

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv gonartrózy na stereotyp chůze se zaměřením na dynamickou analýzu.

Dílčí cíle

1. Provést dynamickou analýzu chůze u dospělých osob s gonartrózou druhého a třetího stupně (experimentální skupina) a u zdravých osob (kontrolní skupina).
2. Porovnat časové parametry během stejné fáze chůze u kontrolní a experimentální skupiny
3. Porovnat parametry reakční síly podložky během stejné fáze chůze u kontrolní a experimentální skupiny.
4. Porovnat hodnoty silových impulzů reakční síly podložky během stejné fáze chůze u kontrolní a experimentální skupiny.

4.2 Hypotézy

Hypotéza 01: Hodnoty časových parametrů ve stejné fázi chůze u osob s gonartrózou a zdravými jedinci se neliší.

Hypotéza 02: Hodnoty reakční síly podložky ve stejné fázi chůze u osob s gonartrózou a zdravými jedinci se neliší.

Hypotéza 03: Hodnoty silových impulzů reakční síly podložky ve stejné fázi chůze u osob s gonartrózou a zdravými jedinci se neliší.

5 Metodika

5.1 Charakteristika souboru

Do experimentální skupiny byli zařazeny osoby s lékařsky diagnostikovanou unilaterální gonartrózou středního stupně (stádium II-III dle Kellgrena-Lawrence). Kritériem pro nezařazení do studie byla nutnost použití pomůcek při chůzi a bilaterální gonartróza. V průběhu výzkumu neužívaly osoby při bolestech kolenního kloubu analgetika a nebyla jim aplikována analgetická injekce intraartikulárně. Do kontrolní skupiny byli zařazeni zdraví lidé stejné věkové skupiny jako sledovaný soubor, bez známek gonartrózy či jiného postižení dolních končetin. Všechny osoby byly informovány o účelu a průběhu měření a poskytli informovaný souhlas se zařazením do výzkumu. Tento výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Do výzkumu bylo zařazeno celkově 29 osob (19 žen a 10 mužů), které splnily všechny podmínky a úspěšně absolvovaly všechna měření. Experimentální skupina se skládala ze 7 mužů a z 9 žen, průměrný věk $57,25 \pm 8,5$ let, tělesná výška $177 \pm 9,1$ cm a hmotnost $95,9 \pm 16,7$ kg. Kontrolní skupina se skládala ze 3 mužů a 10 žen, průměrný věk $61 \pm 6,5$ let, tělesná výška $169 \pm 8,4$ cm a hmotnost $78,1 \pm 20,2$ kg.

5.2 Organizace výzkumu a metody měření

Výzkum probíhal v laboratoři chůze na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci ve spolupráci s Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. V laboratoři bylo v průběhu měření zajištěno tiché a klidné prostředí, s optimálními světelnými a tepelnými podmínkami. Dále byl zabezpečen dostatečně velký prostor pro zajištění plynulého provedení chůze.

Před měřením byly u každé osoby zaznamenány antropometrické a anamnestické údaje (jméno, datum narození, trvání a stádium OA, výskyt OA v rodině, jiná onemocnění, prodělaná zranění a operace, zaměstnání, sport, zájmy, obvody a délky dolních končetin, výška, hmotnost). Dále probandi podstoupili aspekční, kineziologické a palpační vyšetření. Každému měření předcházela slovní instruktáž probandů o provedení chůze a o průběhu měření. Poté proband provedl 6 měřených pokusů. Tyto pokusy byly provedeny bez obuvi a přirozenou rychlostí.

Během chůze nebyly poskytovány další instrukce, tak aby se dosáhlo co nejpřirozenějšího provedení vzhledem k délce kroku, rychlosti a kadenci chůze.

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

Parametry, které byly získané ze silových plošin byly dále zpracovány v programu Nexus 1.8.5 a Polygon 3.5.1 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Hranici stejné fáze tvořil dotyk dolní končetiny postižené gonartrózou s plošinou. Identifikace stejné fáze proběhlo na základně velikosti vertikální složky reakční síly podložky. Pro analýzu pohybu byly použity parametry základních složek reakční síly podložky, časové parametry a impulzy síly (obrázek 3).

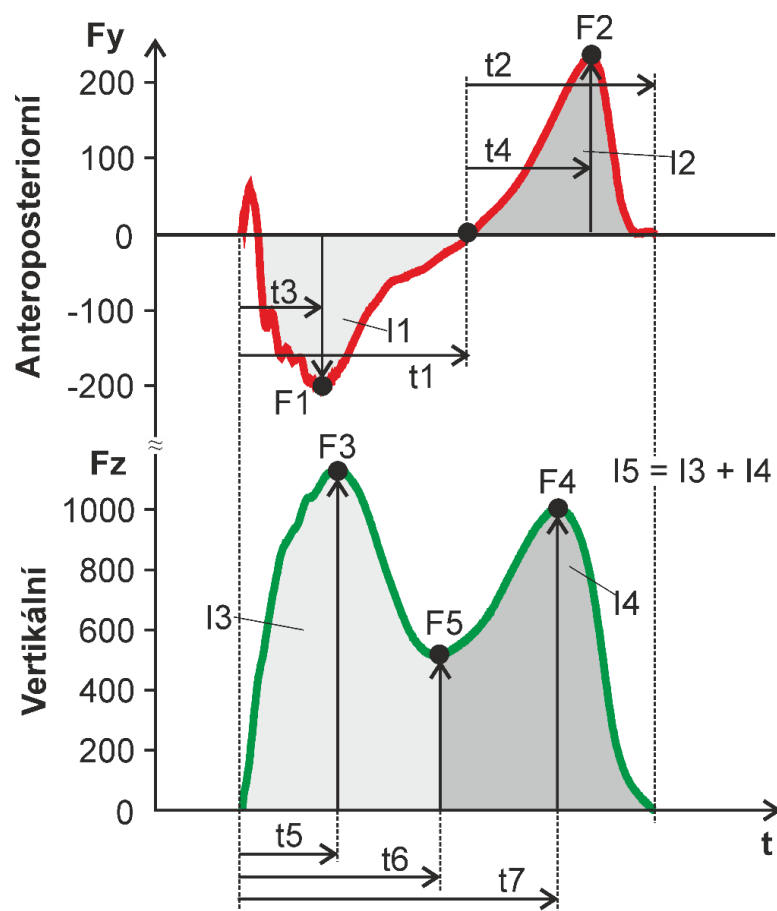
Velikost časových parametrů udáváme v procentech trvání stejné fáze krokového cyklu. Velikost silových parametrů udáváme v procentech velikosti tíhové síly měřených osob. A hodnoty silových impulzů jsou stanoveny vzhledem k silovým a časovým parametrům.

5.3 Statistické zpracování

Ke statistickému vyhodnocení numerických dat byl využit program Statistika (12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). 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 gonartrózou) a kontrolní skupiny. Pro porovnání nepostižené končetiny a postižené končetiny u experimentální končetiny byl použit párový t-test. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti

$\alpha = 0,05$. Věcná významnost rozdílů byla hodnocena použitím Cohena d ($d \geq 0,8$, velký efekt; $0,5 \leq d < 0,8$, střední efekt; $0,2 \leq d < 0,5$, malý efekt).



Obrázek 3: Měřené parametry základních složek reakční síly

Poznámka: **Anteroposteriorní složka síly:** F1 – maximální síla v brzdící fázi, F2 – maximální síla v akcelerační fázi, t1 – doba trvání brzdící fáze, t2 – doba trvání akcelerační fáze, t3 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi, t4 – doba od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi, I1 – silový impulz v brzdící fázi, I2 – silový impulz v akcelerační fázi. **Vertikální složka síly:** F3 – maximální síla v brzdící fázi, F4 – maximální síla v akcelerační fázi, F5 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji, t5 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi, t6 – čas dosažení minimální síly, t7 – čas dosažení maximální síly v akcelerační fázi, I3 – silový impulz v brzdící fázi, I4 – silový impulz v akcelerační fázi, I5 – celkový silový impulz.

6 Výsledky

Ve výsledcích porováváme rozdíly v časových a silových parametrech a v impulzech síly ve vertikální a anteroposteriorní složce reakční síly podložky. Mediolaterální složka reakční síly podložky nebyla do tohoto porovnání vzhledem k velké variabilitě parametrů zařazena.

6.1 Časové parametry

Základní statistické charakteristiky časových parametrů pro vertikální a anteroposteriorní složku reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1

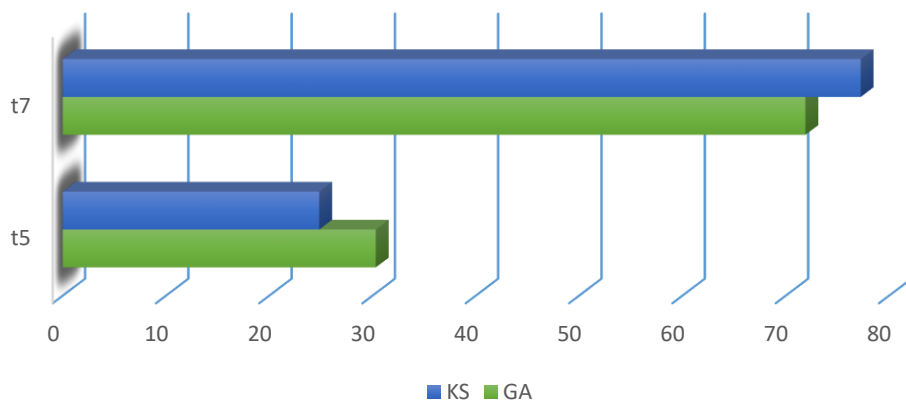
Časové parametry (% doby trvání stejné fáze) anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly

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

Poznámka: SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina; **Anterioposteriorní složka:** t1 – doba trvání brzdící fáze, t2 – doba trvání akcelerační fáze, t3 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi, t4 – doba od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi; **Vertikální složka:** t5 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi, t6 – čas dosažení minimální síly, t7 – čas dosažení maximální síly v akcelerační fázi.

Pro časové parametry anterioposteriorní složky nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly při porovnávání skupiny GA a KS.

Pro časové parametry vertikální složky reakční síly byl čas dosažení maximální síly v brzdící fázi (t5) u skupiny GA v porovnání s KS významně delší ($p = 0,014$; $d = 0,96$) (graf 1). Čas dosažení maximální síly v akcelerační fázi (t7) byl u skupiny GA v porovnání s KS významně kratší ($p < 0,001$; $d = 1,66$).



Graf 1: grafické porovnání časových parametrů vertikální složky reakční síly

Poznámka: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina t5 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi, t7 – čas dosažení maximální síly v akcelerační fázi.

Pro anteroposteriorní složku reakční síly hypotézu H01 zamítáme, pro vertikální složku reakční síly hypotézu H01 nelze zamítnout.

6.2 Silové parametry

Základní statistické charakteristiky silových parametrů pro vertikální a anteroposteriorní složku reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v tabulce 2.

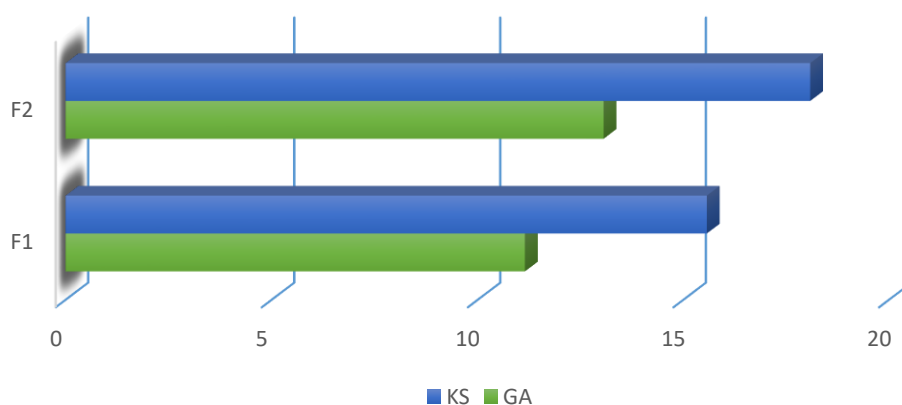
Tabulka 2

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

Parametr	GA		KS		p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
F1	11,1	4,00	15,6	3,18	0,004	1,18
F2	13,1	3,66	18,1	3,92	0,002	1,31
F3	103,5	7,20	108,4	7,16	0,081	0,66
F4	102,4	4,61	113,3	7,79	<0,001	1,73
F5	88,3	9,44	81,6	7,80	0,049	0,75

Poznámka: SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina; **Anteroposteriorní složka:** F1 – maximální síla v brzdící fázi, F2 – maximální síla v akcelerační fázi; **Vertikální složka:** F3 – maximální síla v brzdící fázi, F4 – maximální síla v akcelerační fázi, F5 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji.

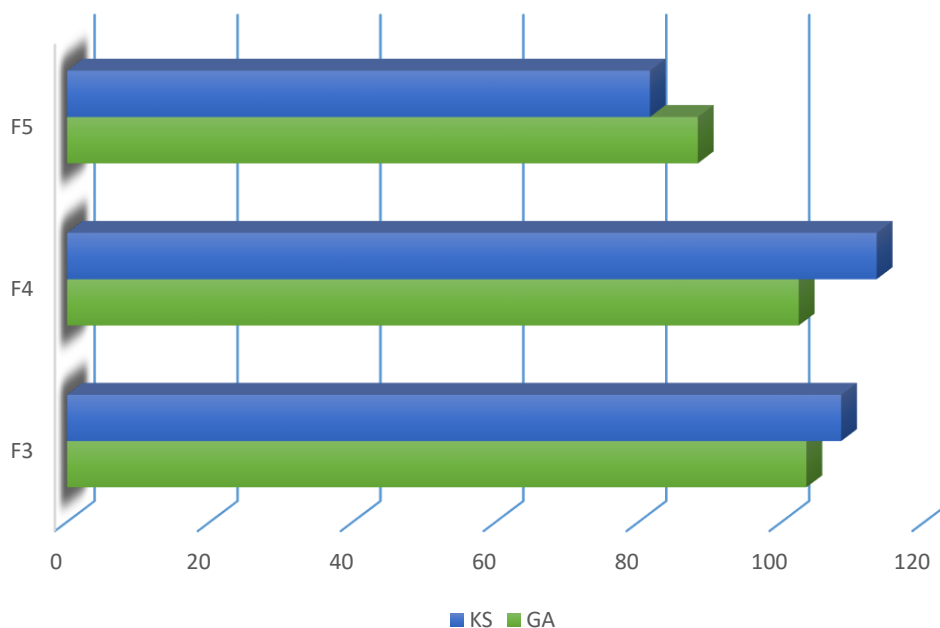
Pro silové parametry anterioposteriorní složky byla maximální síla v brzdící (F1) a akcelerační (F2) fázi u skupiny GA v porovnání s KS významně menší (F1: p = 0,004; d = 1,18; F2: p = 0,002; d = 1,31) (graf 2).



Graf 2: grafické porovnání silových parametrů anteroposteriorní složky reakční síly

Poznámka: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, F1 – maximální síla v brzdící fázi, F2 – maximální síla v akcelerační fázi

Pro silové parametry vertikální složky reakční síly podložky byla maximální síla v brzdící (F3) a akcelerační fázi (F4) u skupiny GA v porovnání s KS významně menší (F3: $p = 0,081$; $d = 0,66$; F4: $p < 0,001$; $d = 1,73$). Minimum síly v mezistoji a koncovém stojí (F5) bylo u skupiny GA v porovnání s KS významně větší ($p = 0,049$; $d = 0,75$) (graf 3).



Graf 3: grafické porovnání silových parametrů vertikální složky reakční síly

Poznámka: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, F3 – maximální síla v brzdící fázi, F4 – maximální síla v akcelerační fázi, F5 – minimum síly v mezistoji a koncovém stojí.

Pro anteroposteriorní a vertikální složku reakční síly hypotézu H02 zamítáme.

6.3 Hodnoty impulzů síly

Základní statistické charakteristiky impulzů síly pro vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky a porovnání měřených skupin jsou uvedeny v tabulce 3.

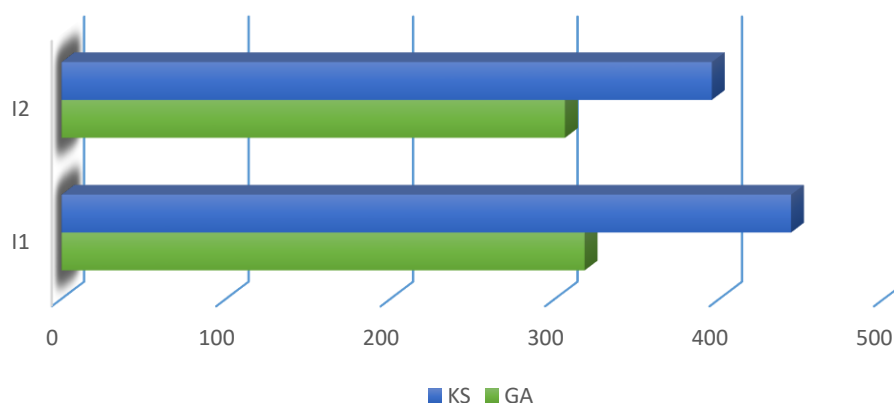
Tabulka 3

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

Parametr	GA		KS		p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
I1	318,0	85,08	443,5	82,08	0,001	1,47
I2	306,1	87,26	395,4	92,30	0,014	0,98
I3	3870,2	385,75	3992,5	289,29	0,353	0,35
I4	4099,9	608,27	4338,5	367,65	0,226	0,45
I5	7970,1	325,63	8331,1	282,77	0,004	1,15

Poznámka: SD – směrodatná odchylka, p – hodnota pravděpodobnosti, GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina; **Anteroposteriorní složka:** I1 – silový impulz v brzdící fázi, I2 – silový impulz v akcelerační fázi; **Vertikální složka:** I3 – silový impulz v brzdící fázi, I4 – silový impulz v akcelerační fázi, I5 – celkový silový impulz.

Pro hodnoty silových impulzů anterioposteriorní složky reakční síly podložky byl silový impulz v brzdící fázi (I1) a akcelerační fázi (I2) u skupiny GA v porovnání s KS významně menší (I1: $p < 0,001$; $d = 1,47$; I2: $p = 0,014$; $d = 0,98$) (graf 4).



Graf 4: grafické porovnání impulzů síly anteroposteriorní složky reakční síly

Poznámka: GA – osoby s gonartrózou, KS – kontrolní skupina, I1 – silový impulz v brzdící fázi, I2 – silový impulz v akcelerační fázi.

Pro hodnoty silových impulzů vertikální složky reakční síly podložky byl celkový silový impulz (I5) u skupiny GA v porovnání s KS významně menší ($p = 0,004$; $d = 1,15$).

Pro anteroposteriorní a vertikální složku reakční síly hypotézu H03 zamítáme.

Diskuze

Artróza kolenního kloubu je bolestivé a omezující onemocnění postihující převážně starší část populace. Multidisciplinární výzkumy naznačují, že osteoartrózu ovlivňuje komplexní interakce mezi biomechanickými, strukturálními a biologickými faktory v organismu člověka (Andriacchi, Favre, Erhart-Hledik, & Chu, 2015). U zdravých osob si jsou jednotlivé tkáně kloubů přizpůsobeny svými vlastnostmi (morfologie, biologie, biomechanika). To je podmíněno jak geneticky, tak životním stylem každého jednotlivce. Tato adaptace má omezenou kapacitu. Změna vlastností tkání v důsledku stárnutí, vysoké mechanické zátěže nebo poranění vede k narušení homeostázy systému kloubu, což může časem vyvrcholit např. OA kolenního kloubu v důsledku porušené integrity tkáně (Andriacchi & Favre, 2014).

Dle literárních pramenů je vysoká fyzická aktivita a dlouhodobě zaujímaná nevhodná pozice (např. klek, dřep) jedním z hlavních rizikových prvků pro vznik OA (Coggon, Croft, & Kellingray, 2000; Kujala, Kettunen, & Paananen, 1995). Odlišné studie s tímto tvrzením polemizují a naznačují, že intenzita fyzické aktivity není spojena s rizikem rozvoje OA obecně u celé populace, ale pouze u malých skupin osob (Barbour, Hootman, & Helmick, 2014; Felson, Niu, & Yang, 2013). Společně se však tyto studie shodují na podstatné roli biomechanických faktorů pro rozvoj OA.

Analýzou chůze u osob s gonartrózou se zabývá Al-Zahran a Bakhei (2002). Ti vytvořili experimentální skupinu (58 osob), kterou porovnávali se skupinou kontrolní (24 osob). Obě skupiny byly srovnatelné věkem, hmotností a výškou. Dle vizuální analogové škály byla průměrná hodnota bolesti kolenního kloubu u experimentální skupiny 7,05. Statisticky významný rozdíl byl nalezený v délce kroku, který byl kratší, a rychlosti chůze, která byla pomalejší v porovnání s kontrolní skupinou. Dále bylo u experimentální skupiny signifikantní prodloužení délky fáze postupného zatěžování ve stojné fázi.

Dynamickou a kinematickou analýzou chůze se zabýval Gök, Ergin a Yavuzer (2002). Ve své práci porovnávali skupinu osob s mediální gonartrózou (13 osob) se stejně velkou skupinou zdravých osob. Z dynamických parametrů autoři hodnotili maximální sílu v brzdící a akcelerační fázi a časové parametry vertikální složky

reakční síly podložky. Rozdíl v čase potřebném k dosažení maximální síly v akcelerační fázi nebyl u obou skupin statisticky významný. Na rozdíl od našeho výzkumu, kde jsme zaznamenali zkrácení průměrného času pro dosažení maximální síly v této fázi o 5,4 % u osob s gonartrózou. Autoři dále popisují významný pokles maximální síly v brzdící a akcelerační fázi. S těmito výsledky se shodují i výsledky našeho výzkumu, kde jsme zaznamenali pokles maximální síly v brzdící fázi o 4,9 % a pokles maximální síly v akcelerační fázi o 10,9 % tíhové síly měřených osob. Při porovnání zdravé dolní končetiny a končetiny s gonartrózou nedošlo k signifikantním rozdílům.

Chen a kol. (2003) porovnali dynamickou analýzu u 55 žen. Vytvořili dvě experimentální skupiny. První experimentální skupinou byly starší ženy průměrného věku 63 let, které netrpěly žádným onemocněním pohybového aparátu. Druhou experimentální skupinu tvořily ženy trpící bilaterální gonartrózou. Obě tyto skupiny byly porovávány navzájem a s kontrolní skupinou zdravých mladých žen. Z výsledků vyplývá, že kontrolní skupina dosahovala průměrně vyšších hodnot maximální síly v brzdící a akcelerační fázi a nižších hodnot minimální síly v mezistoji a koncovém stoji. Tyto výsledky odpovídají naší studii, kdy velikost minimální síly v mezistoji a koncovém stoji byla menší u kontrolní skupiny o 6,7 % tíhové síly měřených osob. S našim výzkumem jsou shodné i výsledky času pro dosažení maximální síly v brzdící fázi, který byl v porovnání s kontrolní skupinou delší o 5,5 % krokového cyklu.

Při srovnání dvou experimentálních skupin ve výzkumu Chen a kol. (2003) je patrné, že starší osoby se blíží dynamickými parametry spíše skupině s gonartrózou. Jediným parametrem, ve kterém se shoduje experimentální skupina starších žen s kontrolní skupinou, je čas dosažení maximální síly v brzdící fázi. Z těchto výsledků vyplývá, že velký vliv na kinetické změny chůze má věk. Favre, Erhart-Hledik a Andriacchi (2014) popisují, že kromě výše zmíněných dynamických změn, dochází u starších osob i ke změnám kinematických parametrů. Dle autorů mohou být tyto kinetické a kinematické změny jedním z faktorů v případě iniciace idiopatické gonartrózy. Bylo by také vhodné provést podobnou analýzu u dalších rizikových faktorů (např. obezita, traumatické poškození kloubu apod.) pro lepší porozumění vzniku gonartrózy.

V rámci diplomové práce jsme dále porovnávali dynamické parametry chůze v anteroposteriorní složce reakční síly podložky. V případě časových parametrů nedošlo k statisticky významným rozdílům mezi experimentální a kontrolní skupinou. Rozdílné výsledky lze nalézt v silových parametrech a impulzech síly. Minimální síla v brzdící fázi byla u osob s gonartrózou menší průměrně o 4,5 % tíhové síly měřených osob. Maximální síla v akcelerační fázi byla menší průměrně o 5 %. Z toho plyne i zmenšení silového impulsu v brzdící a akcelerační fázi u osob s gonartrózou. V důsledku nedostatečného množství publikací analyzujících dynamické parametry chůze v anteroposteriorní složce reakční síly nelze tyto parametry porovnat s dalšími výzkumy.

Výsledky naší práce mohou tvořit základ pro detailnější biomechanickou analýzu, která v sobě zahrnuje určení momentů sil v kolenním kloubu, které se v poslední době prezentují jako zásadní pro patogenezi gonartrózy. Jedním z takových parametrů je addukční moment v kolenním kloubu. Dle výzkumů má velikost addukčního momentu souvislost s rychlostí progresu OA v mediálním kompartmentu kloubu (Chehab, Favre, Erhart-Hledik, & Andriacchi, 2014; Miyazaki, Wada, & Kawahara, 2002). Z toho lze vyvodit, že v případě většího addukčního momentu kolene je působena větší zátěž na mediální kompartment kloubu, což by vysvětlovalo i desetkrát větší incidenci GA právě v této lokalizaci (Erhart et al, 2010). S addukčním momentem souvisí pozice těžiště těla, velikost reakční síly podložky, velikost úhlu addukce kolenního kloubu při chůzi a pozice působení síly (Schmitz & Noehren, 2014). Kromě rizika poškození intraartikulárních struktur se addukční moment váže k zvětšenému otvírání laterální štěrbiny, což může vést k poranění lig. collaterale laterale a kloubního pouzdra (Noyes, 2016). Dle výzkumu Favre a Jolles (2016) dochází ve fázi středního stoje k většímu addukčnímu momentu v kolenním kloubu v případě GA než u zdravého jedince (Thorp, Sumner, Wimmer, & Block, 2007). Na základě biomechanických znalostí lze vytvořit účinnou intervenci. Příkladem mohou být ortopedické ortézy kolenního kloubu, ortopedické vložky nebo techniky pro reedukaci chůze (Penny, Geere, & Smith, 2013; Moyer, Birmingham, & Bryant, 2015; Scanlan, Favre, & Andriacchi, 2013).

Limity práce

Jedním z limitů práce je absence škály hodnotící bolest a funkční omezení testovaných osob v průběhu měření. Bolest může ovlivnit charakter chůze, tedy i dynamické a kinematické parametry. Mimo to klinický stav pacienta s gonartrózou nemusí odpovídat škále Kellgrena a Lawrence, kterou jsme pro klasifikaci a výběr probandů použili. Kromě této hodnotící škály by proto bylo vhodné využít škálu hodnotící i klinický stav (např. WOMAC). Dále se nabízí rozšíření metodiky výzkumu o momenty sil kolenního kloubu a porovnání dolní končetiny s gonartrózou se zdravou končetinou stejné skupiny osob.

Závěr

V diplomové práci jsme posuzovali vliv monolaterální gonartrózy druhého a třetího stupně na chůzi. Pomocí dynamické analýzy stojné fáze jsme porovnali skupinu osob postižených gonartrózou a skupinu zdravých osob. K analýze jsme využili parametry anterioposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky.

Z výsledku výzkumu vyplývá, že osoby s gonartrózou měly v porovnání se zdravou populací odlišné časové i dynamické parametry ve vertikální složce reakční síly podložky. Skupina osob s gonartrózou zatěžovala méně postiženou dolní končetinu ve vertikálním směru na začátku i na konci krokového cyklu. Ve fázi mezistoje a koncového docházelo k menšímu odlehčení postižené dolní končetiny. Z časových parametrů vertikální složky reakční síly vyplývá, že došlo k prodloužení brzdné fáze, ale zároveň se zkrátil čas pro dosažení maximální síly v akcelerační fázi.

V anterioposteriorní složce reakční síly podložky bylo patrné u skupiny osob s gonartrózou menší zatížení postižené dolní končetiny na začátku a na konci krokového cyklu. Výsledky časových parametrů této složky neukázaly na statisticky významný rozdíl mezi zdravými osobami a osobami s gonartrózou.

Tato práce může tvořit základní strukturu pro hlubší a detailnější analýzu chůze, která může zahrnovat určení momentů sil, které mají dle posledních výzkumů podstatnou roli v patogenezi gonartrózy.

Tato práce může tvořit základní strukturu pro hlubší a detailnější analýzu chůze, která může zahrnovat určení momentů sil, které mají dle posledních výzkumů podstatnou roli v patogenezi gonartrózy.

Souhrn

V diplomové práci popisujeme dynamickou analýzu osob s gonartrózou druhého a třetího stupně a výsledky porovnááme se skupinou osob bez zdravotního postižení. Hlavním cílem práce je zhodnocení vlivu gonartrózy na zatížení dolních končetin při chůzi.

Artróza kolenního kloubu je bolestivé nezápálivé onemocnění, které postihuje převážně starší část populace. Vyznačuje se strukturálními změnami kloubu a subchondrální kosti, které vedou k sekundárním změnám okolních tkání a omezení rozsahu pohybu. Z patogenetického hlediska lze najít příčinu v biomechanických faktorech. Jejich narušením dochází k homeostatické nerovnováze tkání kloubu, což v některých případech může vést ke strukturálnímu poškození.

V teoretické části práce popisujeme základní principy vzniku osteoartrózy a její klasifikaci. Dále jsou uvedeny další sekundární změny kloubů a okolních tkání, které se mohou spolupodílet na výsledném klinickém obraze. Další kapitola definuje chůzi, mechanismy řízení a ontogenezi bipedální lokomoce. Součástí této kapitoly je rozdělení a klasifikace krokového cyklu a dále jsou popsány biomechanické faktory kloubů dolních končetin při chůzi. V poslední kapitole teoretické části jsou popsány možnosti dynamické analýzy chůze a základní dynamické složky, které jsme využívali ve výzkumné části diplomové práce. V praktické části prezentujeme cíle a výzkumné otázky, metodiku práce a výsledky výzkumu, které porovnááme s kontrolní skupinou zdravých osob.

Celkově bylo zařazeno do výzkumu 29 osob. Experimentální skupina se skládala z 16 osob a kontrolní skupina ze 13 osob. Výsledky výzkumu ukazují, že u osob s monolaterální gonartrózou druhého a třetího stupně dochází ke změnám základních dynamických parametrů ve vertikální a anteroposteriorní složce reakční síly podložky. Při porovnání experimentální a kontrolní skupiny byly zaznamenány statisticky významné odchylky v časových a silových parametrech a impulzech síly.

Summary

In the diploma thesis we describe a dynamic analysis of people with second and third degree gonarthrosis and we compare the results with a group of people without disabilities. The main goal of this work is to evaluate the effect of gonarthrosis on the lower limb load during walking.

Arthrosis of the knee joint is a painful, non-inflammatory disease that affects predominantly the older part of the population. It is characterized by structural changes in the joint and subchondral bone, leading to secondary changes in surrounding tissues and restriction of motion. From the pathogenic point of view, the cause of biomechanical factors can be found. Their disruption results in a homeostatic imbalance of the joint tissue, which in some cases can lead to structural damage.

In the theoretical part we describe the basic principles of osteoarthritis and its classification. Further secondary changes of joints and surrounding tissues that can co-exist in the resulting clinical picture are listed. Another chapter defines walking, steering mechanisms and ontogenesis of bipedal locomotion. Part of this chapter is the distribution and classification of the stepping cycle, and the biomechanical factors of the joints of the lower limbs during walking are described. The last chapter of the theoretical part describes the possibilities of dynamic walking analysis and basic dynamic components that we used in the research part of the diploma thesis. In the practical part we present goals and research questions, methodology of work and research results, which we compare with the control group of healthy people.

In total, 29 people were included in the research. The experimental group consisted of 16 people and a control group of 13 people. The results of the research show that the second and third degree monolateral gonarthrosis people change the basic dynamic parameters in the vertical and anteroposterior component of the reaction force of the pad. Comparing the experimental and control groups, statistically significant variations in time and force parameters and force impulses were noted.

Překlady s.r.o.
Roháčova 145/14, 13000 Praha 3
IČ: 29441218 DIČ: CZ 29441218
tel.: +420 603 440 905
www.prekkladyro.cz

Referenční seznam

- Adams, J. M., & Perry, J. (2006). Gait analysis: clinical decision making. In J. Rose, & J. G. Gamble, *Human walking* (3. vyd., stránky 165-183). Baltimor: Williams & Wilkins.
- Al - Zahran, K. S., & Bakhei, A. M. (2002). A study of the gait characteristic of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and rehabilitation*, stránky 275-80. doi: 10.1080/09638280110087098
- Andriacchi, T. P., & Favre, J. (2014). The nature of in vivo mechanical signals that influence cartilage health and progression to knee osteoarthritis. *Current Rheumatology Reports*, stránky 463. doi: 10.1007/s11926-014-0463-2
- Andriacchi, T. P., Favre, J., Erhart-Hledik, J. C., & Chu, C. R. (2015). A systems analysis of knee osteoarthritis reveals new insights into the pathogenesis of the disease. *Annals of Biomedical Engineering*, stránky 376-387. doi: 10.1007/s10439-014-1117-2
- Barbour, K. E., Hootman, J. M., & Helmick, C. G. (2014). Meeting physical activity guidelines and the risk of incident knee osteoarthritis: a population-based prospective cohort study. *Arthritis Care & Research*, stránky 139-46. doi: 10.1002/acr.22120
- Ciannini, S. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: OS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.
- Coggon, D., Croft, P., & Kellingray, S. (2000). Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatology*, stránky 1443-9. doi: 10.1002/1529-0131(200007)43:7<1443::AID-ANR5>3.0.CO;2-1
- Cunado, D., Nixon, M. S., & Carter, J. N. (1997). Using Gait as a Biometric, via Phase-Weighted. *Audio and Video-based Biometric Person Authentication* (stránky 93-102). Berlin: Springer-Verlag. doi: 10.1007/BFb0015984
- Dobkin, B. H. (1993). Neuroplasticity. Key to recovery after central nervous system injury. *Western Journal of Medicine*, 1599(1), stránky 56-60.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.

- Erhart, J. C. (2010). Changes in in vivo knee loading with a variable-stiffness intervention shoe correlate with changes in the knee adduction moment. *Journal of Orthopaedic Research*, stránky 1548-53. doi: 10.1002/jor.21183
- Favre, J., & Jolles, B. M. (2016). Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. *Efort Open Reviews*, stránky 368–74. doi: 10.1302/2058-5241.1.000051
- Favre, J., Erhart-Hledik, J. C., & Andriacchi, T. P. (2014). Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, stránky 464-71. doi: 10.1016/j.joca.2013.12.014
- Felson, D. T., Niu, J., & Yang, T. (2013). Physical activity, alignment and knee osteoarthritis: data from MOST and the OAI. *Osteoarthritis and artilage*, stránky 789-95. doi: 10.1016/j.joca.2013.03.001
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy* (1. vyd.). Oxford: Mac Keith Press.
- Gök, H., Ergin, S., & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, stránky 647-52. doi: 10.1080/000164702321039606
- Goldberg, S. H., Von Feldt, J. M., & Lonner, H. (2002). Pharmacologic therapy for osteoarthrosis. *The American journal od orthopedics*, 31(12), 673-80. doi: 10.1053/berh.2001.0175
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (1. vyd.). (M. Zemanová, & J. Vacek, Překl.) Praha: Triton.
- Chaloupka, R. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně.
- Chehab, E. F., Favre, J., Erhart-Hledik, J. C., & Andriacchi, T. P. (2014). Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, stránky 1833-9. doi: 10.1016/j.joca.2014.08.009

- Chen, C. P., Chen, M. J., Pei, Y.-C., Lew, H. L., Wong, P.-Y., & Tang, S. F. (2003). Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, stránky 307-12. doi: 10.1097/01.PHM.0000056987.33630.56
- Childress, D. S., & Gard, S. A. (2006). Commentary on the Six Determinant of Gait. V J. Rose, & J. G. Gamble, *Human walking* (3. vyd., stránky 19-21). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (2006). Human locomotion. V J. Rose, & G. Gamble J, *Human walking* (3. vyd., stránky 1-17). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Janda, V. (2004). *Svalové a funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kačinetzová, A. (2003). *Bolest kolenních kloubů I*. Praha: Triton.
- Kadlec, K. (Říjen 2007). *Snímače tlaku – principy, vlastnosti a použití*. Načteno z Sensor: <http://ap.urpi.fe.i.stuba.sk/sms/Cast02/Talkkatalog/au100723tlak3.pdf>
- Sutherland, D. H., Kaufman, S. D., & Mitoza, K. R. (2006). Kinematics of normal human walking. V J. Rose, & J. G. Gamble, *Human walking* (3. vyd., stránky 33-51). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Kermoian, R., Johanson, M. E., Butler, E. E., & Skinner, S. (2006). Development of gait. In J. Rosse, & J. G. Gamble, *Human walking* (3. vyd., stránky 119-130). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kienholz, E. (1994). *Revma*. (J. Cimala, Překl.) Praha: Victoria Publishing.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice* (2. vyd.). Edinburgh: Elsevier.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koudela, K. (2004). *Ortopedie* (Sv. 1). Praha: Karolinum.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyzologie* (2. vyd.). Praha: Karolinum.

- Králová, M., & Matějčková, V. (1985). *Rehabilitace u revmatických nemocí*. Praha: Avicenum .
- Kujala, U. M., Kettunen, J., & Paananen, H. (1995). Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters, and shooters. *Arthritis & Rheumatology*, stránky 539-46.
- Lawrence, R. C., Helmick, C. G., Arnet, F. C., Deyo, R., Felson, D., Giannini, E. H., . . . Wolfe, F. (Květen 1998). Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum*(41), stránky 778-99. doi: 10.1002/1529-0131(199805)41:5<778::AID-ART4>3.0.CO;2-V
- Miyazaki, T., Wada, M., & Kawahara, H. (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, stránky 617-22. doi: 10.1136/ard.61.7.617
- Moyer, R. F., Birmingham, T. B., & Bryant, D. M. (2015). Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*, stránky 178-88. doi: 10.1016/j.joca.2014.11.018
- Muir, G. D., & Steeves, J. D. (Únor 1997). Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery of spinal cord injury. *Trends in neurosciences*, 20(2), stránky 72 - 7.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Noyes, F. R. (2016). *Noyes Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes* (2. vyd.). Philadelphia: Elsevier Health Sciences.
- Pavelka, K., Bečvář, R., Dejmková, H., Dostál, C., Hrba, J., Štolfa, J., . . . Veselá, M., Vavřík, P. (2002). *Revmatologie - Vnitřní lékařství* (Sv. 7.). Praha: Galén, Karolinum.

- Pavelka, K., Adam, M., & Olejárová, M. (2003). Osteoartróza. In K. Pavelka, J. Rovenský, *Klinická revmatologie* (stránky 391–414). Praha: Galén.
- Penny, P., Geere, J., & Smith, T. O. (2013). A systematic review investigating the efficacy of laterally wedged insoles for medial knee osteoarthritis. *Rheumatology International*, stránky 2529-38. doi: 10.1007/s00296-013-2760-x
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2. vyd.). New Jersey: Slack Incorporated.
- Peters, A., & Vojta, V. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada.
- Saunders, M., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 35(3), stránky 543-58.
- Scanlan, S. F., Favre, J., & Andriacchi, T. P. (2013). The relationship between peak knee extension at heel-strike of walking and the location of thickest femoral cartilage in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *Journal of Biomechanics*, stránky 849-54. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.12.026
- Shumway-Cook, A., & Woolacott, M. H. (2001). *Motor control: theory and practical applications* (2. vyd.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmitz, A., & Noehren, B. (2014). What predicts the first peak of the knee adduction moment? *The Knee*, stránky 1077-83. doi: 10.1016/j.knee.2014.07.016
- Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Solomon, L. (1997). Clinical features of osteoarthrosis. In W. N. Kelley, E. D. Harris, *Textbook of rheumatology*. Philadelphia: Sanders Company.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Thorp, L. E., Sumner, D. R., Wimmer, M. A., & Block, J. A. (2007). Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatology*, stránky 1254-60. doi: 0.1002/art.22991

- Trew, M. (1997). *Human movement. An introductory text* (3. vyd.). New York: Churchill Livingstone.
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. (2. vyd.). Praha: Avicenum.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6(3), stránky 84-5.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, stránky 94-102.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait* (2. vyd.). Cape Town: Kiboho Publishers.
- Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Editor), *5th International Conference movement and Health – Proceedings* (stránky 535-545). Opole: Opole University of Technology.
- Vaverka, F., & Janura, M. (1994). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Whittle, M. (2007). *An Introduction to Gait Analysis*. Oxford: Butterworth-Heinemann.