

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**DYNAMICKÁ ANALÝZA CHŮZOVÉHO CYKLU ŽEN V PERIOVULAČNÍ  
A MENSTRUAČNÍ FÁZI MENSTRUAČNÍHO CYKLU**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Michaela Murlová

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2023

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Michaela Murlová

**Název diplomové práce:** Dynamická analýza chůzového cyklu žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedoucí diplomové práce:** doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2023

**Abstrakt:** Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv různých fází menstruačního cyklu na provedení chůze u žen. Hodnocenými parametry byly momenty sil v kloubech dolních končetin. Výzkumu se zúčastnilo 18 žen, ve věku od 20 do 27 let, které mají pravidelné a bezbolestné menstruační cykly. Teoretická část práce obsahuje poznatky o průběhu menstruačního cyklu a hormonech, které jej ovlivňují. Dále je v teoretické části popsán chůzový cyklus a jeho řízení. Poslední část tvoří teoretický popis metod biomechanické analýzy chůze. Před samotným měřením byl proveden odběr anamnézy probandek pro detekci vylučovacích kritérií a proběhla instruktáž ohledně celého výzkumu. V rámci měření probandky absolvovaly deset pokusů přirozené chůze ve vyznačeném prostoru. Pro získání dynamických parametrů byly využity dvě piezoelektrické plošiny Kistler. Měření probíhalo v menstruační fázi cyklu a v periovulační fázi cyklu, kterou probandky rozpoznaly pomocí LH testovacích proužků. Hodnoceny byly rozdíly v momentech sil hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu. Statisticky významné změny momentů sil v kloubech mezi jednotlivými měřeními byly detekovány zejména v kolenním a kyčelním kloubu.

**Klíčová slova:** menstruační cyklus, analýza chůze, moment síly

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographical identification**

**Author's first name and surname:** Bc. Michaela Murlová

**Title of the master thesis:** Dynamic analysis of the gait cycle of women in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

**Supervisor:** doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**The year of presentation:** 2023

**Abstract:** The aim of this thesis was to assess the effect of different phases of the menstrual cycle on gait performance in women. The parameters evaluated were the moments of forces in the joints of the lower limbs. Eighteen women, aged between 20 and 27 years, with regular and pain-free menstrual cycles participated in the study. The theoretical part of the thesis contains knowledge about the course of the menstrual cycle and hormones that affect it. Furthermore, the theoretical part describes the gait cycle and its management. The last part is a theoretical description of methods of biomechanical analysis of gait. Before the actual measurements, the probands' medical history was taken to detect exclusion criteria and a briefing on the whole research was given. As part of the measurements, probands completed ten natural gait trials in a marked area. Two Kistler piezoelectric platforms were used to obtain dynamic parameters. Measurements were taken during the menstrual phase of the cycle and the periovulatory phase of the cycle, which probands recognized using LH test strips. Differences in the moments of the forces of the ankle, knee and hip joints were evaluated. Statistically significant changes in joint moments of force between measurements were detected especially in the knee and hip joints.

**Key words:** menstrual cycle, gait analysis, moment of force

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci 30. 4. 2023

.....

Děkuji doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., za odborné vedení mé diplomové práce, za veškerý čas, vstřícnost a cenné rady, kterých se mi během psaní práce dostalo. Dále děkuji MUDr. Světlaně Hrachovinové, že jsem měla možnost účastnit se celého výzkumného projektu a kolegyním z výzkumného týmu za spolupráci. V neposlední řadě děkuji své rodině a partnerovi za podporu při magisterském studiu a psaní této práce.

## OBSAH

1	ÚVOD .....	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ .....	9
2.1	Menstruační cyklus .....	9
2.1.1	Fyziologie menstruačního cyklu .....	9
2.1.2	Hormony menstruačního cyklu .....	10
2.1.3	Ovariální cyklus.....	11
2.1.4	Děložní endometriální cyklus.....	13
2.2	Chůze .....	14
2.2.1	Ontogeneze bipedální lokomoce .....	14
2.2.2	Mechanismy řízení chůze .....	16
2.2.3	Chůzový cyklus .....	18
2.2.3.1	Fáze chůzového cyklu .....	21
2.3	Analýza chůze .....	30
2.3.1	Kinematická analýza .....	30
2.3.2	Dynamická analýza .....	31
2.3.3	Silové parametry chůze .....	33
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	38
3.1	Cíl diplomové práce.....	38
3.2	Hypotézy .....	38
4	METODIKA .....	39
4.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	39
4.2	Organizace sběru dat.....	39
4.2.1	Příprava na měření.....	39
4.2.2	Průběh vlastního měření.....	40
4.3	Analýza dat .....	43
4.3.1	Zpracování dat.....	43
4.3.2	Statistické vyhodnocení dat.....	43
5	VÝSLEDKY .....	44

5.1 Výsledky k hypotéze H1 .....	44
5.2 Výsledky k hypotéze H2.....	46
5.3 Výsledky k hypotéze H3 .....	49
6 DISKUZE.....	53
7 ZÁVĚRY .....	60
8 SOUHRN.....	61
9 SUMMARY.....	62
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
11 PŘÍLOHY .....	71

# 1 ÚVOD

Menstruační cyklus (MC) je součástí života každé ženy. V jeho průběhu dochází v ženském organismu k pravidelným změnám na fyzické, psychické, emoční i duševní úrovni. V rámci sportu jsou v průběhu MC popsány změny výkonnosti a v jednotlivých fázích můžeme sledovat odlišnou tendenci ke vzniku zranění (McNulty et al., 2020). Ačkoliv se mu v rámci výzkumné činnosti dostává čím dál více pozornosti, je v laické i odborné veřejnosti stále často považován za tabu a jeho působení na ženské tělo je přehlíženo.

V širším slova smyslu je termín MC používán pro pravidelně se opakující změny celého organismu, v užším slova smyslu bývá používán pro cyklické změny endometria a ovárií (Rob, Martan, & Ventruba, 2019). V praxi se za počátek MC považuje první den menstruačního krvácení. Za normálních okolností by měla být menstruace nebolestivá a krev nesrážlivá.

Poruchy MC, nejčastěji nadměrná bolestivost, jsou v dnešní populaci žen velmi časté a vliv na to může mít snížená pohybová aktivita, či sedavý způsob života. Výzkumy se shodují, že ženy s poruchami MC mají horší studijní, pracovní i sportovní výsledky, než ženy s pravidelnými cykly bez obtíží (Tu & Hellman, 2021). Aby mohlo být zjištěno, jak poruchy MC ovlivňují pohybový projev žen, je důležité nejdříve stanovit, zdali pohybový projev neovlivňují jednotlivé fáze MC i bez patologií. Tomuto tématu se věnuje i tato diplomová práce. Cílem práce je zjistit vliv různých fází MC na provedení chůze u mladých zdravých žen. V rámci této studie byla provedena měření v menstruační a periovulační fázi cyklu, tj. ve fázích s nejnižší, resp. nejvyšší hladinou estrogenu. Změny v rámci MC na pohybovém aparátu byly již dříve zkoumány a jsou prokázány změny chůzového cyklu v průběhu MC na úrovni kolenního či hlezenního kloubu (Yamazaki et al., 2021; Yim, Petrofsky, & Lee, 2018). Analýza komplexního pohybu, jakým je však například samotná chůze, zatím nebyla hlouběji zkoumána. Jestliže se získají základní data, jak fyziologický MC ovlivňuje pohyb žen, mohou být poznatky uplatněny ve sportovní oblasti k optimalizaci tréninku žen. Zároveň mohou být tato data porovnána s daty, jak patologický MC ovlivňuje pohyb žen a znalost pohybových odchylek může být následně využita v rámci rehabilitační terapie těchto žen.



## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Menstruační cyklus

Pro reprodukční systém ženy jsou charakteristické cyklické změny související s dozráváním, uvolněním oocyty a přípravou na těhotenství. V širším slova smyslu je termín menstruační cyklus používán pro pravidelně se opakující změny celého organismu, v užším slova smyslu bývá používán pro cyklické změny endometria a ovárií (Rob, Martan, & Ventruba, 2019). Menstruační cyklus zpravidla trvá od prvního dne krvácení do prvního dne následujícího krvácení. Krvácení přichází v intervalu  $28 \pm 7$  dní a trvající  $4 \pm 2$  dny, se ztrátou krve v rozmezí 20-60 ml. Užití odborného výrazu menstruace je vázáno na ovulační cyklus. Pokud k ovulaci nedochází, hovoříme o pseudomenstruaci (Pilka et al., 2022). První menstruační cyklus probíhá zhruba ve 13 letech, avšak během prvních dvou let probíhá zpravidla anovulačně (Carlson & Shaw, 2019). Dále pokračuje nepřerušeno až do menopauzy, která přichází okolo 45 roku života, pokud není narušen těhotenstvím, užíváním hormonální antikoncepce, nebo žena netrpí menstruační či ovulační dysfunkcí (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021).

#### 2.1.1 Fyziologie menstruačního cyklu

Menstruační cyklus můžeme rozdělit do dvou základních fází. Pokud vztáhneme dělení na cyklické změny na ovariu, lze MC dělit na preovulační folikulární fázi a poovulační luteální fázi. Na úrovni endometria s nimi koresponduje proliferační a sekreční fáze. Vše je řízeno komplexní souhrou hormonů na hypotalamo-hypofyzárně-gonádní ose. Hypotalamus uvolňuje pulzativně gonadoliberin (gonadotropin releasing hormon, GnRH), díky němuž vykazují hypofyzární a ovariální hormony vzájemnou kontrolu svých cirkulujících hladin. Složité interakce mezi hypofyzárními a ovariálními hormony zahrnují přímou kontrolu, mechanismy pozitivní a negativní zpětné vazby a slouží k udržení měsíčního endokrinního cyklu (Pilka et al., 2022). Stěžejními hormony, které ovlivňují menstruační cyklus, jsou tedy gonadoliberin (GnRH), folikulostimulační hormon (FSH), luteinizační hormon (LH), estrogeny a progesteron. GnRH je uvolňován z hypotalamu a stimuluje uvolnění FSH a LH z hypofýzy, a ty pak stimuluji uvolnění estrogenů a progesteronu na úrovni ovaria (Farage, Neill, & MacLean, 2009).

## 2.1.2 Hormony menstruačního cyklu

**Gonadoliberin** (GnRH) je během menstruačního cyklu uvolňován z hypothalamu pulzativním způsobem. Frekvence a amplituda sekrečních pulzů do krve závisí na fázi ovariálního cyklu (Pilka et al., 2022). Sekreci GnRH ovlivňuje řada látek produkovaných v různých strukturách centrálního nervového systému, důležitý je dopaminergní systém. Zásadním faktorem řízení sekrece GnRH je neuropeptid kisspeptin, který je produkován v různých strukturách hypothalamu. Tento systém zpracovává informace o celkovém stavu organismu ženy včetně energetických zásob, stresu a hormonálních hladin (Rob et al. 2019). Významnou regulační úlohu mají také endogenní opioidy (endorfiny, enkefaliny a dynorfiny), které přenášejí informaci o hladině estrogenů a progesteronu na neurony produkující GnRH. GnRH indikuje uvolňování FSH a LH v hypofýze, přičemž LH je na změny hladin GnRH mnohem citlivější (Pilka et al., 2022).

**Folikulostimulační hormon** (FSH) je vylučován předním lalokem hypofýzy (adenohypofýzou) a je také uvolňován pulzativně. FSH stimuluje růst a vývoj folikulů až do antrálního stádia. Sekrece FSH je nejvyšší a nejdůležitější během prvního týdne folikulární fáze a působí negativní zpětnou vazbou na sekreci GnRH. FSH také indukuje tvorbu estrogenů a progesteronu v buňkách granulózy (folikulární somatické buňky obklopující oocyt) (Pilka et al., 2022).

**Luteinizační hormon** (LH) je také pulzativně vylučován předním lalokem hypofýzy. Je potřebný jak pro růst předovulačních folikulů, tak pro ovulaci dominantního folikulu i jeho následnou luteinizaci (Pilka et al., 2022). LH působí především na tékální buňky (stromální buňky tvořící pouzdro folikulu), ve kterých stimuluje tvorbu androgenů, jež jsou hlavním substrátem pro produkci estrogenů. Tato úzká a specifická souhra tékálních a granulózových buněk se nazývá teorie dvou gonadotropinů a dvou buněk (*two-cell-two-gonadotropin theory*). LH má důležitou úlohu pro maturaci oocytu v dominantním folikulu a ovulaci. Impulsem je prudký, krátkodobý a několikanásobný vzestup jeho koncentrace - tzv. LH peak. Podílí se na něm pozitivní zpětná vazba zvyšující se koncentrace estradiolu i progesteronu (Rob et al., 2019).

**Estrogeny** se vytvářejí na úrovni ovaria a jsou základní podmínkou pro vývoj a dozrání Graafova folikulu. Hladiny estrogenů jsou nejvyšší na konci folikulární fáze a jejich vrchol přímo předchází ovulaci. Estradiol, nejúčinnější a nejhojnější estrogen,

vzniká převážně v buňkách théky, ale částečně i v buňkách granulózy. Působení estradiolu zahrnuje indukci receptorů pro FSH a LH v buňkách granulózy, proliferaci a sekreci buněk théky a proliferaci žlázek v endometriu. Při nízkých hladinách estrogenu vykazují negativní zpětnou vazbu na sekreci LH a FSH, ale při vysokých hladinách, těsně před ovulací, dochází k překlopení negativní zpětné vazby na pozitivní (Pilka et al., 2022).

**Progestiny** (gestageny) jsou vylučovány na úrovni ovaria především luteinizovanými folikuly. Hladiny progestinů se mírně zvyšují těsně před ovulací a dosahují vrcholu pět až sedm dní po ovulaci. Cirkulující formy progestinů jsou progesteron a 17 $\alpha$ -hydroxyprogesteron. Tyto hormony stimulují uvolnění proteolytických enzymů z buněk théky, které nakonec připraví ovulaci. Progestiny dále vyvolávají migraci kapilár do stěny folikulu. Během luteální fáze progestiny indukují sekreční přeměnu endometria, která se projeví prosáknutím a zvýšenou sekrecí endometriálních žlázek (Pilka et al., 2022).

### 2.1.3 Ovariální cyklus

Ovariální cyklus je reprezentován řadou změn ve vaječniku během menstruačního cyklu. Dochází během něj k růstu folikulů v kůře vaječníků, ovulaci a produkci hormonů důležitých pro zahájení embrya a vývoj těhotenství. Nastupuje v období adolescence po menarche v závislosti na dozrání a aktivitě řídicích center v hypothalamu. Ovariální cyklus je za fyziologických podmínek pravidelný v období pohlavní zralosti. V klimakteriu se mohou objevovat časté nepravidelnosti a po menopauze ustává. Rozlišujeme folikulární fázi, ovulaci a následnou luteální fázi (Rob et al., 2019). V zahraniční literatuře se často tyto fáze ještě dále rozdělují na brzkou folikulární, pozdní folikulární, ovulační, brzkou luteální, střední luteální a pozdní luteální fázi (Farage et al., 2009; McNulty et al., 2020).

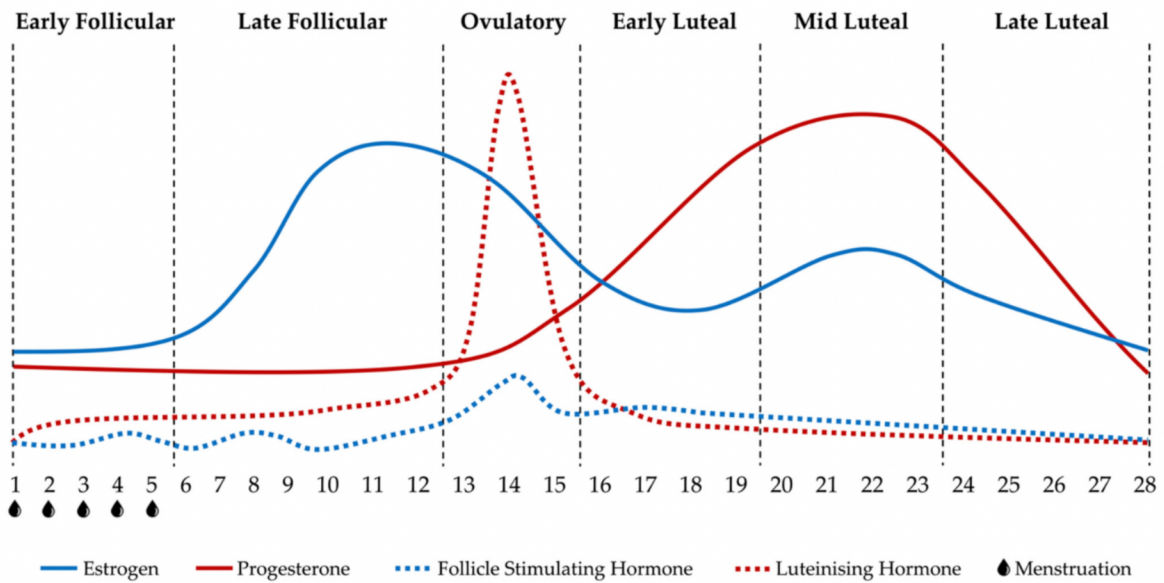
**Folikulární fáze** začíná prvním dnem menstruace a končí ovulací. Jejím cílem je vývoj folikulů, které by byly schopné ovulace. Vývoj folikulů závisí na hladině FSH, která na začátku této fáze vzroste. To je dáno poklesem hladin progesteronu a estrogenu na konci předchozího cyklu a následným vymizením inhibice FSH těmito ovariálními hormony. Každý měsíc je stimulován vývoj 15-20 folikulů (Pilka et al., 2022). Za normálních okolností dojde k vytvoření pouze jednoho dominantního folikulu určeného k ovulaci, tzv.

Graafova folikulu (Ganong, 2005). Zbývající folikuly podlehnou atrezii. Čím více Graafův folikul dozrává, vylučuje zvýšené množství estrogenů. Hladiny estrogenů vytvářejí vrchol ke konci folikulární fáze menstruačního cyklu a působí v tomto kritickém momentu pozitivní zpětnou vazbou na LH a vyvolají jeho dramatické vyplavení (LH peak) (Pilka et al., 2022). Carmichael et al. (2021) uvádějí, že vzrůst hladiny estrogenu nejprve zvýší sekreci GnRH, který až následně zvýší sekreci LH.

Dále dochází v ovariálním cyklu k **ovulaci**. Podmínkou ovulace je zmíněné vyplavení LH. Průměrná doba trvání maximálních hladin LH je 48 hodin a k ovulaci dochází za 36 až 40 hodin od jejich nástupu. Vyplavení LH také indikuje uvolnění proteolytických enzymů, které odbourávají buňky na stěně folikulu, což způsobuje jeho prasknutí. Obsah folikulu - oocyt, je vyplaven do peritoneální dutiny, kde přilne k ovariu. Svalové kontrakce vejcovodu ho přivádějí do kontaktu s výstelkou a tím začíná migrace oocytu vejcovodem (Pilka et al., 2022).

Během **luteální fáze** se přeměňuje zbytková část folikulu, která zůstala v ovariu, na corpus luteum - žluté tělísko. Stálé vyplavování LH způsobí, že buňky žlutého tělíska začnou produkovat progesteron, vzniknou nové LH receptory. Zároveň se těmito změnami sníží afinita buněk na estrogenu a FSH. Sekrece progesteronu je ve žlutém tělísku nejvyšší mezi 5. a 7. dnem po ovulaci. Vysoké hladiny progesteronu způsobí negativní zpětnou vazbu na GnRH. S poklesem sekrece GnRH klesá také sekrece FSH a LH. Žluté tělísko ztrácí receptory pro tyto hormony. Bez stimulace FSH a LH dochází po 14 dnech k atrezii žlutého tělíska a začíná jeho přeměna na corpus albicans - bílé tělísko. V důsledku poklesu hladin estrogenů a progesteronu mizí důležitá negativní zpětnovazební kontrola FSH a hladiny FSH znovu stoupají, aby zahájily příští menstruační cyklus (Pilka et al., 2022). Tento moment se v literatuře popisuje jako *FSH window* (FSH okno) a je zodpovědný za výběr dominantního folikulu (Messinis, Messini, & Dafopoulos, 2014).

Přibližné načasování každé fáze MC může být značně variabilní. Tato variabilita je důvodem, proč se k přesné identifikaci MC používají různá specifická měření, jako jsou močové testy LH, nebo měření sérového estrogenu a progesteronu (Carmichael et al., 2021).



Obrázek 1. Průběh hladiny hormonů v průběhu MC (Carmichael et al., 2021).

#### 2.1.4 Děložní endometriální cyklus

Cyklické změny na endometriu jsou přípravou na implantaci embrya. Pokud k ní nedojde, je vyvolána menstruace. Endometrium můžeme rozdělit do dvou částí - pars basalis a pars functionalis. Pars functionalis podléhá změnám během menstruačního cyklu a odloučí se během menstruace. Pars basalis naopak naléhá těsně na myometriu a během cyklu se nemění. Každý měsíc se z ní regeneruje pars functionalis. Děložní endometriální cyklus může být rozdělen do tří fází: proliferační, sekreční a menstruační (Pilka et al., 2022).

**Proliferační fáze** trvá od konce menstruace do ovulace a koresponduje s folikulární fází na ovariu. V době, kdy v této fázi dosahuje hladina LH svého vrcholu, vyrůstá endometrium do výšky 12 mm, z původních 1-2 mm (Pilka et al., 2022). Během růstu endometria dochází k proliferaci žlázek, stromatu a cév ( Roztočil et al., 2011).

**Sekreční fáze** začíná při ovulaci a trvá do menstruační fáze příštího cyklu. Koresponduje s luteální fází na ovariu. Na začátku sekreční fáze progesteron podporuje tvorbu a sekreci glykogenu, hlenu a dalších látek na endometriálních žlázkách. Pokud nedojde k oplodnění, hladiny progesteronu klesají a endometriální žlázy začínají kolabovat. Následkem poklesu hladiny estrogenů a progesteronu dochází k rozpadání endometria. Ve 25.-26. dni menstruačního cyklu dochází k vazokonstrikci spirálních artérií a následná ischemizace vede k uvolnění proteolytických enzymů, které dále urychlují

tkáňovou destrukci. K vypuzování destruované sliznice dochází díky kontrakcím myometria, k čemuž přispívají prostaglandiny přítomné v endometriu. Ischemie v kombinaci s kontrakcemi myometria mohou být zodpovědné za časně menstruační křeče (Pilka et al., 2022).

Dále následuje **menstruační fáze**. Za normální menstruaci je považováno fyziologické zhroucení, uvolnění a odloučení endometria s krvácením. Menstruační fáze začíná, když ischemie vyvolá atrofii spirálních arterií, a ty začnou vyplavovat krev do dělohy a zhroucené endometrium se začne odlučovat. Během této doby je pars functionalis zcela odloučena. Princip, jakým je extracelulární matrix (ECM) v endometriu degradována je z větší části neznámý, ale z výsledků řady prací vyplývá spojitost mezi menstruací a vylučováním proteolytických enzymů v endometriu. Menstruace by z tohoto pohledu nebyla pouze pasivním (důsledek ischemie), ale současně aktivním dějem (degradace ECM aktivovanými proteolytickými enzymy). Menstruační krev je složena z arteriální i venózní krve, zbytky stromatu a žlázek endometria, leukocyty a erytrocyty (Pilka et al., 2022).

## 2.2 Chůze

### 2.2.1 Ontogeneze bipedální lokomoce

Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje a úzce souvisí s vývojem postury, která je základem všech cílených pohybů. Ontogenezi lidské motoriky je také možno celkově chápat jako získávání schopnosti najít těžiště a udržet ho, a nebo jej cíleně měnit v závislosti na poloze v prostoru. Toho je možné dosáhnout změnou tuhosti spojení segmentů řízenou svalovou aktivitou a využitím vlivu zevních sil. Centrální nervový systém (CNS) řídí polohu těžiště prostřednictvím koordinované aktivity svalů (Vařeka & Dvořák, 1999; Vařeka & Vařeková, 2009).

V současné době je v kineziologii stále kladen důraz na neurofyzilogii. Ve skutečnosti, ačkoliv je CNS rozhodující pro řízení motoriky, výsledné pohyby jsou determinovány biomechanickými principy. Na základě těchto poznatků se proti sobě staví dva hlavní teoretické proudy, které popisují ontogenezi motoriky a řízení pohybu.

Mezi teorie, které vychází z neurofyzilogické koncepce, patří například teorie motorického vytrávání, která vychází z hierarchické teorie, jejímž hlavním představitelem

byl neurolog John H. Jackson. Tuto teorii lze charakterizovat tak, že dítě standardně prochází přes určité milníky, přičemž motorické dovednosti, tedy vzory a sekvence pohybů, se objevují v zákonité posloupnosti v závislosti na vyzrávání mozku. Jelikož se dítě rodí s morfologicky nezralým nervovým systémem, je nejprve v novorozeneckém období motorika řízena nižšími primitivními reflexy a spinálními generátory motorických vzorů, tzv. CPG. Jakmile však během vývoje vyzrávají vyšší centra CNS, dostávají se tato nižší centra pod jejich kontrolu. Primitivní pohyby jsou inhibovány a nebo zahrnuty do volních pohybů. Tímto způsobem jsou uvolňovány vrozené motorické vzory, které jsou geneticky determinované (Vařeka, 2021). Mezi zastánce této teorie patří například Lesný (1980), Vojta (1993) či Kolář (2020).

Alternativou k této klasické koncepci jsou teorie založené na biomechanických principech a především i učení v různých formách a na různých úrovních. Příkladem může být Bernsteinova teorie systémů (tímto názvem je teorie označována, avšak autor sám tento pojem zřejmě nikdy nepoužil), která popisuje, že při vykonávání nové motorické dovednosti máme v souladu s anatomickými možnostmi nekonečně mnoho stupňů volnosti provedení pohybu. Bernstein popsal, že na začátku motorického učení dojde k zmrazování (*freezingu*) nadbytečných stupňů volnosti, takže CNS lépe zvládne potřebnou, i když jen velmi hrubou koordinaci. Poté jsou stupně volnosti postupně uvolňovány (*freeing*) a následně proběhne selekce optimálních svalových souher při současném využití vlivů zevního prostředí (Vařeka, 2021).

Mezi další teorie založené na biomechanických principech patří teorie dynamického systému dle Thelenové. Tato teorie má dva základní charakteristické principy, kterými jsou spontánní sebeorganizace a tendence ustálení ve stabilních stavech. Spontánní sebeorganizací je myšlen proces, při němž vzájemným působením mezi složkami neuspořádaného systému vzniká nějaká podoba řádu. Tento proces je spontánní a není nijak centrálně řízen. Tudiž není možné, aby tento proces řídily vrozené vzory, a tato teorie tedy odporuje teorii motorického vyzrávání. Zajímavé je, že tomuto procesu podléhají všechny části lidského těla, které jsou složeny z naprosto heterogenních složek na různých úrovních. Můžeme si jako jednotlivé části našeho těla představit buňky, přes rozmanitost typu tkání až po orgánové systémy. Z těchto zcela odlišných částí se vytváří řád. Druhý charakteristický princip je, že tyto samoorganizující se systémy mají tendenci

ustálení ve stabilních stavech. Teoreticky je možný obrovský rozsah vzorců motorického chování, systémy však preferují jen několik způsobů. Tyto způsoby jsou pro ně přirozené a při vychýlení mají tendenci se do těchto vzorů vracet (z vychýlení se vrátit do stabilního stavu). Tato tendence však není kauzální a je možné systému vytvořit nový stabilní stav. Tím pádem je zjevné, že na vývoj organismu nemá vliv jen genetická predispozice, ale i prostředí, ve kterém je organismus umístěn a energeticky na něj působí (Smith, 2006; Thelen & Smith, 2006; Vařeka, 2021).

Ať už se přikloníme ke kterékoliv teorii, platí, že během motorického vývoje jedinec projde globálními modely držení těla a pohybu, které odpovídají určitému věku dítěte. Tyto globální modely vedou člověka až ke vzpřímené chůzi. Každý model je beze zbytku obsažen v tom následujícím. Je tedy jasné, že k pochopení mechanismu vývoje chůze je důležité pochopení všech předchozích stupňů motorického vývoje, které více či méně chůzi ovlivní. K nejdůležitějším kineziologickým obsahům globálních modelů patří automatické řízení držení těla (posturální aktivita), druhově specifické vzpřimovací mechanismy osového orgánu (hlavy a trupu) a klíčových kloubů a cílené fázické pohyby končetin včetně jemné motoriky rukou a nohou (Vojta & Peters, 2010). Kolář (2020) uvádí, že se principy ontogeneze založené na neurofyziologickém podkladě a biomechanickém podkladě navzájem podmiňují a nikdy na ně nelze pohlížet odděleně.

### 2.2.2 Mechanismy řízení chůze

Na řízení motoriky se u člověka podílejí téměř všechny oddíly CNS, počínaje mozkovou kůrou a konče míchou, periferním nervovým systémem a svaly. Principem řízení pohybu, tak jako řízení všech složitých procesů, je přenos informací z řídicího orgánu na řízený. Řídící je mozek a mícha, řízený je především sval. Při každém pohybu je nezbytná souhra mezi jednotlivými svalovými skupinami a je nezbytná koordinace agonistů, antagonistů a synergistů. Základem veškeré hybnosti je svalový tonus, který je zajišťován především činností míchy, avšak podílí se na něm i retikulární formace, vestibulární systém a mozeček (Ambler, 2004).

Analytická a integrační dokonalost jednotného motorického funkčního systému způsobuje, že nesmírné množství vstupních informací (prakticky ze všech exteroceptorů, proprioreceptorů a interoceptorů) je po porovnání s předchozími zkušenostmi (motorické



paměťové stopy, senzoričká paměť) převáděno na relativně jednoduchý, přitom však z hlediska účelnosti dokonalý vzorec výstupní informace, zprostředkované motorickými neurony jader mozkového kmene a alfa motoneurony předních rohů míšních, tzv. konečnou společnou dráhou (*final common pathway*) (Ambler, 2004).

Motorický systém generuje dva základní typy pohybů, jimiž jsou reflexní (rychlé, stereotypní, mimovolní a vyvolávané stimulem) a cílené. Cílená motorika může být relativně jednoduchá, jako je tomu právě u lokomočních, nebo jiných rytmických pohybů, které vyžadují stereotypní sekvenci svalové aktivity, ale i nesmírně složitá, jako je tomu u cílených volních pohybů (Ambler, 2004).

Dříve se předpokládalo, že jsou lokomoční pohyby reflexního charakteru. Na počátku dvacátého století však bylo zjištěno, že v míše existují centra, která produkují rytmické krokové pohyby končetin bez vlivu vyšších etáží CNS a bez vlivu aferentace, dnes nazývané centrální generátory vzorů (*central pattern generator*, CPG) (Vařeka, Bednář, & Vařeková, 2016). CPG jsou síť neuronů, které se nachází v míše a jsou aktivovány signály vycházejícími nejspíše z retikulární formace mezencefalu (tzv. mezencefalická lokomoční oblast) (Ambler, 2004). Dokážou produkovat pohyb opakovaně, rytmicky a automaticky. Jak již bylo zmíněno, CPG nejsou závislé na vyšších úrovních CNS a senzoričké zpětné vazbě, avšak v této podobě by mohly fungovat pouze za hypotetických, laboratorních podmínek. U intaktního organismu jsou těmito vlivy vždy modulovány (Vařeka et al., 2016). Kromě supraspinálních center CNS a senzoričkého feedbacku, CPG regulují také neuromodulátory (Dickinson, 2006). Právě poznatky o ovlivnění CPG ukazují, že pohybové vzory nejsou neměnné, ale naopak že tyto stereotypní vzory jsou poměrně flexibilní a adaptabilní (MacKay-Lyons, 2002).

Supraspinálně jsou CPG regulovány zejména mezencefalickou lokomoční oblastí. Ta má za úkol spuštění generátoru pohybu, ale zároveň určuje, o jaký druh pohybu se bude jednat (chůze, běh, atd.) (Králiček, 2011). Dříve se předpokládalo, že descendní dráhy vystupující z mezencefalu do CPG hrají roli pouze při zahájení pohybu a dále se jejich význam vytrácí. Cohen (1992) však ve své studii uvedl, že CPG mohou i přímo ovlivnit tyto dráhy a změnit charakter pohybu. MacKay-Lyons (2002) uvádí, že kromě mezencefalu je lokomoční vzor ovlivněn také mozečkem a bazálními ganglii. Poměr zapojení

supraspinálních a spinálních center je vždy závislý na skutečnosti, do jaké míry je pohyb prováděn automaticky, nebo volně (MacKay-Lyons, 2002).

Ačkoliv CPG fungují i bez sensorické zpětné vazby, jsou jí regulovány. Pearson (1995) udává, že je aferentní zpětná vazba důležitá zejména kvůli adaptaci na změny vnitřního i zevního prostředí. Sensorický feedback přivádí informace do CPG, které zajišťují, aby daná motorická aktivita byla vhodná s ohledem na biomechanické vlastnosti pohybujícího se těla, tzn. na jeho pozici, síle a směru pohybu. Markin et al. (2010) ve své práci zdůrazňují, že končetiny provádějí pohyb právě pod dohledem svalových, gravitačních a reakčních sil, tedy pomocí propiocepce. Dle nich aferentní zpětná vazba upravuje aktivitu CPG tak, aby byla lokomoce co nejvíce stabilní a plynulá. Také prokázali, že některé chůzové parametry, například rychlost, mohou být ovládány sensorickou zpětnou vazbou nezávisle na vzoru vytvořeném CPG.

V poslední řadě jsou CPG ovlivňovány neuromodulátory, což jsou chemické látky produkované neurony či gliovými buňkami. Mohou pohyb zahájit, zesílit nebo zeslabit, působením na hlavní neurotransmitery. Modulátory mohou být vnitřní, tedy přímo součástí CPG, nebo vnější, jež ovlivňují činnost CPG z jiných nervových oblastí (Katz, 1995).

Stále se v kontextu vývoje řízení pohybů řeší otázka vrozenosti funkce spinálních lokomočních CPG sítí. Molinari (2009) tuto problematiku analyzoval a shrnul tak, že jsou vrozené, ale jejich konečná organizace je závislá na zkušenostech a v důsledku tréninku se jejich součástí mohou stát i další neurony. Dle Dietze (2009) dochází k vyhasínání CPG během jednoho roku, pokud nejsou využívány, jako tomu bývá u pacientů s míšní lézí.

### 2.2.3 Chůzový cyklus

Chůze je cyklicky se opakující pohyb, jehož základní jednotkou je chůzový cyklus. Ten je vymezen dvěma po sobě následujícími kontakty jedné nohy s podložkou. Jedná se tedy o časový interval, během kterého jsou provedeny kompletní části daného děje. Základní dělení chůzového cyklu je poměrně ustálené, i když se někdy jednotliví autoři v terminologii liší. Velmi často se setkáváme s vyjádřením parametrů chůze v procentech doby trvání chůzového cyklu, kdy 0 % vyjadřuje první počáteční kontakt chodidla a 100 % následující počáteční kontakt téže končetiny (Svoboda, Janura, & Rosický, 2020).

Nejčastěji je chůzový cyklus rozdělen do dvou fází - stojné a švihové. Stojná fáze je část chůzového cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou a při průměrné rychlosti chůze trvá přibližně 60 % chůzového cyklu. Švihová fáze je část chůzového cyklu, kdy se chodidlo nachází v bezoporové části a trvá přibližně zbylých 40 % (Borgey, 2007). Rozlišujeme také fázi jednooporovou, při které je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina, a fázi dvouoporovou, při které jsou v kontaktu s podložkou obě končetiny. Jednooporová fáze na jedné končetině trvá stejnou dobu jako švihová fáze na druhé končetině. Každá perioda dvojí opory zaujímá kolem 10 % chůzového cyklu (Svoboda et al., 2020).

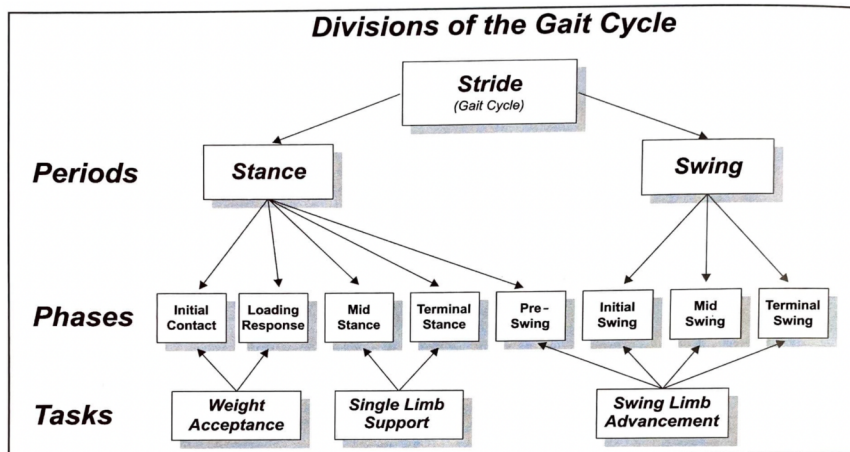
Aby mohla být chůze lépe analyzována, je nutné rozdělit chůzový cyklus na menší části. K tomu jsou využívány děje, které se vztahují k poloze chodidla vzhledem k podložce a jsou dobře pozorovatelné a díky tomu přesně určitelné. Jednou z nejpoužívanějších klasifikací je rozdělení podle Perry (1992) (Obrázek 2). Tato klasifikace bude rozpracována nejpodrobněji. V této klasifikaci pracujeme s těmito fázemi chůzového cyklu a s jejich přibližnou délkou trvání vzhledem k celkové délce chůzového cyklu:

#### Stojná fáze

1. počáteční kontakt (*initial contact*; 0 %, resp. 0-2 %)
2. postupné zatěžování (*loading response*; 2-12 %)
3. mezistoj (*midstance*; 12-31 %)
4. konečný stoj (*terminal stance*; 31-50 %)
5. předšvih (*preswing*; 50-62 %)

#### Švihová fáze

6. počáteční švih (*initial swing*; 62-75 %)
7. mezišvih (*midswing*; 75-87 %)
8. konečný švih (*terminal swing*; 87-100 %) (Perry & Burnfield, 2010)



Obrázek 2. Funkční rozdělení chůzového cyklu (Perry & Burnfield, 2010).

Každá z 8 fází obsahuje funkční cíl a určitý vzorec pohybu. Postupné střídání fází umožňuje končetinám zabezpečit tři hlavní úkoly.

Těmi jsou:

1. přenos zátěže
2. opora o jednu končetinu
3. švihový posun druhé končetiny (Perry & Burnfield, 2010)

Přenos zátěže (*weight acceptance*) je prvním úkolem kroku. Jedná se o energeticky nejnáročnější část chůzového cyklu, jelikož musí být zároveň zabezpečeny tři funkční požadavky - tlumení dopadu, zajištění úvodní stability končetiny a pokračování v pohybu vpřed. Hlavním úkolem je náhlé přesunutí zátěže na končetinu, která dokončila švihovou fázi a není tak stabilně zajištěná. Tento úkol probíhá ve dvou fázích chůzového cyklu – počáteční kontakt a postupné zatěžování (Perry & Burnfield, 2010).

Jednooporová fáze (*single limb support*) začíná zvednutím druhostranné končetiny do fáze švihu. Trvá až do okamžiku, kdy se tato končetina opět dotkne podložky. Během tohoto intervalu má stojná končetina veškerou zodpovědnost za přenos zátěže celého těla. Do tohoto úkolu jsou zapojeny fáze mezistoje a konečného stoje (Perry & Burnfield, 2010).

Posledním úkolem je posun švihové končetiny (*swing limb advancement*). Pro splnění vysokých posturálních nároků na posun končetiny vpřed musí být tělo posturálně zajištěno už během konce stojné fáze. Švihová fáze zahrnuje tři fáze. Nejprve se končetina zvedá od podložky, dále pokračuje pohyb končetiny s cílem dosažení adekvátní délky kroku a následně končetina klesá a připravuje se k dalšímu kroku. Do tohoto intervalu zahrnujeme předšvih, počáteční švih, mezišvih a konečný švih (Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.2.3.1 Fáze chůzového cyklu

**Počáteční kontakt** (*initial contact*) není ani tak fází jako okamžikem, kdy začíná chůzový cyklus. Jedná se o okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky (Svoboda et al., 2020). U fyziologické chůze dochází k počátečnímu kontaktu mezi patou a podložkou, proto se často využíval pro tuto událost pojem *heel strike*, neboli úder paty. Toto označení ale nezohledňuje patologické vzory chůze, například počáteční kontakt přes předonoží (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

Pokud je počáteční kontakt proveden přes patu, dochází k výraznému působení reakční síly mezi patou a podložkou. Pata se stává středem otáčení, kolem kterého probíhá pohyb. Jedním z hlavních úkolů této fáze je utlumení dopadu. Právě na začátku chůzového cyklu dochází k prudkému zpomalení pohybu celého těla, jehož těžiště získalo kinetickou energii díky poklesu ze své nejvyšší polohy v období mezistojie druhostranné dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010). Na tlumení dopadu se výrazně podílí deformace měkkých tkání pod patou. Pod silnou podkožní vrstvou se nachází komplex silných spirálovitě uspořádaných vazivových sept, která jsou spojena s kalkaneem a tvoří tak tlakové komory vyplněné tukovou tkání, jejichž tloušťka se při zatížení sníží až na polovinu (Vařeka et al., 2018). Tím, že se kolenní kloub dostává těsně před počátečním kontaktem do hyperextenze, je potřeba k dalšímu tlumení nárazu změnit polohu kolenního kloubu do mírné flexe. To je zajištěno souhrou excentrické kontrakce extenzorů kolene s koncentrickou kontrakcí ischiokrurálních svalů. Po nárazu se mění rotace v subtalárním kloubu z mírné supinace do pronace díky působení výrazného pronačního momentu reakční síly podložky. Tato změna rotace nastává ve chvíli kontaktu hrbolu patní kosti a vyvolá tzv. pantovým mechanismem následnou addukci talu a vnitřní rotaci tibie. Tyto

pohyby probíhají v souladu s již zmíněnou mírnou flexí kolene, ale nejsou tak úzce provázány, jak se dřív předpokládalo (Vařeka & Vařeková, 2009). Pracující ischiokrurální svaly také regulují flekční moment trupu a kyčelního kloubu. Flexe v kyčelním kloubu se pohybuje během poloviny švihové fáze v rozmezí 25° až 35°. Působením reakční síly podložky vzniká flekční moment, který je kompenzován koncentrickou kontrakcí extenzorů kyčle (m. gluteus maximus a hamstringy - m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus). Tato svalová aktivita působí postupnou extenzi kyčelního kloubu a svaly zůstávají v aktivitě až do počátečního kontaktu opačné dolní končetiny (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

**Postupné zatěžování** (*loading response*) odpovídá dvouoporové fázi mezi počátečním kontaktem nohy a odrazem palce kontralaterální končetiny (*opposite toe off*) (Perry & Burnfield, 2010). Cílem této fáze je přizpůsobení se na vzrůstající zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla (Neumannová et al., 2015). Během této fáze reagují hlezenní kloub a chodidlo na dopad iniciálního kontaktu paty. Jako odezva na rychlý přenos zátěže přes páku kotníku (70 % tělesné hmotnosti je přeneseno během prvních 2 % fáze) se chodidlo rychle dostává k podložce. Aby však k poklesu chodidla nedošlo příliš rychle, generuje intenzivní excentrická kontrakce m. tibialis anterior (TA) moment síly opačného směru. Pokud sval není schopen vyvinout dostatečnou sílu, dojde k poklesu chodidla moc rychle a popisujeme slyšitelný dopad plosky jako patologii zvanou *foot slap*. Účelem tohoto mechanismu excentrické kontrakce TA je však také prodloužení opory před patu a posun tibie vpřed, zatímco chodidlo klesá. Kombinací pohybu kotníku do plantární flexe a posunu tibie vpřed se přenáší hmotnost těla dopředu a tento jev se nazývá *heel rocker* (initial rocker, první zhoupnutí). Pohyb těla vpřed mění nastavení hlezna z plantární flexe do dorzální flexe. Zvyšující se zátěž způsobuje everzi subtalárního kloubu. Tato everze pomáhá odemknutí Chopartova kloubu a ploska se může dostatečně přizpůsobit terénu. V kolenním kloubu přenos hmotnosti způsobí vychýlení kolene ze stabilního nastavení v extenzi a vyžaduje flexi. Na to excentricky reagují vasty m. quadriceps femoris (QF) a zastaví flexi zhruba ve 20°. To zajistí utlumení dopadu při současném zachování stability kolenního kloubu. Kyčelní kloub je v této fázi stále extendován. Tím, jak QF reaguje na heel rocker a excentricky stabilizuje koleno, zároveň posouvá femur vpřed, což má vliv na pohyb vpřed i u jeho úponu na pánvi a tím přispívá

k relativní extenzi kyčle. Pohybu těla vpřed přes kyčelní kloub napomáhá i koncentrická kontrakce m. gluteus maximus. Posun těla vpřed zvyšuje nároky na laterální stabilitu pánve. Tu excentrickou kontrakcí stabilizuje m. gluteus medius a nedochází tak ke kontralaterálnímu poklesu pánve. Pánev rotuje na stranu stejné dolní končetiny, tedy do vnitřní rotace. Horní část trupu rotuje opačně, od čehož se odvíjí i souhyb horních končetin (Perry & Burnfield, 2010).

**Mezistoj** (*midstance*) je fáze chůzového cyklu, která začíná odrazem palce protější končetiny a končí zdvihem stejnostranné paty. Jejím cílem jsou stabilizace kolenního kloubu a udržení těžiště nad opěrnou bázi (Neumannová et al., 2015). Kontakt chodidla s podložkou je zajištěn přes tři body opory - patu a hlavičky prvního a pátého metatarzu. Pohyb dolní končetiny pokračuje tím, že se tibia dále posouvá přes talus a zvětšuje se dorzální flexe hlezna. Tomuto jevu se říká *ankle rocker* (second rocker, druhé zhoupnutí). Přenos zátěže uzamyká Chopartův kloub a střed otáčení se posouvá z paty na střed hlezenního kloubu. Aby nedošlo k přílišné dorzální flexi a tibia byla během ankle rocker stabilní, je důležitá excentrická kontrakce m. soleus a m. gastrocnemius. Stabilita stoje je optimální, když je kolenní kloub v extenzi. Excentrická kontrakce QF se mění v koncentrickou a flexe se snižuje asi na 15°. Tento děj trvá do doby, než se vektor reakční síly podložky posune před kolenní kloub. Během mezistoje se těžiště posouvá mírně laterálně, díky čemuž je zvýšeno mediální zatížení kolene. Jelikož je kolaterální ligamentum slabé a na laterální straně kolene nejsou aktivní žádné svaly, které by pomohly excentricky kolenní kloub stabilizovat, napomáhá této stabilizaci iliotibiální trakt skrz aktivitu abduktorů kyčelního kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Během posunu dolní končetiny se kyčelní kloub posouvá dále do extenze z flexe okolo 20° do neutrální pozice (Neumannová et al., 2015). To vzniká následkem svalové souhry mezi vasty QF a dvoukloubovými hamstringy (m. semimembranosus a m. semitendinosus). Během extenze kolene v brzké fázi mezistoje, která je způsobená vasty, vzniká tah za hamstringy, což způsobí následnou extenzi kyčelního kloubu. Ke konci mezistoje je však tato aktivita snížena a kyčelní kloub je extendován vlivem setrvačné síly. Jakmile se kontralaterální končetina odlepí od země, je pánev stabilizována pouze svaly na straně stejné končetiny. Na straně švihové končetiny dojde k mírnému poklesu pánve (asi o 5°), ale tato pozice je

dál již udržena aktivitou m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Během mezistoje se trup nachází v nejvyšším bodě (Perry & Burnfield, 2010).

**Konečný stoj** (*terminal stance*) začíná zdvihem paty stejné dolní končetiny a končí v okamžiku dotyku kontralaterální paty s podložkou (Neumannová et al., 2015). V subtalárním kloubu dochází k inverzi, která uzamkne Chopartův kloub a zajistí tím jeho stabilitu. Předonoží je nyní jedinou oporou pro tělesnou hmotnost. Přes hlavičky metatarzů a prsty nyní pokračuje pohyb těla vpřed. To nazýváme *forefoot rocker* (třetí zhoupnutí). Při pohybu trupu dopředu vzniká moment síly, který způsobí dorzální flexi v hlezenním kloubu. Hnací silou pohybu vpřed je pokles trupu z nejvyššího bodu, hybnost generovaná dopředným švihem protější končetiny a aktivita lýtkových svalů. Jak se zvyšuje náklon těla, vektor reakční síly podložky se posouvá pod hlavičky metatarzů a tím se zvyšuje nárok na aktivitu plantárních flexorů. Excentrická kontrakce plantárních flexorů (m. soleus a m. gastrocnemius) izometricky uzamkne hlezenní kloub a další pohyb je vykonán spíše protažením Achillovy šlache. Dorzální flexe se tedy zvýší z 5° na 10°. Stabilitu chodidla během forefoot rockeru zajišťují i ostatní posteriorní svaly (Perry & Burnfield, 2010). Peroneální svaly a m. tibialis posterior stabilizují subtalární kloub a Chopartův kloub a dlouhé flexory prstů stabilizují metatarzofalangeální klouby. M. flexor hallucis longus stabilizuje I. metatarzofalangeální kloub a současně zlepšuje oporu palce. Plantární fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží (Neumannová et al., 2015). S dalším pohybem se zvedá pata a zvyšuje dorzální flexe v metatarzofalangeálních kloubech. Elevace paty je zajištěna koncentrickou kontrakcí plantárních flexorů hlezenního kloubu a vektor reakční síly se posouvá před kolenní kloub. Jak femur pokračuje v pohybu přes stabilní tibií, je flexe kolene zredukována na minimum (Perry & Burnfield, 2010). Vařeka a Vařeková (2009) udávají, že v této fázi sice kolenní kloub dosáhne největší extenze v rámci chůzového cyklu, ale nejde o skutečně plnou extenzi. Extenze zde končí na přibližně 3° flexe. Aby nedošlo k hyperextenzi kolene, zvyšuje se aktivita m. popliteus a brání tomu i m. gastrocnemius, která je již v aktivitě při stabilizaci kotníku. Po dosažení maximální možné extenze kolenního kloubu se pohyb okamžitě obrací zpět do flexe. Svaly, které zpočátku zabraňovaly hyperextenzi (m. popliteus a m. gastrocnemius) mohou také iniciovat flexi kolenního kloubu. Navíc během druhé poloviny terminálního stoje tibiie vnitřně rotuje asi o 1° vůči femuru, což umožní odemknutí kolene. Na konci terminálního



stoje je koleno ve flexi cca 10° (Perry & Burnfield, 2010). Pokud pánev a trup zůstávají vzpřímené, posouvá se osa kyčelního kloubu dopředu a stehno je taženo do extenze. Tuto extenzi brzdí excentrický stah m. iliopsoas. Během konečného stoje je stále nutné stabilizovat pánev pomocí abduktorů kyčelního kloubu (Neumannová et al., 2015).

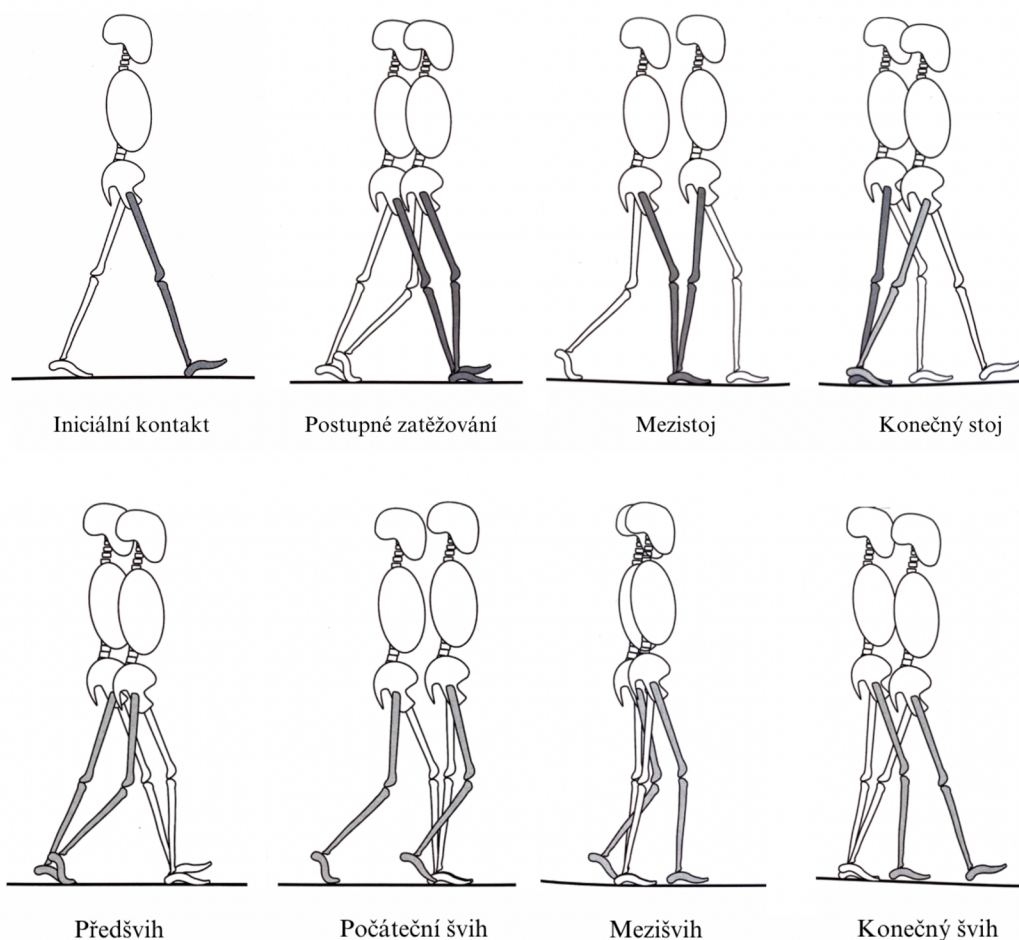
**Předšvih** (*preswing*) je konečnou částí stojné fáze. Začíná kontaktem plosky kolaterální končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy palec opustí podložku (Neumannová et al., 2015). Pohyb v hlezenním kloubu spíše souvisí s pohybem vpřed, než s přenosem hmotnosti, i když zbývající kontakt nohy s podložkou napomáhá udržení rovnováhy. Aktivita plantárních flexorů dosahuje maxima a chodidlo se pohybuje přes kontakt metatarzů a prstů, čemuž se říká *toe rocker*. Plantární flexory tlačí zároveň tibii vpřed, což má za následek rychlou flexi kolene do 40°. Pokud by však flexe kolene probíhala příliš rychle, excentricky by zareagoval m. rectus femoris (Perry & Burnfield, 2010). Tento sval slouží zároveň k zahájení flexe v kyčelním kloubu. Pohyb v kyčelním kloubu postupuje do neutrální polohy. Tyto mechanismy připravují končetinu na švih (Neumannová et al., 2015). Na konci této fáze vstupují do aktivity m. tibialis anterior a extenzory prstů, aby bylo chodidlo připraveno na rychlé zvednutí během počátečního švihu (Perry & Burnfield, 2010).

**Počáteční švih** (*initial swing*) začíná v okamžiku, kdy noha opustí podložku a trvá do maximální flexe v kolenním kloubu (Neumannová et al., 2015). Po ukončení kontaktu chodidla s podložkou (někdy označováno jako *toe off*) je dosaženo maximální plantární flexe (asi 15°) a bérce se nachází za tělem. Posunem končetiny dopředu se však bérce dostává do čím dál větší vertikální polohy a hlezenní kloub se dostává do neutrální polohy. Tento posun provádí koncentrickou kontrakci m. tibialis anterior. Ke konci počátečního švihu pomáhají dorzální flexi i dlouhé extenzory prstů (m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus) a současně dorzálně flektují samotné prsty. Pouhá dorzální flexe hlezenního kloubu však nestačí k nadzvednutí končetiny pro volný pohyb vpřed, aby se nesunula po podložce. Aby došlo k dostatečnému zdvihu, je nutné ještě zvýšit flexi kolenního kloubu. Tuto flexi zajišťují m. biceps femoris brevis a zároveň m. sartorius a m. gracilis, které také flektují kyčelní kloub. Tyto dva zmíněné svaly jsou také důležité pro udržení mírné addukce a zevní rotace, tudíž jejich vzájemná souhra ovlivní celý

trojrozměrný pohyb končetiny vpřed. Flexi v kyčelním kloubu a zrychlení pohybu napomáhá ještě m. rectus femoris (Perry & Burnfield, 2010).

**Mezišvih** (*midswing*) začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí v okamžiku, kdy se dostává tibie do vertikálního postavení (Neumannová et al., 2015). Doposud poměrně rychlý švih dolní končetiny se v této fázi zpomaluje. Během této fáze je chodidlo stále nad podložkou, avšak tato pozice nevyžaduje již tak velkou aktivitu pretibiálních svalů. M. tibialis anterior již spíše izometricky udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Přední část nohy zůstává v této fázi v mírné supinaci. Při fyziologické chůzi je poloha kolenního kloubu izometricky držena a končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo. Ke konci fáze se kolenní kloub začíná pasivně dostávat do extenze (vlivem gravitace a relaxací flexorů). Tento pohyb končí dosažením vertikálního postavení tibie. V kyčelním kloubu se dále pasivně zvyšuje flexe díky zachovalé hybnosti z počátečního švihu. Také se mění trojrozměrné nastavení a m. iliopsoas mění směr do mírné addukce a vnitřní rotace (Perry & Burnfield, 2010).

**Konečný švih** (*terminal swing*) tvoří závěrečnou fázi švihu, během které se dolní končetina připravuje na kontakt nohy s podložkou (Neumannová et al., 2015). Aktivita pretibiálních svalů (zejména m. tibialis anterior) je nyní zvýšena, jelikož hlezenní kloub musí zůstat v neutrálním nastavení pro následný kontakt nohy s podložkou. Jako příprava na stojnou fázi musí být kolenní kloub převeden do plné extenze. Míru extenze excentricky moduluje aktivita hamstringů. K zaručení stabilní extenze jsou v koncentrické kontrakci i vasty m. quadriceps femoris. Na konci této fáze svaly kyčelního kloubu zastavují pohyb do flexe kyčelního kloubu. Toho je dosaženo excentrickou kontrakcí hamstringů a m. gluteus maximus. Kvůli nepoměru velikosti síly antagonistů pracujících v této fázi je končetina mírně vnitřně rotována. Na konci konečného švihu by měla být končetina v ideálním nastavení pro iniciální kontakt a přenos hmotnosti (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 3. Fáze chůzového cyklu dle Perry (Perry & Burnfield, 2010).

Sutherland, Olshen, Biden & Wyatt (1988) dělí chůzový cyklus na stojnou fázi (*stance phase*) a švihovou fázi (*swing phase*), které dále dělí:

Stojná fáze:

1. počáteční dvojoporová fáze (*initial double support*)
2. jednooporová fáze (*single limb stance*)
3. druhá dvojoporová fáze (*second double support*)

Švihová fáze:

1. počáteční švih (*initial swing*)
2. mezišvih (*mid-swing*)
3. konečný švih (*terminal swing*)

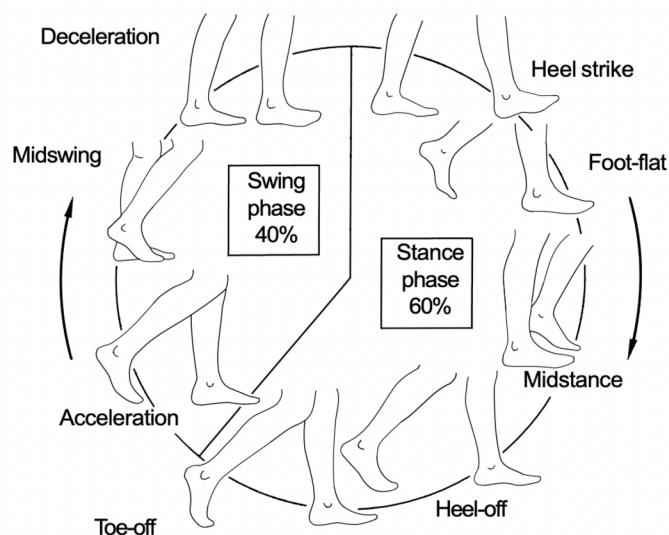
Vaughan, Davis & O'Connor (1992) dělí chůzový cyklus následovně:

Stojná fáze:

1. úder paty (*heel strike*)
2. kontakt nohy (*foot flat*)
3. mezistoj (*midstance*)
4. zdvih paty (*heel-off*)
5. odraz palce (*toe-off*)

Švihová fáze:

1. zrychlení (*acceleration*)
2. mezišvih (*midswing*)
3. zpomalení (*deceleration*)



Obrázek 4. Fáze chůzového cyklu dle Vaughana, Davise & O'Connora (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

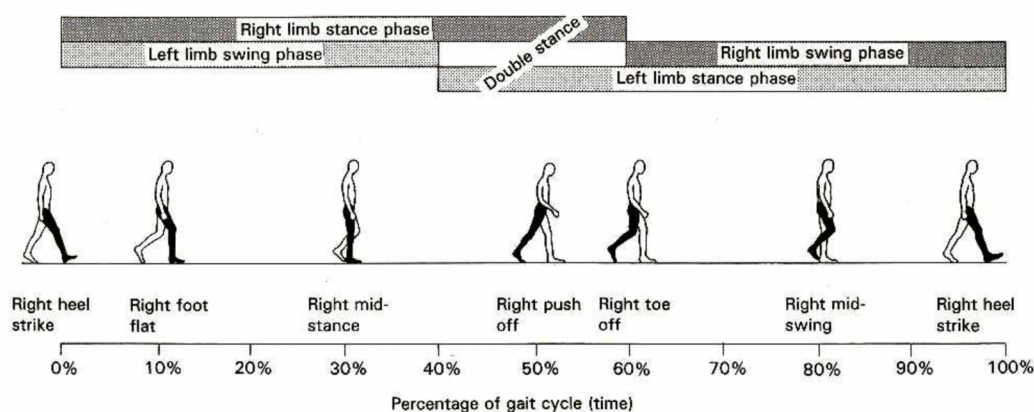
Trew & Everett (1997) uvádí podobné rozdělení chůzového cyklu:

Stojná fáze:

1. úder paty (*heel strike*)
2. plné chodidlo na podložce (*foot flat*)
3. mezistoj (*midstance*)
4. odraz (*push off*)

Švihová fáze:

1. zrychlení (*acceleration*)
2. mezišvih (*midswing*)
3. zpomalení (*deceleration*)



Obrázek 5. Fáze chůzového cyklu dle Trewa & Everetta (Trew & Everett, 1997).

Mezi novější rozdělení chůzového cyklu patří i rozdělení dle Zelika, Takashiho a Sawickiho (2015), která na rozdíl od předchozích klasifikací nepopisuje kineziologický obsah chůze, ale působení mechanické práce dolních končetin. Při lidské chůzi je pohyb těžiště podobný pohybu obráceného kyvadla. Dvojitá opora se popisuje jako fáze přechodu od jednoho obráceného kyvadla k druhému. Předpokládá se, že stejná končetina vykonává zápornou práci, aby přeměrovala těžiště a současně švihová končetina vykonává kladnou práci, aby nahradila ztracenou energii. Na končetiny během chůze působí tíhová síla, která také vykonává práci (Donelan, Kram, & Kuo, 2002).

Autoři rozdělili fáze chůzového cyklu následovně:

1. Náráz (*collision*) - tato fáze začíná počátečním kontaktem chodidla a je charakteristická negativním výkonem dolní končetiny,
2. Zpětný ráz (*rebound*) - fáze je charakteristická kladným výkonem dolní končetiny,
3. Předpětí (*preload*) - fáze je charakteristická záporným výkonem končetiny,
4. Odraz (*push-off*) - fáze je charakteristická kladným výkonem dolní končetiny,
5. Švih (*swing*) - tato fáze je charakteristická nulovým výkonem, jelikož končetina není v kontaktu s podložkou.

## 2.3 Analýza chůze

Pohyb člověka, jeho různé modifikace a varianty patří k jednomu ze základních směrů, jehož zkoumání věnují pozornost představitelé různých vědních oborů již stovky let. Analýzu pohybové činnosti můžeme provádět na několika úrovních, které jsou závislé na cílech analýzy a na technických podmínkách pracoviště. Samotná chůze může být hodnocena jak pomocí subjektivního pozorování (kvalitativní analýza), tak pomocí různých měření (kvantitativní analýza). Při kvalitativní analýze popisujeme a hodnotíme pohyb (např. slovně) bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Přesnost tohoto měření závisí zejména na odborné úrovni pozorovatele, na jeho zkušenostech a znalostech. Pozitivem jsou však menší nároky na technické a přístrojové vybavení (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Přestože je takové hodnocení velmi dobře využitelné v praxi a má nesporný význam, jeho reliabilita je nízká (Svoboda et al., 2020). Proto je třeba toto hodnocení objektivizovat kvantitativní analýzou. Jejím výstupem jsou číselné hodnoty. K jejich získání je nezbytné odpovídající materiální vybavení, které umožní vlastní měření s co nejmenší chybou. Základní rozdělení kvantitativních metod v biomechanice vychází z charakteru měřené veličiny. Jestliže je měřeným parametrem síla, nazýváme tyto metody dynamické (kinetické). V případě, že sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují, nazýváme tyto metody kinematické (Janura et al., 2012).

### 2.3.1 Kinematická analýza

Kinematická analýza poskytuje informace o vzájemné poloze jednotlivých segmentů těla a o jejich pohybu v prostoru. Mezi měřené veličiny mohou patřit dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas.

Mezi kinematické metody patří:

1. Goniometrie - měří velikost úhlových změn,
2. Chronometrie - měří časové intervaly,
3. Akcelerometrie - umožňuje měřit zrychlení,
4. Stroboskopie - vytváří záznam pohybové sekvence,
5. Systémy pracující na elektromagnetickém principu - tyto systémy využívají elektromagnetického pole k určení polohy a orientace objektů v prostoru.

Zjednodušeně lze jejich přístrojový základ rozdělit na zdroj a senzor, přičemž se senzor připevní na bod na lidském těle,

6. Systémy využívající akustické senzory - pracují na obdobném principu jako předcházející systémy, ale využívají zvukový signál. Zdroj zvukového signálu je připevněn na tělesný segment,
7. Optoelektronické systémy - využívají optické senzory pro určení souřadnic. Na důležitá místa lidského těla jsou umístěny buď aktivní (emitory světla, LED) nebo pasivní (retroreflexní body) značky. Signál vysílaný nebo odrážený těmito zdroji je zpracován přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů (Janura et al., 2012; Janura & Zahálka, 2004).

Při kinematické analýze chůze se využívá i zařízení, která přímo měří časové parametry chůze. Jedná se o dotykové koberce, které rozlišují, zda je objekt v kontaktu s podložkou nebo ne.

### 2.3.2 Dynamická analýza

Dynamická analýza se zabývá měřením sil a veličin z těchto sil odvozených. Mezi dynamické metody můžeme zařadit:

1. Dynamometrii
2. Dynamografii
3. Dynamickou plantografii
4. Izodynamickou dynamometrii

Při použití **dynamometrie** je výstupem velikost maximální síly. Tento parametr nám však udává pouze základní informaci o silových schopnostech sledovaného jedince. Velikost síly je měřena zpravidla v izometrickém režimu svalové kontrakce, při které nedochází ke změně délky zapojeného svalu. Tato kontrakce je typická pro statické polohy. K měření se využívají klasické dynamometry nebo speciálně vyrobené přístroje používané při laboratorních měřeních (Janura et al., 2012).

Pokud však chceme měřit změnu síly v průběhu dané činnosti, jako je třeba chůze, je potřeba využít detailnější analýzy. K tomu slouží určení závislosti síly na čase, což je

výstupem při použití **dynamografie**. Nejčastěji se měří reakční síla podložky pomocí silových plošin. Z reakční síly podložky se následně mohou odvodit i momenty sil a výkon v kloubech. Použití plošin umožňuje prostorovou analýzu působení výsledné reakční síly, která je rozložena na tři základní vzájemně kolmé složky. Silové plošiny jsou většinou zabudovány do podlahy tak, aby byl její povrch ve stejné úrovni s povrchem podlahy. Plošina bývá překryta materiálem stejné barvy, jako okolní barva podlahy. Tato opatření slouží k tomu, aby byly minimalizovány rušivé vlivy prostředí a sledovaný pohyb byl probandem proveden co nejpřirozeněji (Janura et al., 2012). Při analýze můžeme využít dvou typů plošin - tenzometrické a piezoelektrické. Tenzometrické snímání síly je založeno na převodu mechanické deformace materiálu na elektrické napětí. Piezoelektrické snímání síly využívá principu piezoelektrického jevu (Janura et al., 2012).

Další používanou metodou je **dynamická plantografie** (pedobarografie). Jedná se o analýzu rozložení tlaku, díky které můžeme hodnotit rozložení tlaku při kontaktu chodidla s podložkou. Tato metoda využívá matice miniaturních silových snímačů, jejichž velikost se může pohybovat od několika centimetrů čtverečních (stélky do bot) až po několikametrové pásy. Výstupy jsou obdobou klasických plantogramů, mají však daleko větší výpovědní hodnotu, jelikož sledují i dynamické změny například při odvalení chodidla (Janura et al., 2012).

Rozdíl mezi měřením pomocí tlakových a silových plošin je, že tlakové plošiny umožňují sledovat distribuci tlaku pod ploškou a sledovat vztah trajektorie COP (*center of pressure*, působíště reakční síly) k jednotlivým oblastem nohy, resp. otisku plosky. Ačkoliv silové plošiny umožňují přesně měřit sílu a její komponenty (vertikální, předozadní a laterolaterální), stejně jako dráhu a trajektorii COP, neumožňují stanovit vztah trajektorie COP k jednotlivým oblastem nohy (Janura et al., 2012).

Do dynamické analýzy pohybu můžeme zařadit i **izodynamickou dynamometrii**, která je využívána v rehabilitaci či sportovním tréninku. Podstatou měření je určení velikosti odporu při provádění pohybu konstantní úhlovou rychlostí. Analýzu lze provádět při koncentrické i excentrické kontrakci a působící síla nemusí být maximální (Janura et al., 2012).



### 2.3.3 Silové parametry chůze

Dynamická analýza pohybu využívá pro kvantifikaci pohybové činnosti, tedy i chůze, měření silových parametrů. Změření velikosti působících sil nám dává objektivní a komplexní informace o provedení chůze.

Výstupním parametrem z měření na silových plošinách je vektor reakční síly podložky. Pokud při chůzi končetina působí na povrch určitou silou, vzniká podle třetího Newtonova zákona působením této akční svalové síly reakční síla podložky. Ta je stejně velká, jen opačně orientovaná. Výsledný vektor reakční síly podložky může být popsán devíti veličinami. Mezi ně patří:

- tři vzájemně kolmé složky silového vektoru označeny jako  $F_x$ ,  $F_y$  a  $F_z$
- tři prostorové souřadnice  $x$ ,  $y$ , a  $z$  popisující působiště silového vektoru reakční síly podložky (COP) vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny
- tři vzájemně kolmé momenty síly  $M_x$ ,  $M_y$  a  $M_z$

Z těchto devíti parametrů se zajímáme zejména o šest veličin:

- tři složky vektoru reakční síly
- souřadnice  $x$  a  $y$  působiště vektoru reakční síly
- moment síly vzhledem k vertikální ose (Janura et al., 2012; Svoboda et al., 2020; Vaverka, Elfmark, Svoboda, & Janura, 2015)

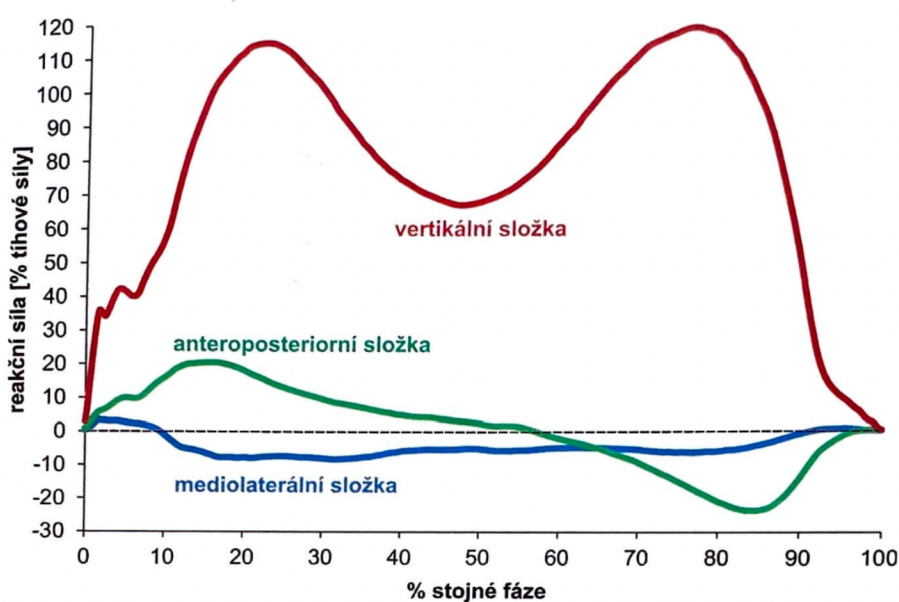
Výslednou reakční sílu tedy můžeme rozdělit na tři základní složky - vertikální ( $F_z$ ), anteroposteriorní ( $F_y$ ) a mediolaterální ( $F_x$ ) (Vaverka et al., 2015).

Vertikální složka reakční síly dosahuje nejvyšších hodnot v průběhu oporové fáze chůze. Její maximální velikost dosahuje 120 % tíhové síly měřené osoby (Neumannová et al., 2015). Charakterizují ji dva vrcholy, kdy první dosahuje zhruba ve 20 % stojné fáze. V průběhu mezistoje klesá a ve fázi předšvihů se opět zvětšuje do svého druhého maxima a pak postupně klesá až do okamžiku, kdy dojde k ukončení kontaktu s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Anteroposteriorní složka určuje zatížení chodidla v brzdící a akcelerační fázi kontaktu chodidla s podložkou. Po počátečním kontaktu nohy se její hodnota zvětšuje ve směru posteriorním, tudíž proti směru pohybu, což je spojeno s brzděním. Během

mezistojce začíná tato komponenta síly působit anteriorním směrem a má akcelerační účinek. Kladné i záporné maximum této složky síly mají relativně stejnou hodnotu (Neumannová et al., 2015).

Využití mediolaterální složky je pro analýzu chůze obtížné, jelikož je charakteristická velkou variabilitou (Neumannová et al., 2015). Z počátku působí krátkou dobu v mediálním směru, ale většinu stejné fáze má směr laterální (Perry & Burnfield, 2010). Pokud je stejnou končetinou pravá, vychyluje těžiště těla složka reakční síly tělo směrem k levé straně a naopak (Levine et al., 2015).



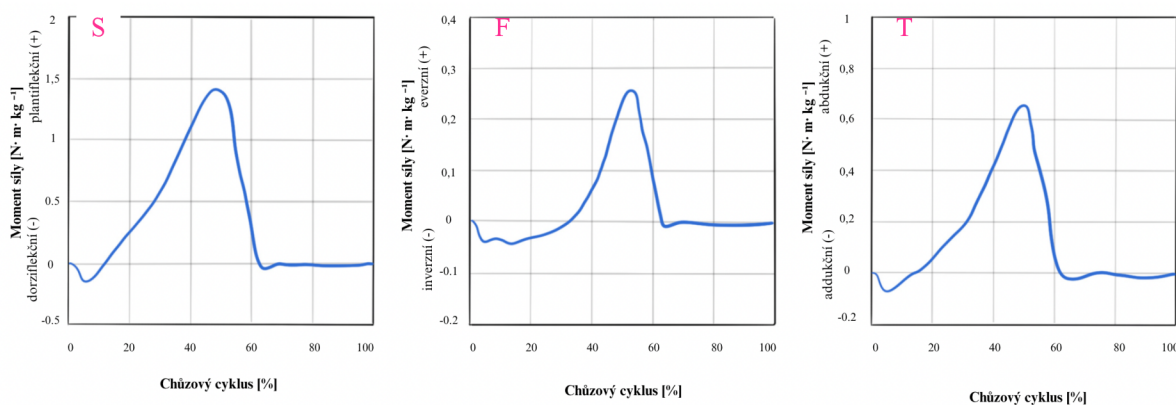
Obrázek 6. Grafické znázornění vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složky reakční síly při chůzi (Neumannová et al., 2015).

Z vektoru reakční síly, kinematických a antropometrických údajů můžeme odvodit i moment síly produkovaný v kloubu. Lze jej určit jako součin síly a vzdálenosti jejího vektoru od bodu otáčení (nejčastěji středy kloubů) a udává nám otáčivý účinek síly (Neumannová et al., 2015). V případě kloubů dolní končetiny se na velikosti momentu síly v kloubu podílí velikost reakční síly podložky a vzdálenost jejího vektoru od daného kloubu. Tento moment síly nazýváme vnější, jelikož je dán vnější silou, tedy reakční silou podložky. Svalová síla vytváří účinek opačný, než je vnější moment síly, tedy se jedná o vnitřní moment síly. Tento vnitřní moment síly informuje o aktivitě svalových skupin

(Svoboda et al., 2020). Malá změna v poloze vektoru síly, kterou může způsobit změna nastavení segmentů, způsobí výraznou změnu v působení síly. Pokud tedy například intervencí v průběhu terapie změním polohu segmentu tak, že se vektor reakční síly, který působil před kloubem, dostane za něj, povede to ke změně orientace momentu síly a zapojí se svalové skupiny s opačnou funkcí (Neumannová et al., 2015).

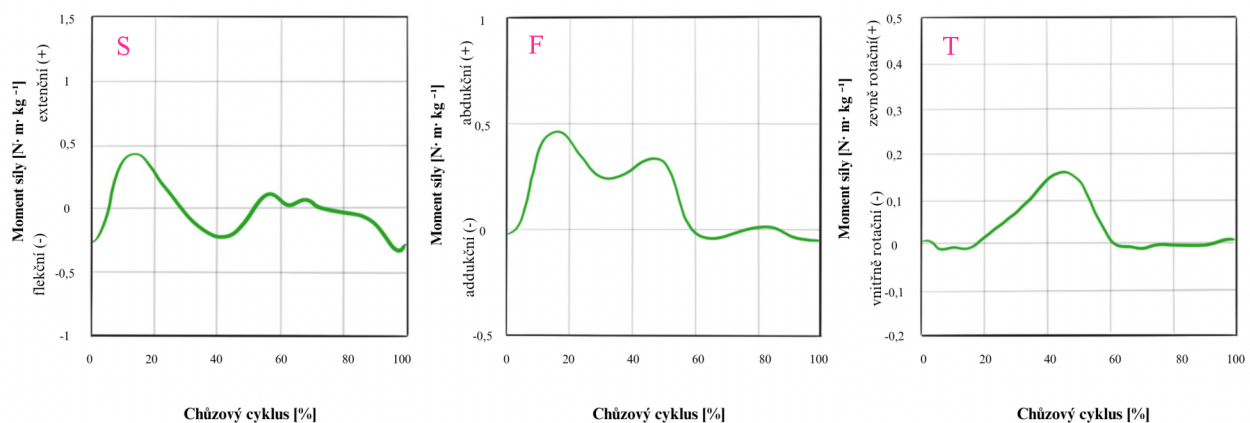
Momenty sil můžeme uvažovat ve všech třech rovinách, ale nejčastěji jsou popisovány v rovině sagitální, v případě kolenního kloubu i v rovině frontální. V těchto rovinách budou také podrobněji popsány v rámci této práce. Otáčivý účinek reakční síly podložky popisujeme u hlezenního kloubu jako plantiflekční a dorziflekční, u kolenního kloubu jako flekční, extenční, abdukční a addukční a u kyčelního kloubu flekční a extenční (Svoboda et al., 2020).

Moment síly v hlezenním kloubu je charakteristický dorziflekčním účinkem na počátku chůzového cyklu, kdy dochází k excentrické svalové aktivitě plantárních flexorů, které kontrolují pokládání chodidla na podložku. V období postupného zatěžování a mezistoje je moment síly plantiflekční, jelikož jsou v aktivitě dorzální flexory (zejména m. tibialis anterior) a probíhá progrese bérce přes chodidlo (Svoboda et al., 2020). Jakmile se končetina nachází ve fázi předšvihů, plantiflekční moment síly rapidně klesá (Levine et al., 2012).



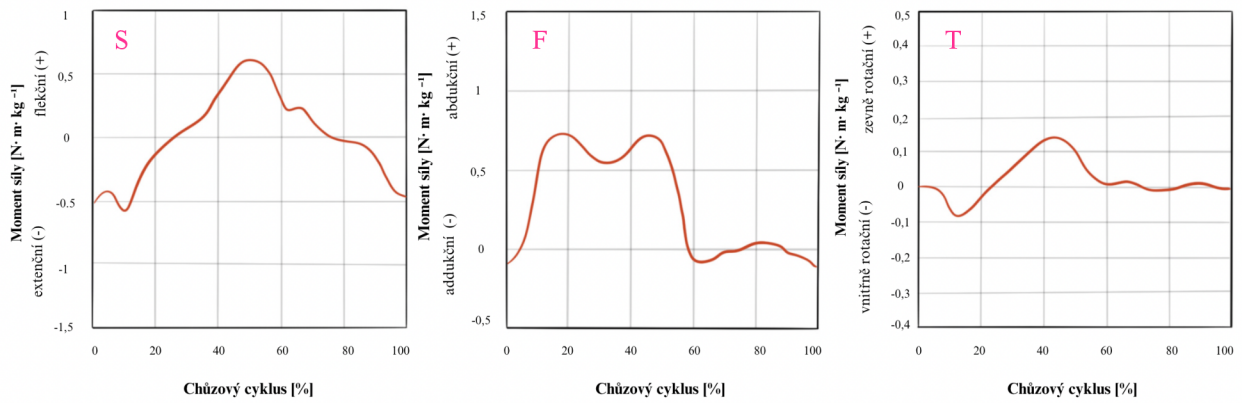
Obrázek 7. Moment síly v hlezenním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2018).

Moment síly v kolenním kloubu má na začátku chůzového cyklu v sagitální rovině flekční účinek. V zápětí je kolenní kloub převeden do mírné flexe a orientace momentu síly se mění na extenční. Dále postupně klesá během mezistoje a jak se mění excentrická kontrakce m. quadriceps femoris v koncentrickou, mění se orientace zpět momentu síly na flekční. Na konci konečného stoje se kolenní kloub dostává opět do flexe a orientace se mění v extenční, což přetrvává i ve fázi předšvihů (Levine et al., 2012). Během počátečního a středního švihu jsou hodnoty momentu minimální, v koncovém švihu má moment síly orientaci do flexe (Svoboda et al., 2020). Velikost momentu síly ve frontální rovině je považována za nepřímý ukazatel zatížení mediální části kolenního kloubu (Svoboda et al., 2020). Aktivita je nejvyšší zejména během mezistoje, kdy je zvýšeno mediální zatížení kolene, tudíž jsou v aktivitě abduktory kyčelního kloubu a skrz iliotibiální trakt koleno stabilizují (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 8. Moment síly v kolenním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi et al., 2018).

Moment síly v kyčelním kloubu v sagitální rovině má nejdříve extenční orientaci, jelikož je končetina při iniciálním kontaktu ve flexi. Jakmile se však dostává do neutrální pozice, velikost momentu síly postupně klesá a jeho orientace přechází do flexe. Maximum flekčního momentu síly nastává ve fázi konečného stoje, kdy je pánev a trup vzpřímena nad stojnou končetinou a ta se dostává do extenze. Během předšvihu je zahájena zpětná flexe kyčelního kloubu a orientace momentu síly se mění v extenční (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 9. Moment síly v kyčelním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi et al., 2018).

## 3 CÍLE A HYPOTÉZY

### 3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je posoudit vliv různých fází menstruačního cyklu na momenty sil kloubů dolních končetin při chůzi.

### 3.2 Hypotézy

Na základě hlavního cíle diplomové práce byly stanoveny tyto hypotézy:

**H1** : Momenty sil v hlezenním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

**H2** : Momenty sil v kolenním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

**H3**: Momenty sil v kyčelním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

V rámci jedné hypotézy bereme v potaz momenty sil ve všech třech rovinách. Pokud bude alespoň v jedné rovině v daném kloubu nalezen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,05$ ), hypotéza bude pro daný kloub přijata.

## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 18 probandek. Věkové rozmezí bylo 20-27 let, průměrný věk  $23,3 \pm 1,7$  let, průměrná výška  $169 \pm 5,3$  cm, průměrná váha  $63,4 \pm 6,8$  kg a průměrné BMI  $22,25 \pm 2,5$  kg/m<sup>2</sup>. Na informační schůzce proběhlo dotazníkové šetření pro zjištění potřebných anamnestických údajů a pro detekci vylučovacích kritérií. Vylučovací kritéria byla stanovena jako premenstruační nebo menstruační bolestivost (VAS >3 při nejintenzivnější bolestivosti či potřeba analgetické medikace), nepravidelný cyklus, krvácení mimo dny menstruace, užívání hormonální antikoncepce či jiných systémových hormonálních preparátů v posledních 6 měsících; dále známé gynekologické onemocnění, současná a/nebo předchozí gravidita a porody, přítomnost jiných systémových onemocnění vyžadujících léčbu, onemocnění nebo úrazy pohybového aparátu interferující s charakterem výzkumu (akutní úraz, vrozené deformity dolních končetin apod.), kouření, abúzus, obezita (BMI >30 kg/m<sup>2</sup>), profesionální sportovní činnost. Většinu probandek tvořily studentky Univerzity Palackého v Olomouci.

### 4.2 Organizace sběru dat

Data byla získána v rámci projektu „Provedení chůze u zdravých mladých žen v různých fázích menstruačního cyklu“. Jelikož byla v projektu hodnocena také kinematická analýza chůze a EMG aktivita vybraných svalů při chůzi, bude metodika v rámci této práce popsána komplexně v souladu s celým výzkumem, ačkoliv pro vytvoření této diplomové práce bylo využito jen část dat. Projekt byl dne 6. 1. 2022 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 4) pod jednacím číslem 2/2022.

#### 4.2.1 Příprava na měření

Každá probandka absolvovala úvodní informační schůzku, kde byl podrobně vysvětlen průběh celého výzkumu. S každou účastnicí byl podepsán informovaný souhlas (Příloha 5) s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci. Na úvodní schůzce obdržela

každá probandka LH testovací proužky (BMS Company s.r.o., Ledce u Plzně, Česká Republika) pro detekci zvýšené hladiny luteinizačního hormonu. Okolo předpokládané ovulace si probandka v domácím prostředí každý den provedla test z porce ranní moči v souladu s instrukcemi uváděnými výrobcem. Po detekci pozitivního testu žena kontaktovala koordinátora studie a do 72 hodin bylo provedeno měření chůze v periovulační fázi cyklu. Měření v menstruační fázi cyklu bylo provedeno do 72 hodin od začátku krvácení.

#### 4.2.2 Průběh vlastního měření

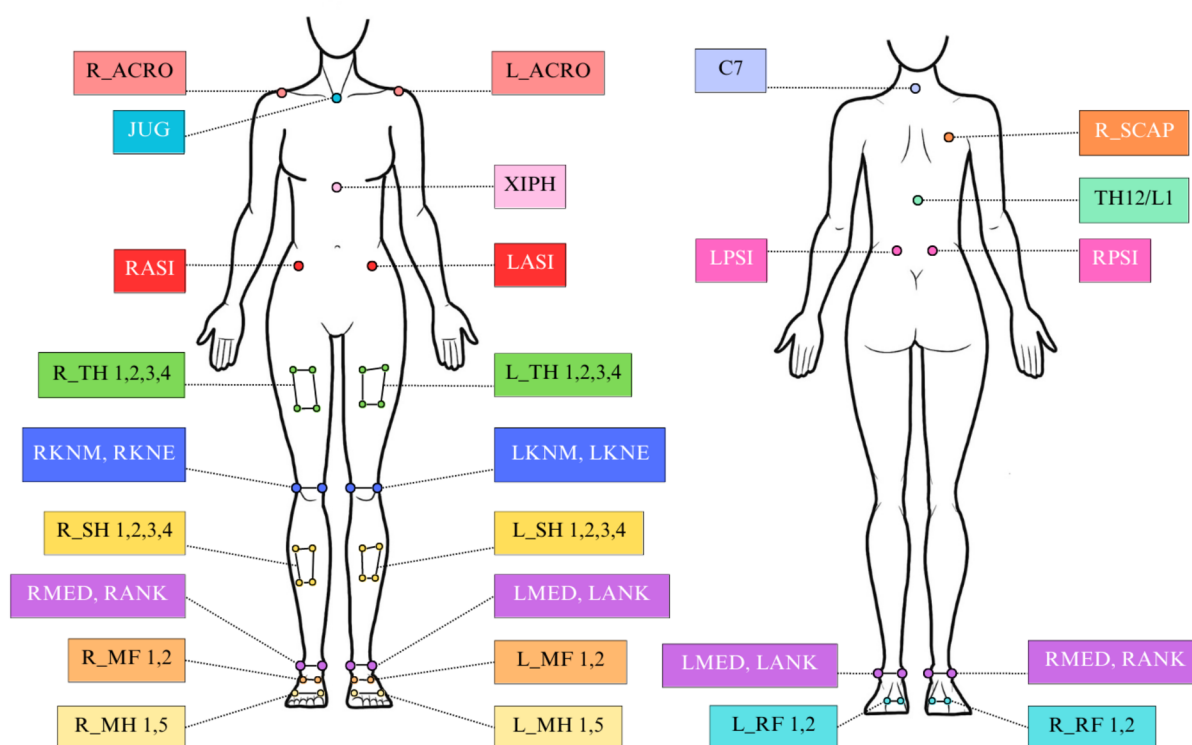
Měření probíhalo v laboratoři chůze FTK UPOL a bylo v obou fázích menstruačního cyklu shodné. Chůze byla zaznamenána pomocí systému Vicon Vantage V5 (Oxford Metrics, Oxford, UK). Celková dráha měřeného úseku byla dlouhá 10 m a obsahovala 2 silové piezoelektrické plošiny Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Systém zahrnuje také 8 kamer s rozlišením 5 megapixelů. Pohyb byl snímán s frekvencí 200 Hz. K hodnocení elektromyografické aktivity svalů byla využita povrchová elektromyografie systému Trigno Wireless System, Delsys Inc (Natick, MA, USA). Měření se vždy účastnili dva členové výzkumného týmu, přičemž jeden ovládal systém Vicon a druhý instruoval probandku a lepil reflexní značky (markery) a EMG senzory.

Před samotným měřením bylo vždy potřeba nakalibrovat snímáný prostor v softwaru Vicon Nexus pomocí kalibrační hůlky, se kterou se pohybovalo v prostoru mezi kamerami, a kalibračního rámečku položeného do jednoho rohu silové plošiny. Zároveň byly k systému zapojeny EMG senzory. Byla také vytvořena v počítači složka probandky, do které se následně uložila data z obou měření. Dále byl probandkám vysvětlen průběh měření a mohly si vyzkoušet chůzi nanečisto. Díky tomu byly schopny projít měřený úsek přirozenou chůzí. Aby mohly být zaznamenány kinematické parametry chůze, bylo potřeba na probandky nalepit reflexní značky na trup, pánev a dolní končetiny (Obrázek 10). Reflexní značky byly nalepeny pomocí oboustranné lepicí pásky přímo na kůži, a na stehna a bérce byly upevněny klastry pomocí elastické pásky tak, aby nedošlo k jejich posunu během pohybu. Jakmile byly nalepeny všechny markery, absolvovala probandka klidový stoj, přičemž byla provedena statická kalibrace dat. Během kalibrace druhý člen týmu



nalepil na probandku EMG senzory. Umístění senzorů (Obrázek 11) předcházelo řádné očištění kůže, aby se zlepšila její přilnavost a snížil kožní odpor.

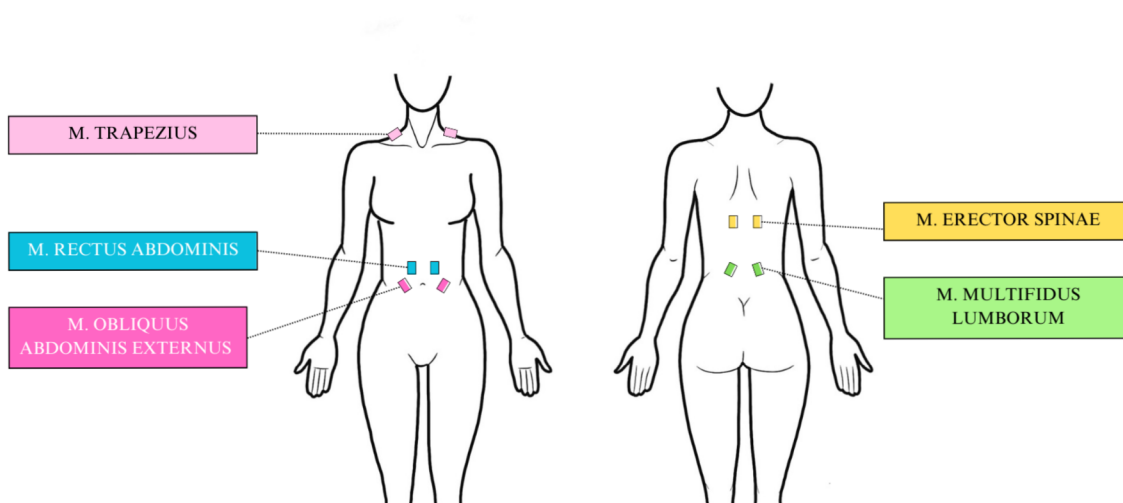
Jakmile byl celý systém nastaven, proběhlo samotné měření chůze. Probandka vždy absolvovala 10 pokusů přirozené chůze. Dále bylo testováno zahájení chůze a stoj na jedné dolní končetině, nicméně tato data nebyla v rámci práce využita. Po testování chůze vyplnily probandky dotazník o subjektivním hodnocení chůze. Zároveň bylo zkontrolováno provedení všech pokusů a data byla zálohována.



Obrázek 10. Schéma umístění reflexních značek.

Legenda: R\_ACRO - pravý acromion, L\_ACRO - levý akromion, JUG - fossa jugularis, XIPH - processus xiphoideus, RASI - pravá přední horní spina, LASI - levá přední horní spina, R\_TH 1 - pravé stehno - bod vpravo nahoře, R\_TH 2 - R\_TH2 - pravé stehno - bod vpravo dole, R\_TH 3 - pravé stehno - bod vlevo dole, R\_TH 4 - pravé stehno - bod vlevo nahoře, L\_TH 1 - levé stehno - bod vlevo nahoře, L\_TH 2 - levé stehno - bod vlevo dole, L\_TH 3 - levé stehno - bod vpravo dole, L\_TH 4 - levé stehno - bod vpravo nahoře, RKNM - pravé koleno mediální strana, RKNE - pravé koleno laterální strana, R\_SH 1 - pravá hleň - bod vlevo nahoře, R\_SH 2 - pravá hleň - bod vlevo dole, R\_SH 3 - pravá hleň - bod vpravo dole, R\_SH 4 - pravá hleň - bod vpravo nahoře, L\_SH 1 - levá hleň - bod vlevo nahoře, L\_SH 2 - levá hleň - bod vlevo dole, L\_SH 3 - levá hleň - bod vpravo dole, L\_SH 4 - levá hleň - bod vpravo nahoře, RMED - pravý mediální maleolus, RANK - pravý laterální maleolus, LMED - levý mediální maleolus, LANK - levý laterální maleolus, R\_MF 1 - pravý první metatarz, R\_MF 2 - pravý pátý metatarz, L\_MF 1 - levý první metatarz,

L\_MF 2 - levý pátý metatarz, R\_MH 1 - pravý palec, R\_MH 5 - pravý malík, L\_MH 1 - levý palec, L\_MH 2 - levý malík, C7 - proc. spinosus sedmého krčního obratle, R\_SCAP - pravá lopatka, TH12/L1 - přechod dvanáctého hrudního a prvního bederního obratle, LPSI - levá zadní horní spina, RPSI - pravá zadní horní spina, L\_RF 1 - levá mediální hrana paty, L\_RF 2 - levá laterální hrana paty, R\_RF 1 - pravá mediální hrana paty, R\_RF 2 - pravá laterální hrana paty



Obrázek 11. Schéma umístění EMG senzorů.

## 4.3 Analýza dat

### 4.3.1 Zpracování dat

Záznam chůze a souřadnice bodů byly získány s využitím programu Vicon Nexus 2.11 (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). V tomto programu se následně záznamy jednotlivých pokusů zkrátily na dva chůzové cykly, vyplnily se drobné gapy (mezery) v záznamu (pokud se vyskytovaly) a vytvořil se trojrozměrný model. Takto upravená data byla dále zpracována v programu Visual3D, kde z nich byl vytvořen 3D model trupu a dolních končetin. Dále data prošla automatickými filtry, které zobrazily výsledky měření pomocí grafů. Všechny grafy byly manuálně zkontrolovány, jestli nevykazují nějaké odchylky. Prostřednictvím tohoto softwaru byly také získány výstupní hodnoty námi hledaných parametrů, což byly momenty sil v kloubech dolní končetiny v sagitální, frontální a transverzální rovině. Následně byla číselná data přenesena do programu Microsoft Excel a zpracována do formy tabulek a grafů.

### 4.3.2 Statistické vyhodnocení dat

Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (verze 12, TIBCO Software, Palo Alto, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena testem Kolmogorov Smirnov. Data měla normální rozdělení. Rozdíly mezi hodnotami sledovaných proměnných v době menstruace a ovulace byly posouzeny pomocí párového t testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky k hypotéze H1

**H1:** Momenty sil v hlezenním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

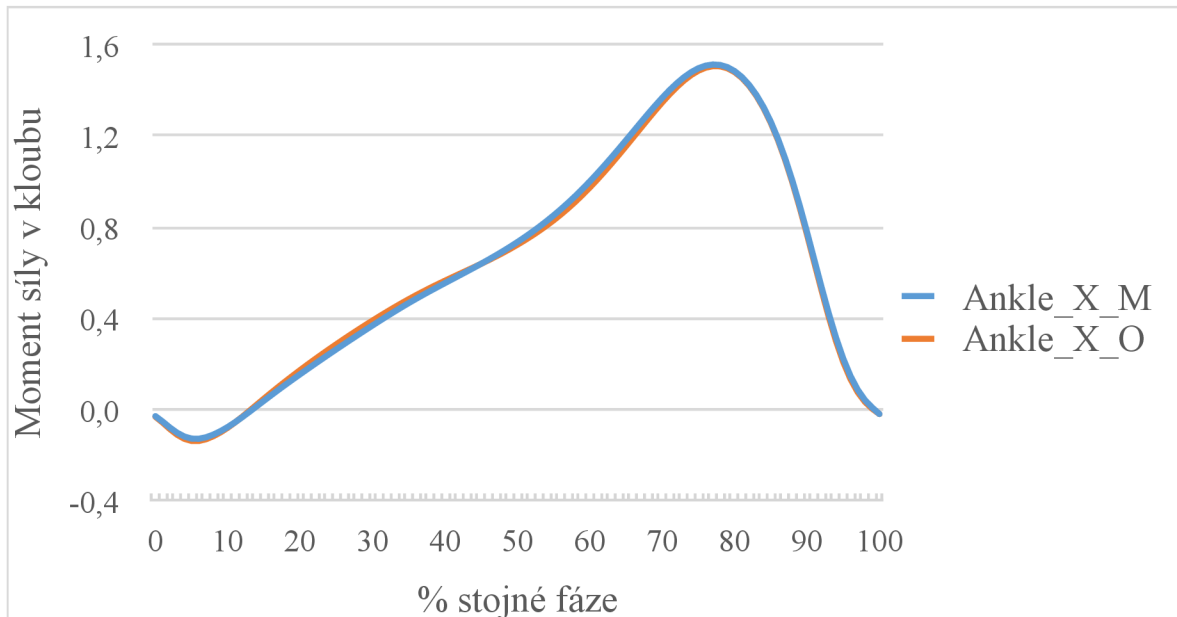
Při porovnání naměřených hodnot momentů sil v hlezenním kloubu nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními, a to ani v jedné z anatomických rovin (Tabulka 1). Rozdíl v průběhu momentů sil v hlezenním kloubu mezi měřeními v periovulační a menstruační fázi je zaznačen na následujících stránkách (Graf 1, Graf 2, Graf 3).

Tabulka 1. Hodnoty momentů sil v hlezenním kloubu.

Kloub_rovina	Parametr	Menstruace		Ovulace		Hladina p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Ankle_X	Max	1,49	0,21	1,52	0,24	0,613
	Min	-0,14	0,04	-0,15	0,03	0,263
	Rozsah	1,63	0,21	1,66	0,25	0,520
Ankle_Y	Max	0,33	0,13	0,36	0,10	0,299
	Min	-0,05	0,04	-0,04	0,02	0,121
	Rozsah	0,38	0,11	0,40	0,10	0,541
Ankle_Z	Max	0,18	0,03	0,19	0,05	0,564
	Min	-0,02	0,01	-0,01	0,01	0,240
	Rozsah	0,20	0,03	0,20	0,05	0,778

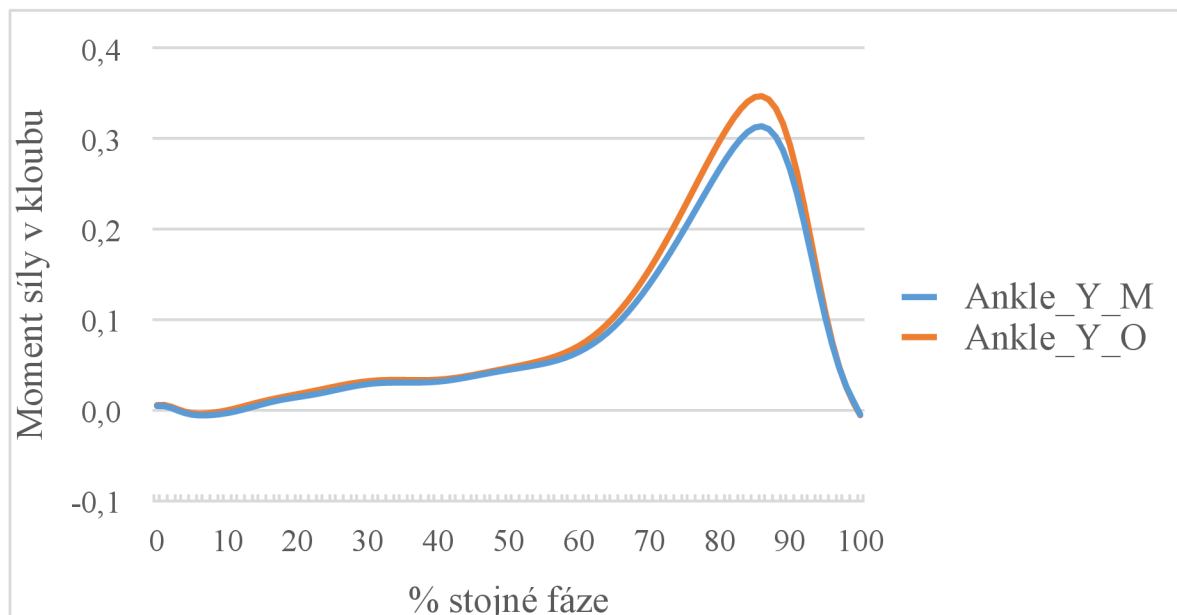
Legenda: Ankle\_X - moment síly v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Ankle\_Y - moment síly v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Ankle\_Z - moment síly v hlezenním kloubu v transverzální rovině, Max - maximum momentu síly, Min - minimum momentu síly, Rozsah - rozsah momentu síly, Menstruace - hodnoty naměřené v menstruační fázi, Ovulace - hodnoty naměřené v periovulační fázi, SD - směrodatná odchylka, Hladina p - hladina statistické významnosti.

Graf 1. Momenty sil v hlezenním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



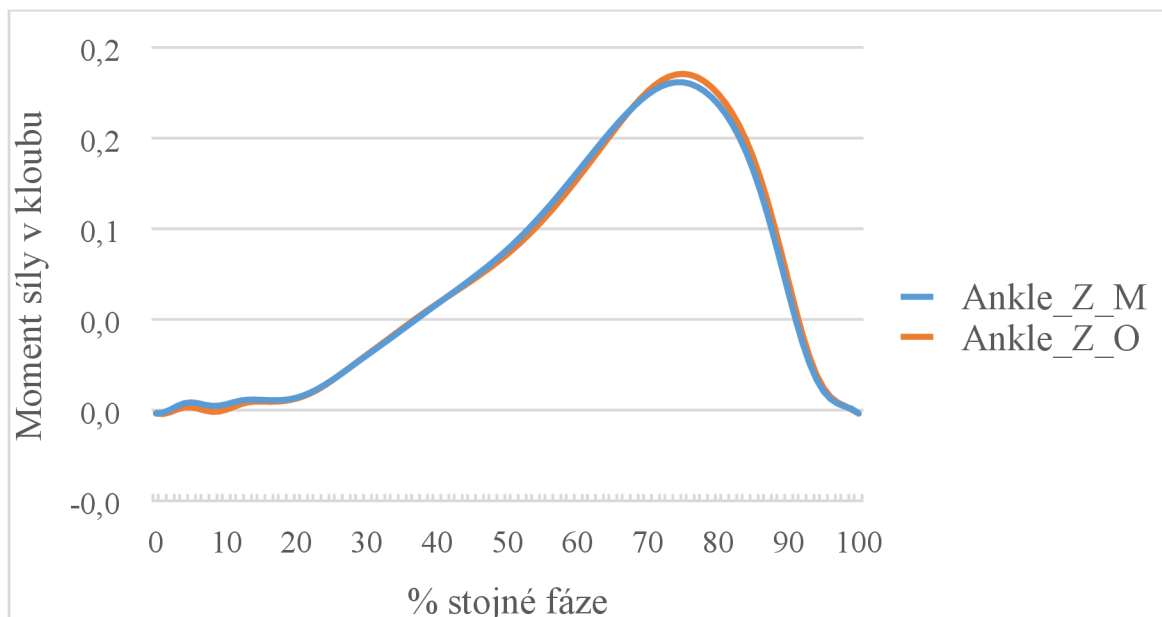
Legenda: Ankle\_X\_M - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během menstruační fáze, Ankle\_X\_O - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během periovulační fáze

Graf 2. Momenty sil v hlezenním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Ankle\_Y\_M - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během menstruační fáze, Ankle\_Y\_O - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během periovulační fáze

Graf 3. Momenty sil v hlezenním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Ankle\_Z\_M - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během menstruační fáze, Ankle\_Z\_O - křivka momentu síly v hlezenním kloubu během periovulační fáze

S ohledem na výsledky byla hypotéza **H1 zamítnuta** na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5.2 Výsledky k hypotéze H2

**H2:** Momenty sil v kolenním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

Při porovnání naměřených hodnot momentů sil v kolenním kloubu byl zjištěn statisticky významný rozdíl v několika hodnotách (Tabulka 2). Byl detekován statisticky významný rozdíl ( $p = 0,013$ ) ve velikosti maxima momentu síly v sagitální rovině mezi menstruačním a periovulačním měřením. Tento údaj můžeme názorně sledovat v grafu popisující průběh momentů sil v sagitální rovině (Graf 4). Dále byl detekován statisticky významný rozdíl ( $p = 0,028$ ) v celkovém rozsahu momentů sil v sagitální rovině mezi menstruačním a periovulačním měřením. Jako poslední byl detekován statisticky významný rozdíl ( $p = 0,032$ ) ve velikosti maxima momentu síly v transverzální rovině mezi menstruačním a periovulačním měřením. Tento údaj můžeme názorně sledovat v grafu popisující průběh momentů sil v transverzální rovině (Graf 6). Ve frontální rovině

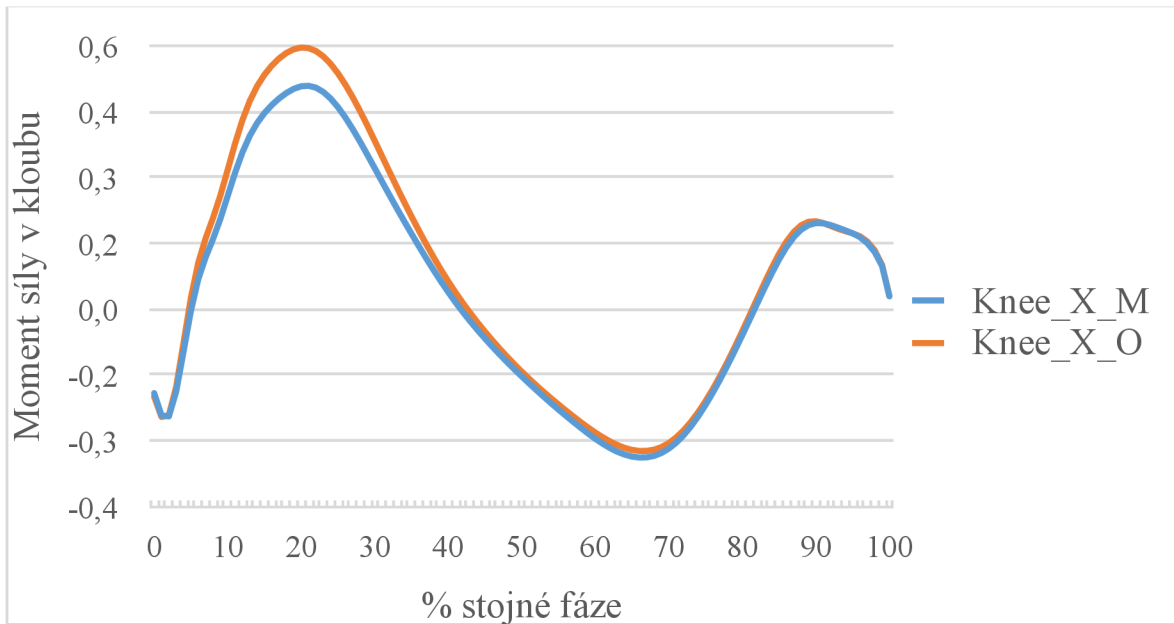
nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními a průběh momentů sil můžeme sledovat v grafu 5.

Tabulka 2. Hodnoty momentů sil v kolenním kloubu.

Kloub_rovina	Parametr	Menstruace		Ovulace		Hladina p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Knee_X	Max	0,51	0,15	0,61	0,20	<b>0,013</b>
	Min	-0,37	0,37	-0,37	0,37	0,37
	Rozsah	0,88	0,17	0,98	0,24	<b>0,028</b>
Knee_Y	Max	0,49	0,08	0,49	0,10	0,956
	Min	-0,10	0,04	-0,10	0,03	0,946
	Rozsah	0,59	0,09	0,59	0,11	0,946
Knee_Z	Max	0,13	0,05	0,16	0,08	<b>0,032</b>
	Min	-0,16	0,03	-0,17	0,05	0,427
	Rozsah	0,29	0,05	0,33	0,09	0,050

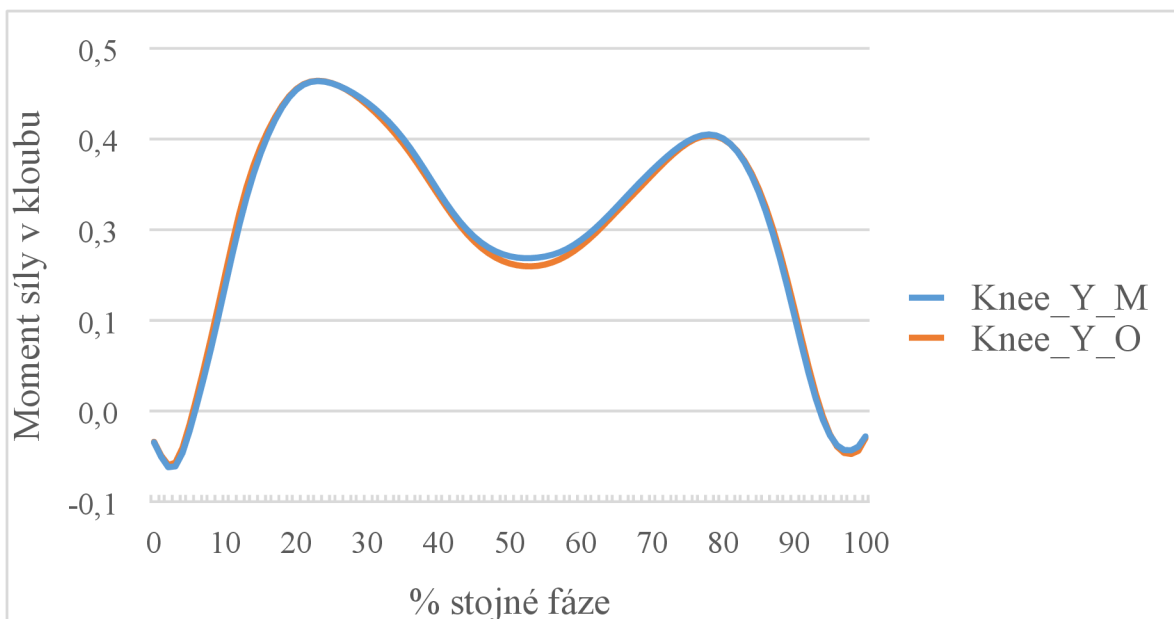
Legenda: Knee\_X - moment síly v kolenním kloubu v sagitální rovině, Knee\_Y - moment síly v kolenním kloubu ve frontální rovině, Knee\_Z - moment síly v kolenním kloubu v transverzální rovině, Max - maximum momentu síly, Min - minimum momentu síly, Rozsah - rozsah momentu síly, Menstruace - hodnoty naměřené v menstruační fázi, Ovulace - hodnoty naměřené v periovulační fázi, SD - směrodatná odchylka, Hladina p - hladina statistické významnosti.

Graf 4. Momenty sil v kolenním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Knee\_X\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Knee\_X\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze

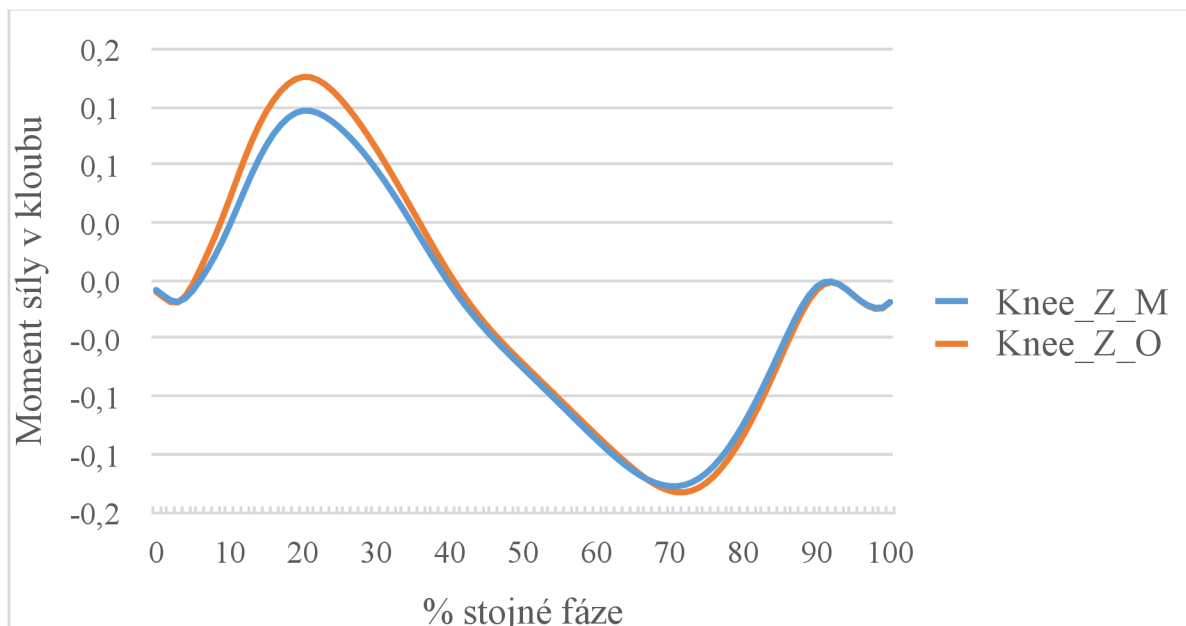
Graf 5. Momenty sil v kolenním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Knee\_Y\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Knee\_Y\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze



Graf 6. Momenty sil v kolenním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Knee\_Z\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Knee\_Z\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze. Průběh tohoto grafu se jako jediný neshoduje s obecným průběhem popsáním v teoretické části. Důvodem je rozdílná metodika umístění markerů v oblasti kolenního kloubu.

S ohledem na výsledky byla hypotéza **H2 přijata** na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.3 Výsledky k hypotéze H3

H3: Momenty sil v kyčelním kloubu se při chůzi v periovulační a menstruační fázi liší.

Při porovnání naměřených hodnot momentů sil v kyčelním kloubu byl zjištěn statisticky významný rozdíl v sagitální rovině (Tabulka 3). Byl detekován statisticky významný rozdíl ( $p = 0,041$ ) ve velikosti maxima momentu síly v sagitální rovině mezi menstruačním a periovulačním měřením. Tento údaj můžeme názorně sledovat v grafu popisující průběh momentů sil v sagitální rovině (Graf 7). Dále byl detekován statisticky významný rozdíl ( $p = 0,042$ ) v celkovém rozsahu momentů sil v sagitální rovině mezi

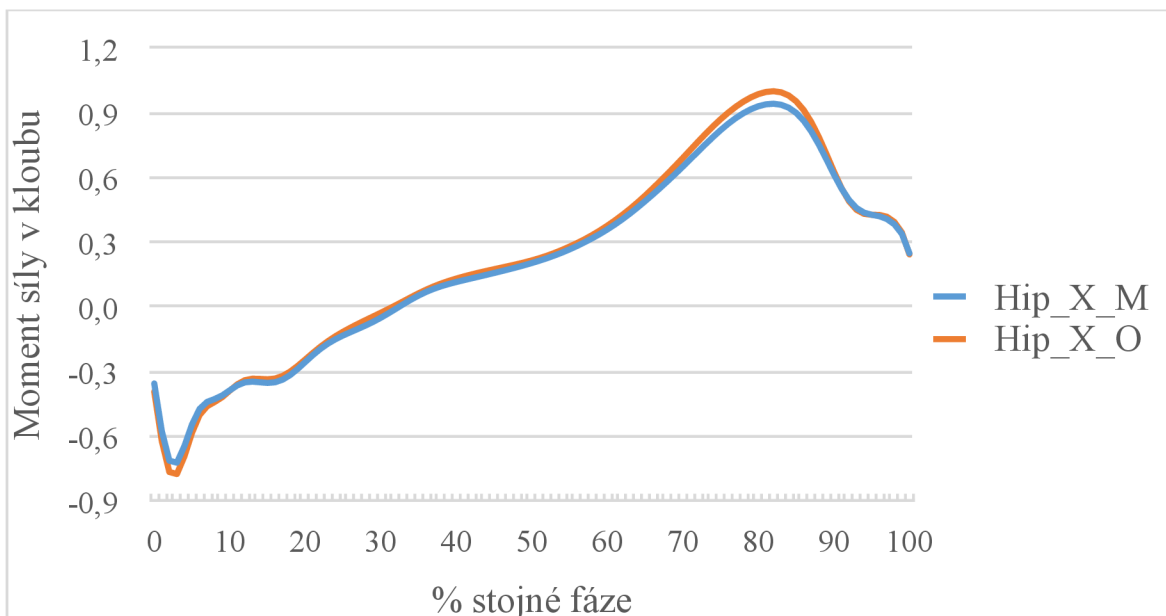
menstruačním a perioovulačním měřením. Ve frontální ani transverzální rovině nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními a průběhy momentů sil můžeme sledovat v grafech 8 a 9.

Tabulka 3. Hodnoty momentů sil v kyčelním kloubu.

Kloub_rovina	Parametr	Menstruace		Ovulace		Hladina p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Hip_X	Max	0,94	0,23	1,02	0,26	<b>0,041</b>
	Min	-0,74	0,23	-0,81	0,28	0,085
	Rozsah	1,68	0,42	1,82	0,50	<b>0,042</b>
Hip_Y	Max	0,96	0,13	1,01	0,18	0,227
	Min	-0,15	0,06	-0,16	0,06	0,146
	Rozsah	1,10	0,12	1,17	0,19	0,171
Hip_Z	Max	0,30	0,10	0,30	0,10	0,966
	Min	-0,09	0,04	-0,09	0,03	0,871
	Rozsah	0,39	0,12	0,39	0,10	0,935

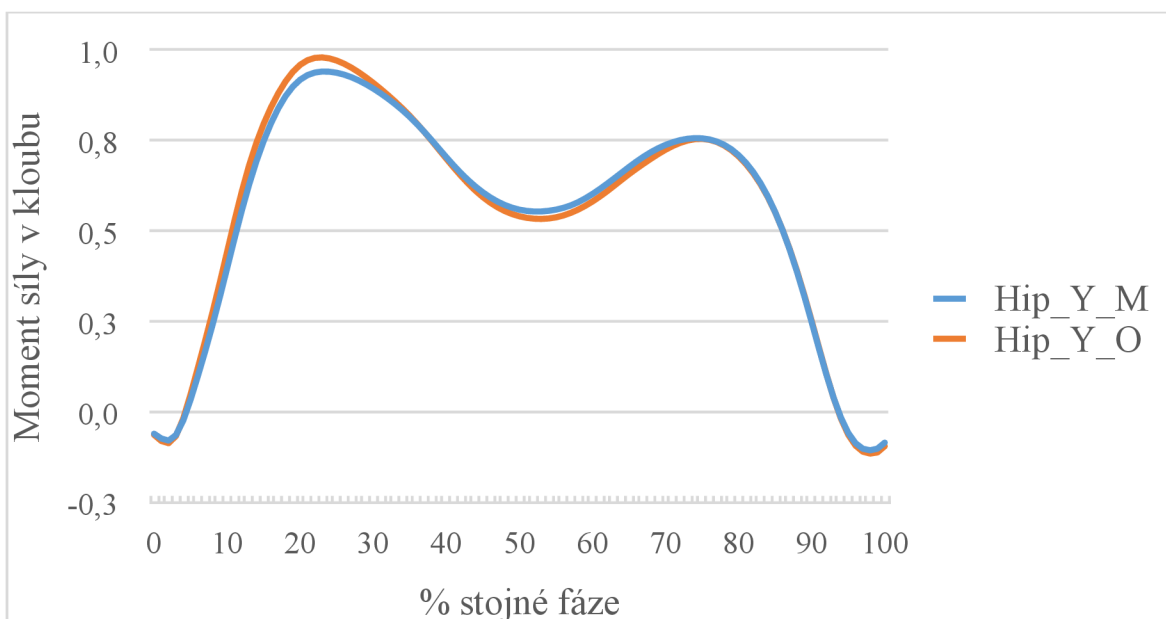
Legenda: Hip\_X - moment síly v kyčelním kloubu v sagitální rovině, Hip\_Y - moment síly v kyčelním kloubu ve frontální rovině, Hip\_Z - moment síly v kyčelním kloubu v transverzální rovině, Max - maximum momentu síly, Min - minimum momentu síly, Rozsah - rozsah momentu síly, Menstruace - hodnoty naměřené v menstruační fázi, Ovulace - hodnoty naměřené v perioovulační fázi, SD - směrodatná odchylka, Hladina p - hladina statistické významnosti.

Graf 7. Momenty sil v kyčelním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



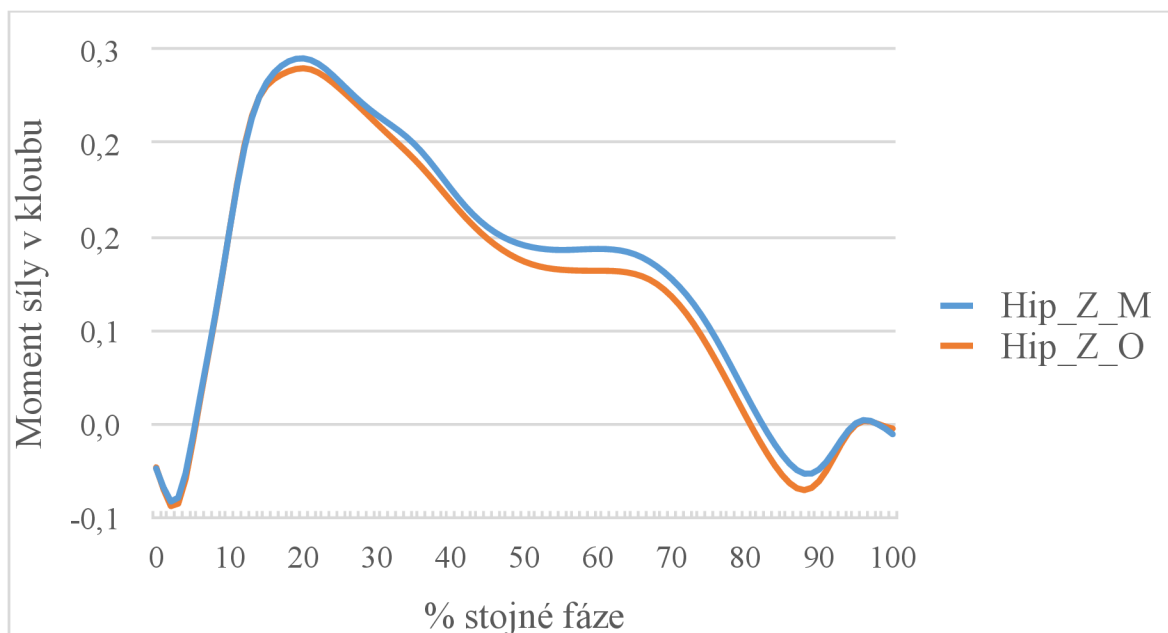
Legenda: Hip\_X\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Hip\_X\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze

Graf 8. Momenty sil v kyčelním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Hip\_Y\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Hip\_Y\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze

Graf 9. Momenty sil v kyčelním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.



Legenda: Hip\_Z\_M - křivka momentu síly v kolenním kloubu během menstruační fáze, Hip\_Z\_O - křivka momentu síly v kolenním kloubu během periovulační fáze

S ohledem na výsledky byla hypotéza **H3 přijata** na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 6 DISKUZE

Vnímání menstruačního cyklu jako parametru ovlivňující sportovní, studijní i pracovní výsledky žen je stále na nízké úrovni. Laická i odborná veřejnost jemu nevěnuje příliš velkou pozornost, ačkoliv je nezpochybnitelné, že život žen významně ovlivňuje. Během posledních tří dekad rapidně vzrostl počet ženských profesionálních atletek. Na Olympijských hrách v Seoulu v roce 1988 bylo 26 % účastníků ženského pohlaví, kdežto na Olympijských hrách v Riu de Janeiro v roce 2016 toto číslo vzrostlo na 45 % (McNulty et al., 2020). S touto vzrůstající tendencí však nedrží krok výzkum prováděný na ženách. Ve sportovním odvětví je většina výzkumu prováděna na mužích a tyto poznatky jsou potom nesprávně aplikovány i v ženském sportu, ačkoliv fyziologie muže a ženy je zcela odlišná (Costello, Bieuzen, & Bleakley, 2014).

Ve spojitosti se sportovním výkonem jsou nejčastěji zkoumány změny hladiny hormonů estrogeneru a progesteronu. Ačkoliv je primární funkcí těchto hormonů podpora reprodukce, výzkumy zdůrazňují, že změny jejich koncentrací v krvi napříč menstruačním cyklem mají také mnoho účinků na jiné orgánové soustavy, než jen reprodukční. Ovlivňují kardiovaskulární, respirační a neuromuskulární systém, což by mohlo mít následně vliv na sportovní výkon (McNulty et al., 2020).

Většina studií se shodují v tom, že fáze menstruačního cyklu nemají vliv na anaerobní výkon žen. Narativní review provedené Carmichaelem et al. (2021) zahrnuje 16 studií popisujících ovlivnění anaerobního výkonu fázemi MC. Třináct studií neprokázalo žádný vliv MC na anaerobní výkon a tři studie popsaly, že alespoň jeden parametr měřící anaerobní výkon se změnil. Většina studií vycházela ze sportovního zatížení, které trvalo maximálně tři minuty či méně. Guo, Dong & Zhang (2005) popisují, že se ženám zlepšil během středu luteální fáze výsledek běhu na 100 a 200 m. Nejnovější studie, která prokázala vliv MC na anaerobní výkon, provedená Cookem, Kilduffem & Crewtherem (2018) popisuje, že se ženám zlepšil maximální silový výkon v intervalovém tréninku na bicyklovém ergometru během ovulace. Studie však také popsala, že měly atletky v období ovulace vyšší motivaci k podání lepších výsledků, což mohlo ovlivnit výsledný výkon. Na zlepšení výkonu během ovulace však nemusí mít dle autorů vliv pouze změna motivace, ale také zvýšená hladina estrogeneru a potenciálně zvýšená hladina testosteronu.

Ani aerobní výkon není dle studií příliš ovlivněn vlivem různých fází MC. Stejná narativní review hodnotila celkem 22 studií, z nichž 14 nepotvrdilo vliv MC na aerobní výkon, dvě udávaly určité ovlivnění parametrů, které mohou nepřímo určit úroveň aerobní kapacity a šest studií prokázalo vliv působení MC na aerobní výkon (Carmichael et al., 2021). Bylo zjištěno, že různé fáze MC budou spíše ovlivňovat vytrvalostní zátěž intermitentního charakteru a menší vliv budou mít na kontinuální zátěž. Výkon v některých intermitentních vytrvalostních testech byl vyšší ve folikulární fázi. Autoři to připisují poznatku, že je během luteální fáze zvýšený nárok na termoregulační a kardiovaskulární systém a výkonnost je tímto zhoršená (Julian, Hecksteden, Fullagar, & Meyer, 2017; Graja, Kacem, Hammouda, Borji, Bouzid, & Souissi, 2020). Zajímavé je, že jiná studie zjistila, že více běžkyň zaběhlo své nejlepší maratony v luteální fázi MC, což odporuje výše zmíněným poznatkům (Greenhall, Taipale, Ihalainen, & Hackney, 2020).

V porovnání s aerobním a anaerobním výkonem se ukazuje, že svalová síla je ovlivněna během různých fází MC. Rodrigues, de Azevedo Correia & Wharton (2019) zjistili, že je silový výkon zlepšen ve folikulární fázi, konkrétně na jejím začátku. K mírně odlišným výsledkům dospěli Tasmektepligil, Agaoglu, Türkmen & Türkmen (2010), kteří udávají zlepšení silového výkonu až ke konci folikulární fáze. Zvýšená svalová síla je ovlivněna hladinou koncentrace estrogenu a progesteronu. Efekt MC fáze na svalovou sílu byl zjišťován na dominantní i nedominantní končetině a bylo zjištěno, že k zvýšení svalové síly došlo při zkoušce silového úchopu obzvláště na dominantní končetině (Tasmektepligil et al., 2010). Výsledky svalové síly nemusí ovlivnit pouze dominance končetiny, ale také rozdílná svalová skupina. Tenan, Peng, Hackney & Griffin (2013) zjistili, že ve folikulární fázi dochází k relativnímu zvýšení svalové síly m. quadriceps femoris, avšak snížení svalové síly hamstringů.

Obecně můžeme z poznatků říct, že studie se neshodují na názoru, zda různé fáze MC ovlivňují sportovní výkon, či nikoliv. Z výsledku narativní review provedené Carmichaelem et al. (2021) vyplývá, že je sportovní výkon snížen na začátku folikulární fáze (období menstruace) a na konci luteální fáze. To indikuje, že premenstruační syndrom a snížení hladiny ženských pohlavních hormonů může mít vliv na snížení výkonu. Obecně můžeme shrnout poznatky studií tak, že vytrvalostní schopnosti jsou nejlepší na začátku menstruačního cyklu a anaerobní výkon a svalová síla v období ovulace. Vytrvalost je

nejhorší ke konci folikulární fáze a anaerobní výkon a svalová síla je nejhorší v pozdní luteální fázi.

Výzkumy nedávají do spojitosti s menstruačním cyklem pouze ovlivnění úrovně sportovního výkonu, ale také tendenci ke vzniku zranění. Nejčastěji jsou skloňovány zranění předního zkříženého vazů (ACL). Autoři systematického review z roku 2017 porovnali 21 studií, které hodnotily vliv menstruačního cyklu na zranění ACL a změny laxicity ligament v průběhu MC. Hormony, které dle autorů nejvíce ovlivňují laxicitu vaziva jsou estradiol, progesteron a relaxin. Předpokládá se, že estradiol a progesteron ovlivňují proliferaci fibroblastů a syntézu kolagenu. Estradiol a progesteron mají nejnižší hladinu koncentrace v období menstruace a nejvyšší v období ovulace. Právě periovulační období, kdy je hladina ženských pohlavních hormonů nejvyšší, je považováno za nejkritičtější pro vznik poranění ACL (Herzberg, Motuapuaka, Lambert, Fu, Brady & Guise, 2017). V této diplomové práci bylo zjištěno, že extenční moment síly kolenního kloubu v periovulační fázi dosahuje vyšších hodnot, než v menstruační fázi ( $p = 0,013$ ). Opačně musí působit vnitřní moment síly, v tomto případě vyvolaný aktivitou flexorů kolenního kloubu, tedy hamstringů. Tento poznatek lze tedy interpretovat tak, že v periovulační fázi byla nepřímo naměřena vyšší aktivita hamstringů. Právě hamstringy jsou hlavními synergisty ACL, který stabilizuje kolenní kloub v předozadním směru a do rotací (Solomonow et al., 1987). Zároveň byl zjištěn statisticky významný rozdíl ( $p = 0,032$ ) v hodnotách momentu síly v kolenním kloubu v transverzální rovině, tudíž byla v ovulační fázi zvýšená i aktivita svalů stabilizující kolenní kloub do rotace. Tyto výsledky tedy poukazují na fakt, že pokud je vlivem MC změněná stabilita vazivového aparátu kolenního kloubu, je zvýšená zátěž na pracující svaly, aby tento deficit vykompenzovaly. S těmito poznatky souhlasí také studie provedená Lee & Petrofskim (2018), kteří udávají, že je během ovulace kvůli zvýšené laxitě vazů zvýšená aktivita extenzorů i flexorů kolenního kloubu. Dodávají však, že je díky zvýšení této aktivity kloub méně flexibilní, a i to může narušovat nervosvalovou kontrolu. Na zvýšení rizika vzniku poranění během ovulace tedy nemá vliv pouze zvýšená laxita vaziva, ale také změna svalové síly, propriocepce a neuromuskulární kontroly (Martínez-Fortuny, Alonso-Calvete, Cuña-Carrera, & Abalo-Núñez, 2023).

Někteří autoři se domnívají, že by mohlo mít užívání některých forem hormonální antikoncepce protektivní vliv a snižovat riziko poranění ACL o zhruba 20 % (Gray, Gugala, & Baillargeon, 2016). Perorální kontraceptiva, jejichž hlavní účinnou látkou jsou progestiny (nejčastěji progesteron), narušují normální menstruační cyklus a zabraňují ovulaci tím, že potlačují vývoj a následné prasknutí folikulů. Zastavení vývoje folikulů má za následek snížení hladiny estrogenů. Teoreticky se snížená hladina estrogenů v séru může rovnat silnějším vazům a měkkým tkáním, včetně ACL. Autoři však zdůrazňují, že ačkoliv výsledky naznačují protektivní vliv antikoncepce, neměla by být užívána jako profylaktické opatření (Rahr-Wagner, Thillemann, Mehnert, Pedersen, & Lind, 2014).

Mezi velmi časté poranění při sportu patří také poranění hlezenního kloubu. Nejčastějším zraněním je distorze, kdy dojde k překročení fyziologického rozsahu pohybu v kloubu. Riziko tohoto zranění může být také podpořeno nestabilitou, která je způsobena zvýšenou laxitou vaziva z důvodu zvýšení pohlavních hormonů. Studie provedená Yamazakim et al. (2021) popisuje vztah mezi laxitou hlezenního kloubu, generalizovanou kloubní hypermobilitou a MC. Do studie bylo zařazeno 14 žen s fyziologickým MC. Výzkumníci měřili pomocí ultrazvuku protažení lig. talofibulare anterior (LTA) při předním zásuvkovém testu a hypermobilitu v každé fázi MC. Nebyl zjištěn významný statistický rozdíl v délkách LTA, avšak při ovulaci byl naměřen u probandek vyšší stupeň hypermobility. S těmito poznatky korespondují i výsledky z této diplomové práce, kdy nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl v momentech sil v hlezenním kloubu během chůze.

Kinematická a dynamická analýza pánve a kyčelního kloubu v různých fázích MC dle našich znalostí v současné době chybí. Studie ElDeeba, Osmana, Atty a Hamady (2019) popisuje účinek fází MC na výkon abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu. Bylo zjištěno, že aktivita těchto svalů byla zvýšena v luteální fázi v porovnání s folikulární fází. Jelikož jsou tyto poznatky měřeny v jiných fázích MC, než ve kterých bylo provedeno měření pro tuto diplomovou práci, nemohou být data srovnávána. Dle našich výsledků není statisticky významný rozdíl v momentech sil ve frontální rovině, tudíž ani svalové aktivitě abduktorů a adduktorů během menstruační a ovulační fáze. Byl však zjištěn statisticky významný rozdíl ( $p = 0,041$ ) v sagitální rovině. Maximum flekčního momentu síly dosahovalo během ovulace vyšších hodnot, než během menstruace.



Výsledky dostupných studií se stále poměrně liší, což může mít za následek rozdílná metodika výzkumu. Problémem může být detekce jednotlivých fází MC. Nejčastěji používanými metodami jsou detekce ovulace z moči LH testy, měření bazální teploty, symptotermální metoda (měření bazální teploty s pozorováním přidružených symptomů) nebo krevní testy. Dalším problémem může být samotná volba fází MC, ve kterých jsou parametry zkoumány. Nejčastější porovnávané fáze jsou brzká folikulární (menstruační) a ovulační, jelikož jsou v nich nejrozdílnější hladiny estrogenu. Zajímavé by však bylo srovnat i střední luteální fázi, kdy estrogen i progesteron zároveň dosahují druhého peaku (McNulty et al., 2020). Bruinvels, Hackney & Pedlar (2022) považují za kritickou fázi pro ovlivnění sportovního výkonu i premenstruační fázi (konec luteální fáze), kdy dochází k poklesu pohlavních hormonů a ženy prožívají nejvýraznější subjektivní symptomy, jako nevolnosti, únavu a menstruační křeče.

V současné době chybí EBM guideliny, které by ženám doporučily optimalizaci tréninkového zatížení ve vztahu k menstruačnímu cyklu. Zdroje doporučují ženám naslouchat svému tělu a řídit se subjektivními pocity. Velkou protagonistkou maximalizace tréninkového výkonu podle MC je americká doktorka Tracey Sims, která ve své knize ROAR popisuje, že nejlepších sportovních výsledků je žena schopná v období menstruace a celkově doporučuje dávat nejtěžší tréninky v období nízkých hladin ženských pohlavních hormonů. Zároveň dodává, že v období menstruace je relativně nejvyšší hladina testosteronu, tudíž je jednodušší budovat svalovou hmotu (Sims, 2016). Podobné názory propaguje i doktorka Georgie Bruinvels, která je spoluzakladatelkou aplikace FitrWoman, jejíž úkolem je pomoci ženám s optimalizací tréninků v souhře s jejich cykly (Oliveira, Bruinvels, Pedlar, Moore, & Newell, 2021). Tuto aplikaci používá k optimalizaci tréninků podle MC například ženská fotbalová reprezentace USA, která zvítězila na mistrovství světa v roce 2019, nebo atletka Adelle Tracey, finalistka Mistrovství Evropy v běhu na 800 metrů v roce 2018. Autorka v aplikaci rozlišuje tréninková období do čtyř fází. První fáze vychází na 1.-5. den, kdy jsou hladiny estrogenu a progesteronu nízké a hladina testosteronu relativně vysoká, tudíž se mají ženy zaměřit na budování svalové hmoty a síly. V případě menstruačních bolestí, únavy nebo nevolností je doporučena jóga nebo pilates, v opačném případě je doporučeno posilovat submaximální intenzitou, maximální počet opakování. Druhá fáze vychází na 7.-14. den, kdy dochází ke zvýšení hladiny estrogenu,

což je spojeno s pocitem větší energie a s rychlejší regenerací. V této fázi je vhodné zařadit intenzivní trénink (sprinty, cvičení vysoké frekvence a intenzity). Třetí fáze vychází na 15.-23. den a koresponduje s ovulací. Hladina estrogenu je stále vysoká a zvyšuje se také hladina progesteronu. Vyšší hladina progesteronu může způsobit horší regeneraci svalstva, proto je potřeba dostatečná regenerace a vhodná je střední intenzita zatížení. Čtvrtá fáze připadá na 24.-28. den cyklu, kdy klesají hladiny estrogenu i progesteronu, což může mít za následek pozvolný nástup premenstruačního syndromu. Doporučuje se zařadit cvičení na uvolnění a relaxaci. Je doporučeno volit běžecké tréninky nízké intenzity se zaměřením na správnou techniku (Women's Health, 2020). Constantini, Dubnov & Lebrun (2005) udávají, že v bývalém Sovětském svazu trenéři plánovali tréninky podle menstruačního cyklu. Udávali, že vysoce intenzivní zátěž by měla být prováděna pouze po ovulaci a po menstruaci. Kvůli změnám hmotnosti a fyzickému a psychickému stresu by měl být trénink během ovulace, premenstruace a menstruace lehčí. Každá sportovkyně si vedla záznam o své menstruaci a délce jednotlivých fází a podle toho trénovala. V současné době ale neexistuje žádné vědecké vysvětlení ani podpora pro koncept vyhýbání se vysoce intenzivnímu tréninku během většiny menstruačního cyklu.

Účinnost konceptu plánování tréninkových jednotek v souvislosti s menstruačním cyklem sice zatím nemá na vědecké půdě mnoho důkazů, avšak zkušenosti elitních sportovkyň a trenérů se shodují na jeho prospěšnosti (Findlay, Macrae, Whyte, Easton, & Forrest, 2020). Optimalizace tréninků podle MC by mohla být účinným nástrojem, jak zvýšit výkon. Rozhodně má smysl pro elitní úroveň sportovců a může pomoci i rekreačním sportovkyním, které chtějí trénovat efektivně a v souladu se svým menstruačním cyklem (Bruinvels et al., 2022).

## **Limity práce**

Jelikož bylo každé měření domluveno v závislosti na MC probandek a vždy museli být k dispozici minimálně dva členové výzkumného týmu, bylo časové okno pro realizaci měření stanoveno na 72 h od pozitivního LH testu, či začátku menstruačního krvácení. Toto časové okno je však poměrně dlouhé a mohlo zkreslit vliv fluktuace pohlavních hormonů na provedení chůze a tím zkreslit výsledky studie. Jelikož byla diplomová práce vypracována v rámci projektu, na kterém se podílelo více lidí, byla i jednotlivá měření

prováděna různými členy výzkumného týmu. Limitem studie tedy může být nepřesné umístění reflexních bodů na těle probandek a pohyb měkkých tkání během provedení chůze. Tato chyba by však ovlivnila více kinematické parametry chůze, než dynamické, tudíž pro tuto diplomovou práci nemusí mít až tak markantní význam.

## 7 ZÁVĚRY

Výše uvedená zjištění nás vedou k formulování následujících závěrů:

- ▶ Rozdílné fáze menstruačního cyklu mají vliv na dynamické parametry chůze.
- ▶ Vyšší hodnoty momentů sil v kloubech byly naměřeny převážně v periovulační fázi, což může být způsobeno zvýšenou aktivitou svalů. Svaly jsou ve větší aktivitě kvůli zvýšené potřebě stabilizovat klouby, jejichž vazivo je rozvolněno působením vyšších hladin pohlavních hormonů.
- ▶ Statisticky nejvýznamnější rozdíly mezi jednotlivými měřeními se nacházejí v oblasti kolenního kloubu, což se shoduje s dosavadními výzkumy. Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými měřeními byl naměřen také v oblasti kyčelního kloubu, což se v dosavadních studiích zatím neobjevilo. Naopak nebyly naměřeny žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními v oblasti hlezenního kloubu, což koresponduje s dostupnými zdroji.

## 8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zdali mají různé fáze menstruačního cyklu (MC) vliv na provedení chůze u mladých zdravých žen.

V teoretické části jsou zahrnuty poznatky o fyziologii menstruačního cyklu, hormonech které se jej účastní a jednotlivých fázích ovariálního cyklu a děložního endometriálního cyklu. Dále je zpracována ontogeneze chůze, řídicí mechanismy chůze a provedení chůze dle několika autorů. Nejvíce rozpracovaným dělením je dělení chůzového cyklu dle Perry. V poslední části jsou popsány metody kinematické a dynamické analýzy chůze s popisem měřených parametrů.

Testovaný soubor tvořilo 18 probandů ženského pohlaví, věkové rozmezí bylo 20-27 let, průměrný věk  $23,3 \pm 1,7$  let. Výzkum byl proveden v laboratoři chůze FTK UPOL pomocí analýzy systému VICON. Měření bylo provedeno v periovulační fázi, kterou probandky detekovaly pomocí LH testovacích proužků a během menstruace. Dynamické parametry byly získány pomocí silových plošin Kistler. Probandky měly za úkol provést deset pokusů přirozené chůze. Naměřená data byla následně zpracována pomocí programu Visual3D, statisticky vyhodnocena a upravena v programu Microsoft Excel.

Naměřené hodnoty ukázaly rozdíl mezi momenty sil kloubů dolních končetin v periovulační a menstruační fázi cyklu. Byl naměřen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,013$ ) v maximálních hodnotách momentů sil kolenního kloubu v sagitální rovině a celkovém rozdílu mezi momenty sil kolenního kloubu v sagitální rovině ( $p = 0,028$ ). Dále byl naměřen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,032$ ) v maximálních hodnotách momentů sil kolenního kloubu v transverzální rovině. V kyčelním kloubu byl naměřen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,041$ ) v maximálních hodnotách momentů sil kyčelního kloubu v sagitální rovině a celkovém rozdílu mezi momenty sil kyčelního kloubu v sagitální rovině ( $p = 0,042$ ). V hlezenním kloubu nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi měřeními v periovulační a menstruační fázi.

V diskuzi jsou naměřené výsledky porovnány s doposud vytvořenými studiemi a je pojednáno o vlivu menstruačního cyklu na sportovní zátěž.

## 9 SUMMARY

The main aim of this thesis was to investigate whether different phases of the menstrual cycle (MC) affect gait performance in young healthy women.

The theoretical part includes knowledge about the physiology of the menstrual cycle, the hormones involved in it and the different phases of the ovarian cycle and the uterine endometrial cycle. Furthermore, the ontogeny of gait, the control mechanisms of gait and the execution of gait according to several authors are discussed. The most elaborated division is the division of the gait cycle according to Perry. In the last part, the methods of kinematic and dynamic analysis of gait are described with a description of the measured parameters.

The test set consisted of 18 probands of female sex, age range was 20-27 years, mean age was  $23.3 \pm 1.7$  years. The research was carried out in the gait laboratory of FTK UPOL using the VICON analysis system. Measurements were taken during the periovulatory phase, which was detected by the probands using LH test strips, and during menstruation. Dynamic parameters were obtained using Kistler force platforms. The probands were asked to perform ten natural gait trials. The measured data were then processed using Visual3D, statistically evaluated and modified in Microsoft Excel.

The measurements showed the difference between the moments of lower limb joint forces in the periovulatory and menstrual phases of the cycle. A statistically significant difference ( $p = 0.013$ ) was measured in the maximum values of knee joint force moments in the sagittal plane and the overall difference between knee joint force moments in the sagittal plane ( $p = 0.028$ ). Furthermore, a statistically significant difference ( $p = 0.032$ ) was measured in the maximum values of knee joint force moments in the transverse plane. In the hip joint, a statistically significant difference ( $p = 0.041$ ) was measured in the maximum values of hip joint force moments in the sagittal plane and the overall difference between hip joint force moments in the sagittal plane ( $p = 0.042$ ). In the ankle joint, no statistically significant differences were found between the measurements in the periovulatory and menstrual phases.

In the discussion, the measured results are compared with the studies done so far and the influence of the menstrual cycle on the sports load is discussed.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2004). *Klinická neurologie - část obecná*. Praha: Triton.
- Borgey, D. O. (2007). Gait analysis. *Medscape*, published online. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://emedicine.medscape.com/article/320160-overview#a1>
- Bruinvels, G., Hackney, A. C., & Pedlar, Ch. R. (2022). Menstrual cycle: The importance of both the phases and the transitions between phases on training and performance. *Sports Medicine*, 52(7), 1457-1460. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35486372/>
- Carlson, L. J., & Shaw, N. D. (2019). Development of ovulatory menstrual cycles in adolescent girls. *Journal of pediatric and adolescent gynecology*, 32(3), 249-253. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6570576/>
- Carmichael, M. A., Thomson, R. L., Moran, L. J., & Wycherley, T. P. (2021). The impact of menstrual cycle phase on athletes' performance: A narrative review. *International journal of environmental research and public health*, 18(4), published online. Retrieved 20. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7916245/#B38-ijerph-18-01667>
- Cohen, A. (1992). The role of heterarchical control in the evolution of central pattern generators. *Brain, behavior and evolution*, 40(2), 112-124. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1330203/>
- Constantini, N. W., Dubnov, G., & Lebrun, C. M. (2005). The menstrual cycle and sport performance. *Clinics in sport medicine*, 24(2), 51-82. Retrieved 25. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15892917/>
- Cook, C. J., Kilduff, L. P., & Crewther, B. T. (2018). Basal and stress-induced salivary testosterone variation across the menstrual cycle and linkage to motivation and muscle power. *The scandinavian journal of medicine & science*, 28(4), 1345-1353. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29266410/>

- Costello, J. T., Bieuzen, F., & Bleakley, Ch. M. (2014). Where are all the female participants in sports and exercise medicine research? *European journal of sport science*, *14(8)*, 847-851. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24766579/>
- Dickinson, P. (2006). Neuromodulation of central pattern generators in invertebrates and vertebrates. *Current opinion in neurobiology*, *16(6)*, 604-714. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17085040/>
- Dietz, V. (2009). Body weight supported gait training: From laboratory to clinical setting. *Brain research bulletin*, *78(1)*. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19070780/>
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of experimental biology*, *205(23)*, 3717-3727. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12409498/>
- ElDeeb, A. M., Osman, D. M., Atta, H. K., & Hamada, H. A. (2019). Effect of reproductive hormones variation during menstrual cycle on hip abductor and adductor muscles performance in college students. *Bulletin of Faculty of physical therapy*, *24*, 72-78. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: [https://bfpt.springeropen.com/articles/10.4103/bfpt.bfpt\\_28\\_18](https://bfpt.springeropen.com/articles/10.4103/bfpt.bfpt_28_18)
- Farage, M. A., Neill, S., & MacLean, A. B. (2009). Physiological changes associated with the menstrual cycle: A review. *Obstetrical & gynecological survey*, *64(1)*, 58-72. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19099613/>
- Findley, R. J., Macrae, E. H., Whyte, I. Y., Easton, Ch., & Forrest, L. J. (2020). How the menstrual cycle and menstruation affect sporting performance: Experiences and perceptions of elite female rugby players. *British Journal of Sports Medicine*, *54(18)*, 1108-1113. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32349965/>
- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.



- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, published online. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5922232/>
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Graja, A., Kacem, M., Hammouda, O., Borji, R., Bouzid, M. A., Soussi, N., & Rebai, H. (2022). Physical, biochemical, and neuromuscular responses to repeated sprint exercise in eumenorrheic female handball players: Effect of menstrual cycle phases. *The journal of strength and conditioning research*, *36*(8), 2268-2276. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32168179/>
- Gray, A. M., Gugala, Z., & Baillargeon, J. G. (2016). Effects of oral contraceptive use on anterior cruciate ligament injury epidemiology. *Medicine & science in sports & exercise*, *48*(4), 648-654. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26540261/>
- Greenhall, M., Taipale, R. S., Ihalainen, J. K., & Hackney, A. C. (2021). Influence of the menstrual cycle phase on marathon performance in recreational runners. *International journal of sports physiology and performance*, *16*(4), 601-604. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32781438/>
- Guo H. Y., Dong X. H., & Zhang J. H. (2005). Hormone levels at different menstrual cycle phases and changes of athletic performance in female athletes. *Chinese journal of clinical rehabilitation*, *9*, 188–190. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/wpr-408984>
- Herzberg, S. D., Motuapuaka, M. L., Lambert, W., Fu, R., Brady, J., & Guise, J-M. (2017). The effect of menstrual cycle and contraceptives on acl injuries and laxity: A systematic review and meta-analysis. *The orthopaedic journal of sports medicine*, *5*(7). Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28795075/>
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Vydavatelství UP.

- Julian, R., Hecksteden, A., Fullagar, H. H. K., & Mayer, T. (2017). The effects of menstrual cycle phase on physical performance in female soccer players. *PLoS One*, *12*(3). Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28288203/>
- Katz, P. S. (1995). Intrinsic and extrinsic neuromodulation of motor circuits. *Current opinion in neurobiology*, *5*(6), 799-808. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8805409/>
- Kolář, P. et al. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén.
- Lee, H., & Petrofsky, J. (2018). Differences between men and women in balance and tremor in relation to plantar fascia laxity during the menstrual cycle. *The journal of athletic training*, *53*(3), 255-261. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5894376/>
- Lesný, I. (1980). *Dětská neurologie*. Praha: Avicenum.
- Levine, D. et al. (2012). *Whittle's gait analysis*. USA: Churchill Livingstone
- MacKay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. *Physical Therapy*, *82*(1), 69-83. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11784280/>
- Markin, S. N., Klishko, A. N., Shevtsova, N. A., Lemay, M. A., Prilutsky, B. I., & Rybak, I. A. (2010). Afferent control of locomotor CPG: Insights from a simple neuromechanical model. *Annal of the New York Academy of Science*, *1198*, 21-34. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5323435/>
- Martínez-Fortuny, N., Alonso-Calvete, A., Cuña-Carrera, I. D., & Abalo-Núñez, R. (2023). Menstrual cycle and sport injuries: A systematic review. *International journal of environmental research and public health*, *20*(4), published online. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36833966/>
- McNulty, K. L., Elliot-Sale, K. J., Dolan, E., Swinton, P. A., Ansdell, P., Thomas, K., & Hicks, K. M. (2020). The effects of menstrual cycle phase on exercise performance in eumenorrhoeic women: A systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, *50*,

- 1813-1827. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/article/10.1007/s40279-020-01319-3>
- Messinis, I. E., Messini, Ch. I., & Dafopoulos, K. (2014). Novel aspects of the endocrinology of the menstrual cycle. *Reproductive biomedicine online*, 28(6), 714-722. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24745832/>
- Molinari, M. (2009). Plasticity properties of CPG circuits in humans: Impact on gait recovery. *Brain research bulletin*, 78(1), 22-25. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19070782/>
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Oliveira, T. P., Bruinvels, G., Pedlar, Ch. R., Moore, B., & Newell, J. (2021). Modelling menstrual cycle length in athletes using state-space models. *Scientific Reports*, 11(1). Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34417493/>
- Pearson, K. G. (1995). Proprioceptive regulation of locomotion. *Current Opinion in Neurobiology*, 5(6), 786-791. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0959438895801073>
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. USA: Slack Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed). USA: Slack Incorporated.
- Pilka, R. et al. (2022). *Gynekologie*. Praha: Maxdorf.
- Rahr-Wagner, L., Thillemann, T. M., Mehnert, F., Pedersen, A. B., & Lind, M. (2014). Is the use of oral contraceptives associated with operatively treated anterior cruciate ligament injury? A case-control study from the Danish knee ligament reconstruction registry. *The American journal of sports medicine*, 42(12), 2897-2905. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25428957/>
- Rob, L., Martan, A., & Ventruba, P. (2019). *Gynekologie*. Praha: Galén.

- Rodriguez, P., de Azevedo Correia, M., & Wharton, L. (2019). Effect of menstrual cycle on muscle strength. *Journal of exercise physiology online*, 22(5), 89-96. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://eprints.qut.edu.au/133243/>
- Roztočil, A. et al. (2011). *Moderní gynekologie*. Praha: Grada.
- Sims, T. (2016). *ROAR*. Pennsylvania, USA: Rodale Press Inc.
- Smith, L. (2006). Movement matters: The contributions of Esther Thelen. *Biological Theory*, 1(1), 87-89. Retrieved 16.4.2023 from the World Wide Web: [https://www.researchgate.net/publication/228950001\\_Movement\\_Matters\\_The\\_Contributions\\_of\\_Esther\\_Thelen](https://www.researchgate.net/publication/228950001_Movement_Matters_The_Contributions_of_Esther_Thelen)
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Bose, W., Beck, C. & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American journal of sports medicine*, 15(3), 207-213. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3618871/>
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Cooper, L., & Woo, S. (1988). *The development of mature walking*. Philadelphia: J.B. Lippincott.
- Svoboda, Z., Janura, M., & Rosický, J. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Tasmektepligil, M. Y., Agaoglu, S. A., Türkmen, L., & Türkmen, M. (2010). The motor performance and some physical characteristics of the sportswomen and sedentary lifestyle women during menstrual cycle. *Archives of Budo*, 6(4), 195-203. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: [https://www.researchgate.net/publication/286148230\\_The\\_motor\\_performance\\_and\\_some\\_physical\\_characteristics\\_of\\_the\\_sportswomen\\_and\\_sedentary\\_lifestyle\\_women\\_during\\_menstrual\\_cycle](https://www.researchgate.net/publication/286148230_The_motor_performance_and_some_physical_characteristics_of_the_sportswomen_and_sedentary_lifestyle_women_during_menstrual_cycle)
- Tenan, M. S., Peng, Y-L., Hackney, A. C., & Griffin, L. (2013). Menstrual cycle mediates vastus medialis and vastus medialis oblique muscle activity. *Medicine & science in sports & exercise*, 45(11), 2151-2157. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23657168/>

- Thelen, E., & Smith, L. B. (2006). Dynamic systems theories, *Handbook of child psychology: Theoretical models of human development*, 258–312. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://cogdev.siteshost.iu.edu/labwork/handbook.pdf>
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement: An introductory text*. New York: Churchill Livingstone.
- Tu, F., & Hellman, K. (2021). Primary dysmenorrhea: Diagnosis and therapy. *Obstetrics & gynecology*, 137(4), 752. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8034604/>
- Vaughen, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Vařeka, I. (2021). Historický vývoj teorií řízení motoriky – od hierarchické teorie k dynamickému systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 28(2), 52-60. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2021-2-25/historicky-vyvoj-teorii-rizeni-motoriky-od-hierarchicke-teorie-k-dynamickemu-systemu-127807>
- Vařeka, I., Bednář, M., & Vařeková, R. (2016). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 79/112(2), 168-172. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: [https://www.researchgate.net/publication/305220367\\_Roboticka\\_rehabilitace\\_chuze](https://www.researchgate.net/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze)
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84-85. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/1999-3/ontogeneze-lidske-motoriky-jakoschopnosti-ridit-polohu-teziste-29658>
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81-86. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/kineziologie-chuze-105730>
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP.

- Vaverka, F., Elfmark, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2015). System of gait analysis based on ground reaction force assessment. *Acta gymnica*, 45(4), 187-193. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: [https://gymnica.upol.cz/artkey/gym-201504-0004\\_System\\_of\\_gait\\_analysis\\_based\\_on\\_ground\\_reaction\\_force\\_assessment.php](https://gymnica.upol.cz/artkey/gym-201504-0004_System_of_gait_analysis_based_on_ground_reaction_force_assessment.php)
- Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. Praha: Grada.
- Women's Health. (2020). How to boost your fitness by tailoring your exercise routine to your menstrual cycle. *Women's Health*, published online. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://www.womenshealthmag.com/fitness/a33083972/working-out-on-period/>
- Yamazaki, T., Maruyama, S., Sato, Y., Suzuki, Y., Shimizu, S., Kaneko, F., ... Edama, M. (2021). A preliminary study exploring the change in ankle joint laxity and general joint laxity during the menstrual cycle in cis women. *Journal of Foot and Ankle Research*, 14(1), 1–8. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: <https://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-021-00459-7>
- Yim, J. E., Petrofsky, J., & Lee, H. (2018). Correlation between mechanical properties of the ankle muscles and postural sway during the menstrual cycle. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 244(3), 201–207. Retrieved 16. 4. 2023 from the World Wide Web: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/244/3/244\\_201/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/244/3/244_201/_article)
- Zelik, K. E., Takashi, K. Z., & Sawicki, G. S. (2015). Six degree-of-freedom analysis of hip, knee, ankle and foot provides updated understanding of biomechanical work during human walking. *Journal of experimental biology*, 218(6), 876-886. Retrieved 16.4.2023 from the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25788726/>

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1. Seznam zkratk

ACL - přední zkřížený vaz

BMI - body mass index

cm - centimetr

CNS - centrální nervový systém

COP - působiště reakční síly

CPG - centrální generátory vzorů

EBM - Evidence-based medicine, medicína založená na důkazech

ECM - extracelulární matrix

EMG - elektromyografie, elektromyografické

FSH - folikulostimulační hormon

FTK - Fakulta tělesné kultury

GnRH - gonadoliberin

Hz - herz

kg - kilogram

LED - elektroluminiscenční dioda

LH - luteinizační hormon

LTA - lig. talofibulare anterior

m - metr

m. - musculus

MC - menstruační cyklus

ml - mililitr

mm - milimetr

např. - například

TA - m. tibialis anterior

tj. - to je

tzv. - takzvaný/á/é

tzn. - to znamená

UK - United Kingdom, Spojené království Velké Británie a Irska

UP - Univerzita Palackého

UPOL - Univerzita Palackého v Olomouci

USA - United States of America, Spojené státy americké

VAS - vizuální analogová škála

QF - m. quadriceps femoris



## **Příloha 2. Seznam tabulek**

Tabulka 1. Hodnoty momentů sil v hlezenním kloubu.

Tabulka 2. Hodnoty momentů sil v kolenním kloubu.

Tabulka 3. Hodnoty momentů sil v kyčelním kloubu.

### **Příloha 3. Seznam obrázků**

Obrázek 1. Průběh hladiny hormonů v průběhu MC (Carmichael et al., 2021).

Obrázek 2. Funkční rozdělení chůzového cyklu (Perry & Burnfield, 2010).

Obrázek 3. Fáze chůzového cyklu dle Perry (Perry & Burnfield, 2010).

Obrázek 4. Fáze chůzového cyklu dle Vaughana, Davise & O'Connora (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

Obrázek 5. Fáze chůzového cyklu dle Trewa & Everetta (Trew & Everett, 1997).

Obrázek 6. Grafické znázornění vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složky reakční síly při chůzi (Neumannová et al., 2015).

Obrázek 7. Moment síly v hlezenním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2018).

Obrázek 8. Moment síly v kolenním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi et al., 2018).

Obrázek 9. Moment síly v kyčelním kloubu v sagitální (S), frontální (F) a transverzální (T) rovině (odvozeno z Fukuchi et al., 2018).

Obrázek 10. Schéma umístění reflexních značek.

Obrázek 11. Schéma umístění EMG senzorů.

#### **Příloha 4. Seznam grafů**

- Graf 1. Průběhy momentů sil v hlezenním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 2. Průběhy momentů sil v hlezenním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 3. Průběhy momentů sil v hlezenním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 4. Průběhy momentů sil v kolenním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 5. Průběhy momentů sil v kolenním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 6. Průběhy momentů sil v kolenním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 7. Průběhy momentů sil v kyčelním kloubu v sagitální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 8. Průběhy momentů sil v kyčelním kloubu ve frontální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.
- Graf 9. Průběhy momentů sil v kyčelním kloubu v transverzální rovině naměřené v periovulační a menstruační fázi.

## Příloha 4. Vyjádření Etické komise FTK UP Olomouc



Fakulta  
tělesné kultury

Genius loci

### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
Mgr. Filip Neufs, Ph.D.  
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.  
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20.12.2021 byl projekt doktorské práce

autora: **MUDr. Světlana Hrachovinová**

s názvem **Provedení chůze u mladých zdravých žen v různých fázích menstruačního cyklu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **2/2022**

dne: **6.1.2022**

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

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009  
www.ftk.upol.cz

## Příloha 5. Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název projektu:**

**Provedení chůze u mladých zdravých žen v různých fázích menstruačního cyklu**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis investigátora pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

**Příloha 6. Překlad abstraktu a souhrnu**

V Kroměříži 20. 4. 2023

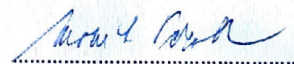
Potvrzení o překladu

Potvrzuji, že jsem Michaele Murlové, nar. 23. 2. 1999, bytem Postoupky 224, 767 01 Kroměříž, přeložila Summary a Abstract k diplomové práci „Dynamická analýza chůzového cyklu žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu“.

Vystudovala jsem Učitelství anglického jazyka na Pedagogické fakultě Masarykovy univerzity.

Nyní pracuji jako učitelka anglického jazyka na Vyšší odborné škole pedagogické a sociální a Střední pedagogické škole Kroměříž, 1. máje 221/10, 767 01 Kroměříž.

Mgr. Monika Parobková  
U Trati 4500/3  
767 01 Kroměříž



Mgr. Monika Parobková

**Vyšší odborná škola pedagogická a sociální  
a střední pedagogická škola Kroměříž**  
767 01 Kroměříž, 1. máje 221/10  
IČ 65209616