

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



---

Fakulta  
tělesné kultury

**HODNOCENÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ  
TRUPU BĚHEM CHŮZE V PERIOVULAČNÍ  
A MENSTUAČNÍ FÁZI MENSTUAČNÍHO  
CYKLU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Zuzana Wojnarová

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Světlana Hrachovinová

Olomouc 2023

**Jméno autora:** Bc. Zuzana Wojnarová

**Název práce:** Hodnocení aktivity vybraných svalů trupu během chůze v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu

**Vedoucí práce:** MUDr. Světlana Hrachovinová

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Rok obhajoby:** 2023

**Abstrakt:**

Předkládaná diplomová práce hodnotí aktivitu vybraných svalů trupu během chůze u zdravých žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu. Vlivem hormonálních změn jsme očekávali změny na svalové úrovni, které se projeví i v provedení chůze.

Měření bylo provedeno na 17 zdravých ženách. Aktivita svalů byla měřena pomocí povrchové elektromyografie z m. erector spinae, m. multifidus lumborum, m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus. Výsledné elektromyografické signály byly normalizovány vůči vrcholové aktivitě svalu v průběhu chůzového cyklu.

Z výsledků práce vyplývá, že je rozdíl ve velikosti aktivace zádových svalů při chůzi v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu a studie se tedy přiklání ke komplexnímu pohledu na ženy s respektem k jejich cykličnosti. V případě měřených břišních svalů docházelo v průběhu chůzového cyklu pouze k minimální aktivaci bez hodnotitelného průběhu EMG křivky, tím pádem nebylo možné detekovat rozdíly mezi aktivitou v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu. Je viditelné, že k určitým změnám ve svalové aktivaci dochází, což potvrzuje potenciál tématu a dává podnět pro další výzkumy, které poznatky potvrdí, rozšíří a umožní porovnat s výsledky žen trpících dysmenoreou či premenstruačním syndromem. Znalost pohybových odchylek může být následně využita v rámci rehabilitační terapie těchto žen.

**Klíčová slova:**

chůzový cyklus, povrchová elektromyografie, svalová aktivita, cykličnost, žena

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

**Author:** Bc. Zuzana Wojnarová  
**Title:** Evaluation of the activity of selected trunk muscles during walking in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle

**Supervisor:** MUDr. Světlana Hrachovinová  
**Department:** Department of Physiotherapy  
**Year:** 2023

**Abstract:**

The submitted diploma thesis evaluates the activity of selected trunk muscles during walking in healthy women in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle. As a result of hormonal changes, we expected changes at the muscle level, which will also be reflected in the walking performance.

The measurement was performed on 17 healthy women. Muscle activity was measured using surface electromyography from the musculus erector spinae, m. multifidus lumborum, m. rectus abdominis and m. obliquus abdominis externus. The resulting electromyographic signals were normalized to the peak activity of the muscle during the gait cycle.

The results of the study show that there is a difference in the activation of the back muscles during walking in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle, and the study therefore leans towards a comprehensive view of women with respect to their cyclicality. In the case of the measured abdominal muscles, only minimal activation occurred during the walking cycle without an evaluable course of the EMG curve, thus it was not possible to detect differences between the activity in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle. It is evident that certain changes in muscle activation occur, which confirms the potential of the topic and provides a stimulus for further research to confirm the findings, extend them and allow comparison with the results of women suffering from dysmenorrhoea or premenstrual syndrome. Knowledge of movement deviations can subsequently be used in the rehabilitation therapy for these women.

**Keywords:** gait cycle, surface electromyography, muscle activity, cyclicality, woman

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Světlany Hrachovinové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 27. dubna 2023

.....

Děkuji vedoucí mé diplomové práce MUDr. Světlaně Hrachovinové za odborné rady, vstřícnost při konzultacích a podporu při zpracování práce. Také bych ráda poděkovala pracovníkům katedry přírodních věd v kinantropologii za pomoc při zpracování podkladů k praktické části této práce.

## OBSAH

Úvod .....	8
Seznam zkratek.....	10
1 Chůze.....	12
1.1 Chůzový cyklus.....	13
1.2 Efektivita chůze.....	15
1.3 Anticipační posturální stabilita .....	16
1.4 Kinematická analýza pánve a trupu při chůzi .....	17
1.5 Zapojení svalů během chůze .....	18
1.6 Zapojení svalstva trupu během chůze .....	18
1.6.1 EMG m. rectus abdominis .....	19
1.6.2 EMG mm. obliqui abdominis interni et externi .....	19
1.6.3 EMG m. erector spinae .....	19
1.6.4 EMG mm. multifidi.....	20
1.6.5 Možné důsledky neadekvátního zapojení abdominálního a zádového svalstva.....	21
2 Menstruační cyklus .....	22
2.1 Ovariální a menstruační cyklus.....	23
2.2 Poruchy menstruačního cyklu .....	25
2.3 Vliv menstruačního cyklu na kvalitu života.....	27
2.3.1 Menstruační cyklus a změny na úrovni pohybové soustavy ....	27
2.3.2 Vliv menstruačního cyklu na sportovní výkon .....	29
2.3.3 Vliv menstruačního cyklu na ženskou psychiku.....	31
2.3.4 Vliv menstruačního cyklu na provedení chůze .....	33
3 Elektromyografie.....	34
3.1 Vznik elektrického signálu ve svalu .....	34
3.2 Obecný princip elektromyografie .....	35
3.3 Typy elektromyografie.....	36
3.3.1 Výhody a nevýhody povrchové elektromyografie.....	36
3.4 Způsob snímání a zpracování elektromyografického signálu .....	38
3.4.1 Normalizace EMG signálu.....	39

3.4.2	Analýza chůze s využitím EMG .....	40
4	Cíle .....	42
4.1	Hlavní cíl .....	42
4.2	Dílčí cíl .....	42
4.3	Výzkumné hypotézy .....	42
5	Metodika .....	43
5.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	43
5.2	Metody sběru dat .....	43
5.3	Zpracování dat .....	45
5.4	Statistické zpracování dat .....	46
6	Výsledky .....	47
6.1	Výsledky k hypotéze 1 .....	47
6.2	Výsledky k hypotéze 2 .....	50
6.3	Výsledky k hypotéze 3 .....	53
6.4	Výsledky k hypotéze 4 .....	55
7	Diskuse .....	57
8	Závěr .....	62
9	Souhrn .....	63
10	Summary .....	64
11	Referenční seznam .....	66
12	Přílohy .....	78

## ÚVOD

Menstruační cyklus (MC) vyjadřuje cyklické změny děložní sliznice, jejichž nejvíce nápadným projevem je periodicky se opakující menstruační krvácení, k němuž dochází v případě, že žena ve stávajícím cyklu neotěhotněla (Rosner, Samardzic, & Manbeer, 2022; Thiyagarajan, Basit, & Jeanmonod, 2021). Pro MC je charakteristická měnící se hladina hormonů, která má za následek vznik jednotlivých fází cyklu. Hormonální regulace MC probíhá na ose hypothalamus – hypofýza – ovaria a skrze ovariální hormony pak ovlivňuje endometrium a další procesy a tkáně v celém organismu. V průběhu MC tak dochází v ženském organismu k pravidelným změnám nejen na úrovni fyzické, ale ovlivňuje i psychické procesy a chování žen. Menstruační cyklus, jeho vnímání a respektování hraje v životě ženy důležitou roli (De Jonge, Thompson, & Han, 2019; Mihm et al., 2011). MC a jeho řízení je komplexní problematikou. I u zdravých žen s pravidelným cyklem mohou být jednotlivé fáze variabilně dlouhé, anovulační či s insuficientní luteální fází. V rámci této diplomové práce budeme provádět měření v menstruační a periovulační fázi cyklu, tj. ve fázích s nejnižší, resp. nejvyšší hladinou estrogenu v rámci chůzového cyklu (De Jonge et al., 2019).

Obecně je popsáno, že vyšší hladina estrogenu, která nastává během periovulační fáze MC, zvyšuje kloubní a svalovou laxitu, tím pádem dochází k nižší stabilitě na úrovni jednotlivých kloubů a tělesných segmentů, která se projeví i v rámci komplexního pohybu v průběhu chůze (Balachandar et al., 2017; Zazulak et al., 2006).

Analýza komplexního pohybu, jakým je právě chůze, však zatím nebyla v rámci MC hlouběji zkoumána i přes to, že je jednou z nejběžnějších a nejpřirozenějších pohybových činností prováděných v každodenním životě. Chůze je velmi variabilní a každý člověk má do jisté míry specifický charakter chůze. V provedení chůze se odráží individuální nastavení na úrovni pohybového systému, vnitřních orgánů, psychiky a emocí a jejich změn (Horst, Lapuschkin, Samek, Müller, & Schöllhorn, 2019; Hug et al., 2019). Právě aktuální rozpoložení ženy, které se v průběhu MC mění, se může projevit i při chůzi.

V souvislosti se změnami hladin hormonů očekáváme změny jednak kinematických parametrů, tak i změny na svalové úrovni. V tomto případě je EMG analýza doplňkovou metodou k vlastní kinematické analýze, jelikož nám umožní detekovat i případné rozdíly ve svalové aktivaci. Měřenými svaly byly m. erector spinae, m. multifidus lumborum, m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus.



V perioovulační fázi očekáváme vyšší aktivitu šikmých břišních svalů, které se podílí na rotacích trupu. V průběhu menstruační fáze předpokládáme zvýšené napětí svalů podílejících se na zajištění vzpřímeného postavení trupu, tudíž by mohla být jejich celková svalová aktivita větší a také by mohlo dojít ke změnám v zapojení jednotlivých svalů v rámci chůzového cyklu (změny timingu).

Na diplomovou práci bude v budoucnu navazovat druhá část výzkumu, zabývající se biomechanickou analýzou chůze u žen s primární dysmenoreou. Znalost změn v provedení chůze a aktivitě svalů trupu v průběhu MC u zdravých žen je tedy stěžejní z hlediska stanovení běžného vzorce chůze, a tím pádem umožnění detekce odchylek či patologií u žen s premenstruačním syndromem či dysmenoreou. Znalost pohybových odchylek může být následně využita v rámci rehabilitační terapie těchto žen.

Přínosem práce je také aktuální téma ženskosti a cykličnosti. I proto nás bude zajímat, zda se hormonální změny projeví i v tak komplexním pohybu jako je chůze. Právě absence komplexního odborně podloženého zdroje je motivem pro tuto studii, jejímž cílem je shrnout dosud známé informace o tomto tématu a prozkoumat, zda a případně co je ženám v rámci dvou fází menstruačního cyklu společné. Výsledek může sloužit k zohlednění MC v běžném životě i ve sportu, z hlediska ženy i z hlediska společenského vnímání.

## SEZNAM ZKRATEK

AP	akční potenciál
APA	anticipatory postural adjustments (anticipační posturální stabilita)
atd.	a tak dále
CNS	centrální nervový systém
CoM	centre of mass (těžiště těla)
CoP	centre of pressure (působíště vektoru reakční síly)
DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
ES	erector spinae
FSH	folikul stimulační hormon
CHC	chůzový cyklus
km/h	kilometr za hodinu
l. dx	lateris dextri (vpravo)
l. sin	lateris sinistri (vlevo)
LBP	low back pain (bolest dolní části zad)
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LH	luteinizační hormon
m.	musculus (sval)
MC	menstruační cyklus
MDM	mean dynamic method (průměrná dynamická metoda)
MJ	motorická jednotka
mm.	musculi (svaly)
ms	milisekunda
MUAP	motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)

MVIC	maximal voluntary isometric contraction (maximální izometrická kontr.)
např.	například
OA	obliquus abdominis
PDM	peak dynamic method (vrcholová dynamická metoda)
PMS	premenstruační syndrom
RA	rectus abdominis
SEMG	povrchová elektromyografie
SIPS	spina iliaca posterior superior
tj.	to je
tzv.	takzvaně

# 1 CHŮZE

Chůze neboli bipedální lokomoce je jednou z nejběžnějších a nejpřirozenějších pohybových činností prováděných v každodenním životě. Chodíme proto, abychom se přesouvali z jednoho místa na druhé, abychom se dostali tam, kam potřebujeme, a tím dosáhli svých potřeb a tužeb. Tato přirozenost však vyžaduje delší dobu učení, ve které musí být činnost automatického krokování spojena s posturální kontrolou (Earls, 2014; Farinelli, Bolzoni, Marchese, Esposti, & Cavallari, 2021). V literatuře je publikována celá řada definic chůze. Jednou z nich je, že chůze je způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé střídavými a opakujícími se změnami poloh dolních končetin (DKK), a to za podmínky, že nejméně jedno chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou (Whittle, 2014). Další často se vyskytující definice charakterizuje chůzi jako kontrolovaný pád, při kterém se tělo vychyluje z pozice stabilní, zajištěné stojnou DK na kontralaterální DK (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Chůze je velmi individuální a každý člověk má do jisté míry specifický charakter chůze. V provedení chůze se odráží individuální nastavení na úrovni pohybového systému, vnitřních orgánů, psychiky a emocí a jejich změn (Horst, Lapuschkin, Samek, Müller, & Schöllhorn, 2019; Hug et al., 2019).

Pro fyziologickou chůzi je nutná funkce mnoha systémů. Z anatomického hlediska je umožněna pomocí kosterní a svalové soustavy. Earls (2014) zdůrazňuje i prvky fasciálního systému. Ta má při pohybu 3 hlavní role: uchování energie, zvětšení síly, k níž dochází při zrychlení pohybu a útlum síly, která naopak nastává při zpomalování nebo zastavování pohybu. Jelikož se jedná o komplexní pohybový vzor, k fyziologickému průběhu chůze je dále zapotřebí neporušená rovnováha a posturální reflexy, motorická kontrola, senzorická a senzomotorická integrace, kardiopulmonální aparát, ale také kognice. Centrální nervový systém (CNS) zajišťuje stabilizaci přes svalový aparát za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla účinkovat reaktivní síla vytvářená působením gravitace a propulzní svalové síly. Svaly odrazové DK vytváří propulzní sílu, která zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed. Švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při přesunu těžiště vpřed, způsobeném odrazovou končetinou (Farinelli et al., 2021; Kolář et al., 2020; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018; Véle, 2006).

Pokud tyto prvky správně fungují, dosahujeme efektivní chůze, jejímž charakteristickým znakem je minimalizace svalové práce a maximalizace efektivity pružného návratu fasciálních tkání (Earls, 2014).

## 1.1 Chůzový cyklus

Každá fáze chůzového cyklu vytváří nové požadavky na tělo, ale pokud naše tkáně spolupracují, dokáží tyto nároky s výhodou využívat (Earls, 2014).

Chůzový cyklus (CHC) popisujeme jako dvojkrok, který obsahuje jeden krok každé končetiny. Začíná počátečním kontaktem jedné z končetin s podložkou a končí počátečním kontaktem se zemí té samé končetiny. Dělí se na dvě základní fáze, tj. stojná (oporová) a švihová (bezoporová). Při pravidelném střídání fází je vždy alespoň jedna končetina v kontaktu se zemí, což odlišuje chůzi od běhu. Stojná fáze trvá u běžné populace zhruba 60 % chůzového cyklu, zbylých 40 % zaujímá fáze švihová. Čím pomalejší je chůze, tím delší je stojná fáze a naopak, tím pádem se mění procentuální rozložení (Svoboda, Janura, & Rosický, 2020).

Chůzový cyklus se dále dělí na osm fází. Pro účely této diplomové práce budeme využívat dělení dle Perry a Burnfield (2010).

Počáteční kontakt (inicial contact) tvoří 0-2 % cyklu. Dříve byl užíván pojem úder paty, ale ne vždy je první kontakt s podložkou proveden patou, např. u patologické chůze (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Stádium zatěžování (loading response) probíhá během 0-10 % cyklu. Koresponduje s dvouoporovou fází mezi počátečním kontaktem a odrazem palce kontralaterální končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Mezistoj (midstance) je první částí jednooporové fáze, kdy se celé chodidlo dotýká podložky a končí se zahájením zdvihu paty stejné končetiny. Probíhá 10-30 % cyklu. Během mezistoje se zpomaluje pohyb těžiště, dostává se na svou maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Koncový stoj (terminal stance) představuje 30-50 % CHC. Začíná zvednutím paty od země a jeho trvání je do okamžiku, než se kontralaterální končetina dotkne podložky. Těžiště se již dostalo před opěrnou bázi, klesá dolů a jeho pohyb se zrychluje (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Předšvih (preswing) je druhá fáze dvojí opory, konečná část stojné fáze, kdy dochází k přípravě na fázi švihovou. Počátek je dán iniciálním kontaktem

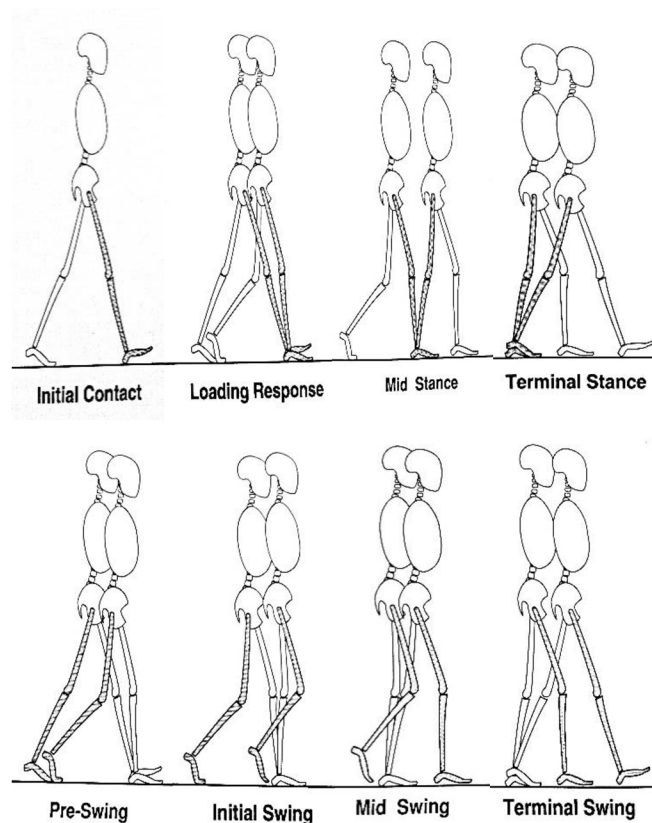
druhostranného chodidla a konec odlepením stejnostranného palce. Probíhá v 50-60 % CHC (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Počáteční švih (initial swing) je první fáze, kdy končetina není v kontaktu s podložkou, jelikož začíná odrazem palce. Odehrává se v 60-73 % cyklu a v mezišvih přechází, když švihová končetina mijí stojnou (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Mezišvih (mid-swing) probíhá v 73-87 % cyklu. Do poslední fáze přechází, když je bérec rovnoběžný s vertikálou (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Koncový švih (terminal swing) je uskutečněn v posledních 87-100 % CHC. Končetina se připravuje na zahájení stojné fáze při dalším CHC. Cílem fáze je nastavit optimální polohu pro následný počáteční kontakt (Perry & Burnfield, 2010; Svoboda et al., 2020).

Jednotlivé fáze CHC zobrazuje obrázek 1.



Obrázek 1. Chůzový cyklus (Perry & Burnfield, 2010).

## 1.2 Efektivita chůze

Při běžném každodenním pohybu dochází k cyklu natažení a zkrácení svalů, což vyžaduje neustálé opakované zapojování a uvolňování aktinových a myozinových prvků, tím pádem roste i energetická náročnost. Pro snížení celkových metabolických nákladů využívá tělní systém tři mechanismy: viskoelastitu tkání pro zahájení zpomalení, napínaví reflex pro izometrickou kontrakci, elastické prodloužení a návrat fasciálních tkání, které pomáhají rozptýlit sílu a maximalizovat elastické zatížení (Earls, 2014).

Pro člověka je chůze velice efektivní strategie. Extendovanou pozicí při odrazu palce dochází k zachycení kinetické energie do mnoha elastických tkání přední části těla a počátečním kontaktem na téměř propnuté DK umožníme kosterní soustavě pohltit většinu nárazové síly a snížíme ramena sil v kloubech, což minimalizuje výdej energie. Jen málo savců tuto dynamiku dokáže využít, jelikož se pohybují po čtyřech a s flektovanými DKK (Earls, 2014).

Abitbol (1988) zjistil, že rozdíl mezi výdejem energie během stání a ležení je podstatně nižší u člověka než u čtyřnohého psa. Za což vděčíme hlavně uspořádáním našich kloubů. Prokázal, že člověk spotřebuje více energie pro stání a pohyb po čtyřech než po dvou, kdežto, když trénoval psy, aby stáli a chodili po dvou, jejich spotřeba energie vzrostla, protože museli více pokrčit zadní nohy, aby zvedli tělo nad zadní tlapy. Vysvětluje to jednoduše. Na chůzi s pokrčenými koleny zvíře potřebuje daleko více energie, což se ještě zvyšuje s nárůstem hybnosti při běhu.

Kunju, Kumar N., Pankaj, Dhawan a Kumar A. (2009) ve svém článku popisují, že při chůzi ovládá trup a klouby DKK 28 velkých svalů. Ty produkují anti gravitační síly a posouvají tělo dopředu při minimálním výdeji energie, přičemž se tělo přehoupne přes nožní klenbu. To je námět, proč se pohyb těla přiměřuje k obrácenému kyvadlu, tzn. pohyb těla při chůzi začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a následně do druhé, aniž by se vrátilo zpět, jako kyvadlo (Véle, 2006).

Ovšem model obráceného kyvadla je zpochybněn už jen proto, že člověk není obrácené kyvadlo a hlavně nezohledňuje měkké tkáně jako je tomu u modelu „systému pružina-hmota“. Mnohé experimenty dokázaly, že při opakovaných pohybech, tzn. i při chůzi, se v délce svalových vláken dějí jen malé změny, které jsou srovnatelné s izometrickou kontrakcí. To znamená, že nedochází ke změně délky svalu, ale vlákna zůstávají stejně dlouhá. Experimenty to vysvětlují tím, že k většině změn v délce dochází

v kolagenu, elastinu a fasciálních tkáních, které reagují na napnutí a vracejí se do klidové délky jako pružina. To s sebou nese výhody pružného návratu fasciální tkáně, která poskytuje energii vcelku zdarma a sval si může udržet ideální vztah síly a délky. Změna nastává při pomalejší chůzi, kdy se snižuje využití elastické energie a svaly musí pracovat mnohem více. Proto je pomalá chůze více vyčerpávající než chůze svižná (Earls, 2014; Li, Newton, Shi, Sutton, & Ding, 2019; Zhang, Nassis, Chen, Shi, & Li, 2022).

### **1.3 Anticipační posturální stabilita**

Nejobtížnější část chůze je při zahájení (tj. iniciace chůze). K patrným odchylkám dochází u některých neurologických onemocnění, ale dobře je můžeme pozorovat i u zdravých malých dětí v rámci učení. (Assaiante, Woollacott, & Amblard, 2000; Earls, 2014; Farinelli, 2021). Ještě, než dojde k zahájení pohybu, náš mozek tvaruje specifické dopředné motorické programy, které vysílá do svalů. Posturální aktivita, která předchází samotnému pohybu, se nazývá anticipační posturální stabilita (APA). Jedná se o aktivní proces tzv. dopředné posturální adaptace (feedforward) s přednastavením svalového tonu vycházejícím z očekávaných pohybů tělesných segmentů, a tím z posunů těžiště těla (CoM). APA slouží jako prevence ztráty rovnováhy pomocí automatické aktivace stabilizačních svalů ještě před začátkem volního pohybu. Předpokladem je očekávatelnost podnětu vzniklé z předešlé zkušenosti (Cavallari, Bolzoni, Bruttini, & Esposti, 2016; Farinelli et al., 2021).

Výzkum od Farinelli et al. (2021) zkoumal výskyt APA při chůzi u 15 probandů. Mezi měřené svaly patřily m. rectus abdominis (m. RA), m. obliquus abdominis externus (m. OAE), m. erector spinae (m. ES), m. semispinalis capitis (m. SC) a m. deltoideus pars acromialis. Záznamy prokázaly, že před začátkem chůze se APA aktivují ve svalech trupu. Při iniciaci chůze na preferované DK byly aktivovány m. RA u 11 probandů průměrně 33 milisekund (ms) před posunem působíště vektoru reakční síly (CoP) a m. OAE u 13 probandů průměrně o 54 ms před posunem CoP. Místo toho byl inhibován m. ES na úrovni druhého bederního obratle u devíti subjektů a na úrovni třetího hrudního obratle u sedmi subjektů. Na kontralaterální straně stejné svaly vykazovaly excitační APA (m. RA o 27 ms u 11 probandů a m. OAE u 12 subjektů o 82 ms, m. ES na úrovni druhého bederního obratle u 10 probandů o 75 ms a na úrovni třetího hrudního obratle u 7 subjektů o 32 ms). Výsledky z této studie potvrdily, že dorzální i ventrální svaly jsou aktivovány před počátečním kontaktem chodidla s podložkou.



V tomto experimentu byl výskyt APA ve svalech trupu významně nižší při zahájení chůze nepreferovanou končetinou, snížil se při přechodu z břišních do dorzálních svalů, a dále se snižoval kraniálním směrem. V tomto ohledu vyšší výskyt APA při zahájení chůze preferovanou nohou souhlasí se studii ukazujícími vztah mezi vzorem APA a laterální dominancí (Bruttini, Esposti, Bolzoni, & Cavallari, 2016; Farinelli et al., 2021).

Posun CoP dozadu využívá tělesné hmotnosti k vytvoření nerovnovážného točivého momentu, který tlačí pánev dopředu a chodidla dozadu. Pokud by k této akci došlo na povrchu s nízkým třením, např. na ledu, celé tělo by se otočilo dopředu kolem pánve (kde leží CoM) a spadlo. Místo toho na zemi třecí reakční síla podporuje posun CoM dopředu, čímž podporuje první krok. Síla působící na pánev je pak rozložena po celém těle tak, aby se všechny segmenty pohybovaly vpřed homogenně. To vyžaduje APA k vytvoření fixačních řetězců mezi různými segmenty těla a pánví, která nyní funguje jako podpěrný bod. Ve skutečnosti bilaterální aktivace m. RA a mm. OA, spojená s recipročním antagonistickým působením m. ES zpevní trup, aby mohlo dojít k posunu pánve dopředu a její současné rotaci směrem k zadní DK. S ohledem na jejich načasování a mechanické působení by tedy aktivita svalů trupu spojená s posunem CoP měla mít za cíl předcházet destabilizačním silám působícím na tělo (Farinelli et al., 2021).

#### **1.4 Kinematická analýza pánve a trupu při chůzi**

Během švihové fáze se pánev otáčí směrem ke stojné noze. Rotace pánve otáčí kosti křížovou a pohyb v transverzální rovině putuje i do páteře směrem nahoru. Aby se při chůzi nerotovala i hlava, musí dojít k redukci pohybu. Část rotace se absorbuje v bederním úseku, zbývající rotační síla putuje dál do hrudních obratlů. Ty mají mnohem lepší rozsah pohybu v rovině transverzální a dokážou rotaci lépe tlumit pomocí interakce kontralaterálních sil šikmých tkání. Šikmé břišní svaly mají také vliv na délku dvojkroku, a zároveň jsou jí samy ovlivněny. Délku kroku lze prodloužit zvýšením rozsahu torze, tím se zmenší laterální výchylka těžiště při propulzi (Earls, 2014; Véle, 2006).

Gracovetsky (2009) ve své publikaci o teorii páteřního motoru popisuje, že při rotačních pohybech za chůze spolupracují tři sekce páteře. Pánev spolu s bederními obratli fungují při rotaci propojeně. Neschopnost bederních obratlů redukovat veškerou rotaci vysílá torzní síly do hrudních segmentů, což v důsledku protitorace ramenních pletenců vytváří fasciální napětí v rotátorech a v mm. multifidi. Tyto dvě rotace by se měly potkat v úrovni osmého hrudního obratle (Th8). Earls (2014) popisuje, že „přirozená

hybnost rotace slouží k napnutí tkání, což způsobuje jejich návrat rotací opačnou“ (str. 179). Gracovetsky (2009) díky tomu tvrdí, že k pohybu nepotřebujeme DK, ale stačí tyto dvě protichůdné rotace.

Krok dopředu rotuje pánví na jedné straně, kdežto oba pletence ramenní vytvářejí rotační protiváhu. Tyto dvě protichůdné síly působí na hrudník, a pokud mají meziobratlové a mezižeberní klouby dostatečný rozsah pohybu, tak šikmo orientované tkáně svalů mezižeberních, páteřních rotátorů a m. multifidi budou aktivovány spolu se šikmými břišními svaly. Aby k hrudní rotaci došlo, je zapotřebí, aby ramenní pletence působily proti rotaci pánve (Earls, 2014; Huang et al., 2010).

## **1.5 Zapojení svalů během chůze**

Popis chůze je poměrně složitý, jelikož si musíme umět představit a analyzovat jednotlivé tělesné segmenty ve všech rovinách a při dynamicky se měnící poloze v čase a prostoru. Všechny svaly pracují ve všech rovinách, aby poskytovaly dodatečnou podporu nebo základní podpůrnou linii pro kontrolu pohybu nebo korekci, ale většina má převládající směr vláken v konkrétních fázích (Earls, 2014).

Timing neboli zapojení svalů v daném časovém sledu se u každého jedince může mírně lišit, jelikož lidé využívají různou kombinaci svalů. Roli zde hraje také únava či rychlost chůze, což ukazuje, že mírné rozdíly mohou být také u jedné osoby (Perry & Burnfield, 2010). U žen se zapojení svalů může měnit i v rámci různé fáze menstruačního cyklu.

## **1.6 Zapojení svalstva trupu během chůze**

Svaly trupu jsou důležitou složkou pro pohyb a stabilizaci a skládají se z různě vrstvených svalových skupin. Zajištění vyrovnaného postavení je obtížné a zahrnuje odpovídající koordinaci mezi hlavou, trupem a pohyby DKK. Všechny svaly by měly pro poskytnutí dostatečné rovnováhy a zároveň pevnosti páteře pracovat společně a měly by zajistit dostatečnou stabilitu ve všech stupních volnosti (Swinnen, Baeyens, Meeusen, & Kerckhofs, 2012).

Trupové svaly lze dělit do dvou jednotek, lokální a globální. Lokální systém zajišťuje stabilitu, kdežto globální zprostředkovává pohyby. Globální systém se ještě dále dělí na globální stabilizátory, které doplňují excentrickou aktivitou lokální systém, a globální mobilizátory vyvolávající pohyb. Do globálních stabilizátorů zařazují autoři m. obliquus abdominis internus (m. OAI) a m. OAE, do globálních mobilizátorů m. RA

a m. ES. Rozlišujeme dva typy aktivačních vzorů pro lokální a globální systémy trupových svalů. Svaly lokálního systému jsou kontinuálně aktivovány na nízké úrovni a nezávisle na pohybech. Naopak aktivita svalů globálního systému podléhá pohybu a je fázického charakteru (Anders et al., 2007).

### **1.6.1 EMG m. rectus abdominis**

Perry (1992) popisuje permanentní zapojení m. RA, ale pouze s minimálními hodnotami. Někteří jedinci však vykazují rytmickou aktivaci, např. aktivita m. RA může být rytmicky aktivní s vrcholem během mezistojie nebo koncového stoje. Aktivita m. RA se zvyšuje při rychlostech nad 4 km/hod (Alamro et al., 2018). Někteří autoři píší, že m. RA je neaktivní při nízké rychlosti do 3,6 km/hod. (Saunders, Rath, & Hodges, 2004).

### **1.6.2 EMG mm. obliqui abdominis interni et externi**

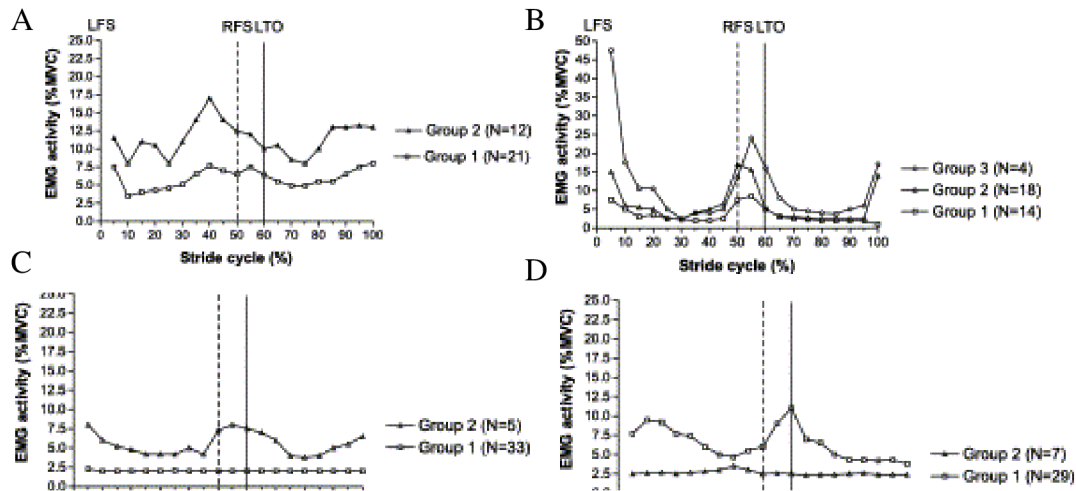
Aktivita m. OAI a m. OAE je střídavá. Aktivita m. OAI se zvyšuje v druhé polovině stojné fáze, při švihové fázi opět klesá až do poloviny mezišvihu, kdy zůstává aktivní až do konce chůzového cyklu. Naopak aktivita m. OAE začíná již při začátku stojné fáze a postupně klesá, svého vrcholu poté dosahuje při konci stojné fáze, respektive při začátku švihové fáze (White & McNair, 2002). Což dokazuje i Alamro et al. (2018) jen jinými slovy, a to, že vrchol aktivity vidíme při počátečním kontaktu ispilaterální nebo kontralaterální končetiny s podložkou, a to zejména při rychlejší chůzi kvůli vyšším nárokům na posturální stabilitu.

### **1.6.3 EMG m. erector spinae**

Při chůzi dochází k zvětšení momentu setrvačnosti a mění se poloha těžiště. To má vliv na stabilizační funkci m. ES. Zvýšenou aktivitu prokazuje ve třech fázích chůzového cyklu. Z výzkumu White a McNair (2002) byl vrchol aktivity při počátečním kontaktu chodidla s podložkou, poté EMG aktivita značně poklesla. K podobným výsledkům došly i další výzkumy (Perry, 1992; Winter & Yack, 1987). Stejně jako u počátečního kontaktu dochází k aktivaci m. ES také u předšvihu (50-60 % CHC), kdy dochází k poklesu pánve a sval reaguje na kontralaterální DK, která je ve fázi koncového švihu nebo v přípravě na přenos zátěže. Intenzita svalové kontrakce je nízká, ale dostatečná na to, aby dokázala řídit dopřednou rotaci trupu a její zpomalení. Aktivita m. ES se zvyšuje ještě při konečném švihu (Perry, 1992; White & McNair, 2002; Winter & Yack, 1987). Při hodnocení aktivity m. ES je podstatné, v jaké jeho části jsou elektrody umístěny.

Aktivity v jednotlivých úsecích m. ES se mohou odlišovat (Callaghan, Patla, & McGill, 1999; Waters, & Morris, 1972).

Zapojení abdominálního a zádového svalstva zobrazuje obrázek 2.



Obrázek 2. Zapojení abdominálního a zádového svalstva při chůzi (White & McNair, 2002).

Legenda:

A m. obliquus abdominis internus

B m. erector spinae

C m. rectus abdominis

D m. obliquus abdominis externus

LFS left foot strike (úder levé nohy)

RFS right foot strike (úder pravé nohy)

LTO left toe off (odlepení levé nohy)

Probandi byli rozděleni do dvou, popřípadě tří skupin, pomocí shlukové analýzy.

#### 1.6.4 EMG mm. multifidi

Co se týče mm. multifidi, Dofferhof et Vink (1985) ve svém výzkumu zjistili, že jak mm. multifidi, tak mm. iliocostales se aktivují téměř souběžně, a to těsně před počátečním kontaktem levé a pravé paty při rychlosti 4km/h. M. iliocostalis nebyl aktivní při počátečním kontaktu homolaterální paty. Při rychlosti chůze 5 km/h se zvýšila amplituda všech svalů (m. iliocostalis lumborum, mm. multifidi), ale nárůst nebyl výrazný.

Weber et al. (2017) ve svém výzkumu porovnávali aktivaci svalů trupu během cvičení na přístroji, podobnému eliptickému trenažeru a chůzi. Porovnávali měření povrchovými a jehlovými elektrodami. Zjistili, že svaly vykazují podobnou aktivitu povrchových svalů v obou typech měření. Avšak u hlouběji uložených svalů srovnání povrchových a jehlových záznamů ukázalo, že rozdíly mezi úlohami byly snadněji pozorovány u jehlové EMG, protože povrchové EMG neprokázaly rozdíly v některých

parametrech. Navíc povrchové elektrody odráží aktivaci více svalů, než bylo účelem. Avšak přístroj, který byl určen pro posílení hlubokého svalstva, může vykazovat nižší aktivitu povrchových svalů, kdežto při chůzi se míra aktivace obrátí. Prokázali také, že hlavní aktivita mm. multifidi je při nárazu končetiny na podložku, tj. při počátečním kontaktu CHC.

### **1.6.5 Možné důsledky neadekvátního zapojení abdominálního a zádového svalstva**

M. RA a m. ES jsou zodpovědní za udržování posturální stability trupu a pánve při různých denních činnostech, a také chůze.

Břišní svaly poskytují dodatečnou podporu páteři tím, že vytvářejí napětí na thorakolumbální fascii a zvyšují nitrobřišní tlak. Nedostatek synchronizace mezi těmito svaly často souvisí s bolestí zad. U osob s bolestivostí dolní části zad (LBP) očekáváme podobné změny jako u žen s dysmenoreou, na kterých studie zatím nebyly provedeny. Určité předpoklady tedy můžeme vyvodit ze závěrů studií, které se zabývaly kinematickou analýzou chůze v souvislosti s LBP. U této diagnózy se často ukazují změny v chůzi, které jsou viditelné pouhým okem. Jedná se o sníženou rychlost, délku kroku, antalgické držení a sníženou rotabilitu trupu. Změny jsou patrné i ve změněné aktivaci svalů trupu. Dle Ghamkara a Kahlaee(2015) např. m. ES vykazuje stejně jako m. RA vyšší aktivitu. Vogt, Pfeifer a Banzer (2003) uvádí i dřívější nástup a prodloužení aktivity m. ES během chůzového cyklu. Namísto toho se snižuje aktivita šikmých břišních svalů (Mueller J., Martinez-Valdes, Mueller S., Kulig, & Mayer, 2020). Únava trupových svalů s nedostatečnou vytrvalostí může také způsobit dyskomfort v oblasti trupu a pánve (Hodges, & Gandevia, 2000; Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; Nam, 2014).

Studie, které zkoumaly kinematickou analýzu chůze u pacientů s LBP, vykazovaly u probandů nižší variabilitu pohybu pánve a trupu v průběhu chůzového cyklu. K tomu u nich byla zjištěna vyšší aktivita zádových svalů (m. ES, m. multifidus lumborum) ve srovnání se zdravou populací (Bagheri et al., 2017; Madadi-shad, Jafarnezhadgero, Sheikhalizade, & Dionisio, 2020). U pacientů s LBP je tedy přítomna ochranná svalová aktivita, která má ale za následek vznik náhradního pohybového stereotypu.

## 2 MENSTRUAČNÍ CYKLUS

Reprodukční systém ženy, na rozdíl od mužů, vykazuje pravidelné cyklické změny, které lze považovat za pravidelnou přípravu na těhotenství a oplodnění. Tento rytmický vzorec se nazývá menstruační cyklus (MC) a jeho nejvýraznějším rysem je periodické vaginální krvácení, ke kterému dochází při odlupování děložní sliznice (Rosner, Samardzic, & Manbeer, 2022; Thiyagarajan, Basit, & Jeanmonod, 2021).

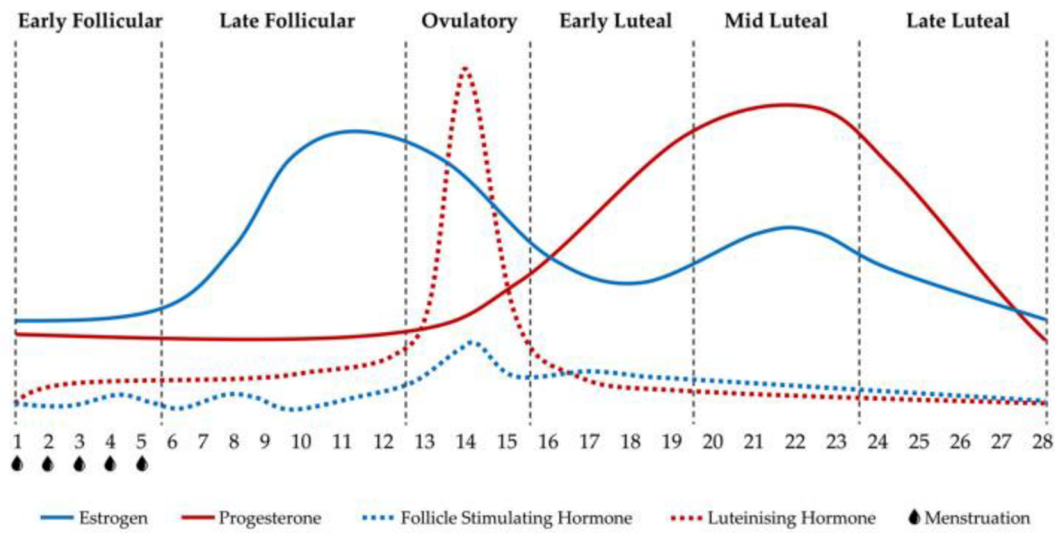
Menstruační cyklus se poprvé objevuje u dívek okolo 12. roku věku, nazýváme ho *menarché* a za fyziologických okolností provází ženu po celou dobu reprodukčního období až do *menopauzy*, která nastává kolem 50. roku věku ženy. Pravidelnost MC může přerušit těhotenství, užívání hormonální antikoncepce nebo menstruační či ovulační dysfunkce (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021; Čepický, 2021; Roztočil et al., 2011).

Cyklus začíná prvním dnem pravého menstruačního krvácení, které následuje po ovulaci. Končí posledním dnem před následujícím menstruačním krvácením. Délka cyklu je variabilní, a mezi autory se liší (Čepický, 2021; Rosner, Samardzic, & Manbeer, 2022; Roztočil et al., 2011; Thiyagarajan, Basit, & Jeanmonod, 2021). Roztočil et al. (2011) píše, že normální menstruační cyklus je dlouhý v průměru 29,5 dne, a až 95 % cyklů spadá do rozmezí 23–36 dnů.

Přesná předpověď stadia cyklu nebo ovulace může být obtížná, protože délka menstruačního cyklu je variabilní, a to i mezi podobně starými ženami. Cyklus se zřetelně zkracuje od 35 let věku. Vysoká variabilita v délce cyklu a nepravidelnostmi krvácení je hlavně během pěti let po menarché a pěti let před menopauzou. Dalším důvodem odchylek pravidelného cyklu je široký rozsah ve folikulární (10–23 dní) a luteální fázi (7–19 dní). Pouze 10 % žen s 28 denním cyklem vykazuje 14 denní folikulární a luteální fázi. Většina variability délky cyklu je způsobena variabilitou folikulární fáze, která se v průběhu času zkracuje o 3–7 dní. Anovulace postihuje až 7 % žen ve věku 25–39 let s normálními délkovými cykly, ale vyskytuje se častěji v kratších nebo delších cyklech, zejména u postmenarcheálních dívek a premenopauzálních žen, 60 % dívek ve věku 10–14 let a 34 % žen starších 50 let je anovulačních (Mihm, Gangooly, & Muttukrišna, 2011).

## 2.1 Ovariální a menstruační cyklus

Pro MC je charakteristická měnící se hladina hormonů, která má za následek vznik jednotlivých fází cyklu. Hormonální regulace MC probíhá na ose hypothalamus–hypofýza–ovaria a skrze ovariální hormony pak ovlivňuje endometrium a další procesy a tkáně v celém organismu (De Jonge, Thompson, & Han, 2019; Mihm et al., 2011). Průběh hladiny hormonů estrogenu, progesteronu, luteinizačního hormonu (LH) a folikuly stimulujícího hormonu (FSH) zobrazuje obrázek 3.



Obrázek 3. Přehled kolísání hladin hormonů během ovulačního MC trvajících 28 dní, ovulace nastává 14. den (McNulty et al., 2020; Farage et al., 2013).

MC se dělí na folikulární a luteální fázi, přičemž ovulace se vyskytuje mezi fázemi. O pseudomenstruaci nebo anovulaci hovoříme, pokud k ovulaci nedojde. Přibližně jedna z deseti žen, které jsou v plodném období, zažijí v určité fázi svého života cykly anovulační. (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020; Pilka, 2017).

Folikulární fáze začíná menstruačním krvácením a je charakterizována nízkými koncentracemi estrogenu a progesteronu. Estrogen se postupně během folikulární fáze zvyšuje a vrcholí přibližně 1 den před ovulací (typicky 12–14 dní po začátku menstruace). Folikulární fáze končí těsně před nárůstem LH. Vzestup estrogenu a LH je také doprovázen prudkým a krátkým zvýšením testosteronu, který je prekurzorem biosyntézy estrogenu a je považován za důležitý pro sexuální funkce a touhu u žen. Po ovulačním období nastává časná luteální fáze, která je charakterizována poklesem hladiny estrogenu a postupným vzestupem progesteronu. Luteální fáze končí nástupem menstruace, trvá v rozmezí 10–16 dní, zatímco folikulární fáze je ve svém časovém průběhu variabilnější. Zdravý cyklus je takový, ve kterém proběhne ovulace a od ovulace do menstruace uplyne

nejméně 12 dní. Ačkoli je tento vzorec hormonální fyziologie široce přítomen u všech eumenoreických žen, koncentrace hormonů a načasování cyklických událostí vykazuje velkou interindividuální variabilitu, což činí vědecký výzkum v této oblasti složitým a náročným (Blagrove et al., 2020; Rosner et al., 2022).

Začátkem každého nového cyklu začíná ve vaječnicích růst skupina folikulů. Zpočátku je jejich růst samovolný, brzy se dostávají pod vliv hypofyzárních gonadotropinů, kam můžeme zařadit FSH a LH. Folikuly produkují ženské pohlavní hormony, které nazýváme estrogeny. Hlavním ovariálním estrogenem je estradiol. Tvorba estradiolu je propojena negativní zpětnou vazbou s tvorbou gonadotropinů, což znamená, že čím více tvoří folikuly estradiol, tím více klesá hladina gonadotropinů, hlavně FSH. Gonadotropiny jsou však nezbytné pro vývoj folikulů a jejich následnou hormonální produkci. Dozrávající folikuly pro svůj další růst potřebují stále více gonadotropinů, kterých je ale nedostatek, proto z celé skupiny folikulů dospívá jen jeden do předovulačního Graafova folikulu. Graafův folikul obsahuje velké množství estradiolu, a pokud se udrží jeho vysoké množství dostatečně dlouho (asi 18 hodin) dojde k přesmyku negativní zpětné vazby na pozitivní a následně k prudkému vyplavení FSH a LH a jejich náhlému vzestupu. LH je citlivější než FSH a jeho hladina stoupá výrazněji, proto se využívá k detekci v ovulačních testech. Tento rychlý vzestup hladiny gonadotropinů způsobí prasknutí Graafova folikulu a uvolní se vajíčko. Tomuto jevu říkáme ovulace. Výsledkem je náhlý pokles produkce estrogenů a gonadotropinů a návrat k negativní zpětné vazbě. Na místě bývalého folikulu vzniká *corpus luteum* (žluté tělísko). To pokračuje v tvorbě estrogenů, jejichž hladina po krátkém ústupu opět vzrůstá. Současně dochází k produkci velkého množství progesteronu. Jestliže nedojde k oplodnění, žluté tělísko po asi 14 dnech zaniká, což s sebou nese pokles hladiny progesteronu a estradiolu na nejnižší hodnoty. V té době už začíná růst nových folikulů (Čepický, 2021).

Produkce gonadotropinů je pod řízením hypotalamu. V něm se nachází centrum *nucleus arcuatus*, jehož hlavní funkcí je produkce hormonu gonadoliberinu. Gonadoliberin se pomocí krve dostane do adenohipofýzy, kterou stimuluje k tvorbě gonadotropinů (Čepický, 2021; Roztočil et al., 2011).

Hormony progesteron a estradiol, které se tvoří během ovariálního cyklu, mají vliv na endometrium. Vylučováním estradiolu dochází k proliferaci, růstu děložní sliznice. Progesteron má vliv na proliferaci endometriálních žlázek, ve kterých stimuluje tvorbu hlenu, způsobuje tzv. sekreční přeměnu. Pro popis těchto dvou fází se používají termíny,



kteře odrážejí histologické změny endometria, fáze proliferační a sekreční. Proliferační fáze začíná přibližně pátý den od začátku menstruace. Sekreční fáze začíná po ovulaci, začátek je závislý na délce cyklu. Cyklické změny v množství ovariálních hormonů se ukazují i na ostatních tkáních pohlavního ústrojí. Jsou pozorovatelné na kvalitě cervikálního hlenu. Estrogeny zvyšují množství a tažnost hlenu, progesteron naopak. Změny nastávají také na čípku, který působením estrogenů měkne, otevírá se a posouvá se výš, progesteron pomáhá čípku ztuhnout, uzavřít se a posunout se níž (Čepický, 2021).

Když dojde k poklesu hladin obou hormonů, stáhnou se artérie zásobující endometrium a následuje ischemická nekróza. Menstruací rozumíme odloučení a odplavení povrchové části sliznice dělohy *pars functionalis*. Obvykle se označuje jako samostatná fáze cyklu, časově však patří na konec fáze luteální. Menstruace je nejnápadnějším projevem cykličnosti ženského genitálu. Pověštinou bývá vnímána pozitivně, i přes nepohodlí, které s sebou přináší. Je chápána jako přirozené vyjádření zdraví, ženskosti a plodnosti. Avšak ne všechny světové kultury a názory mají stejný pohled (Čepický, 2021; Rob, Martan, Ventruba et al., 2019; Roztočil et al., 2011).

Délka krvácení je 2–9 dní a v menstruační krvi by neměla být přítomná koagula. Velikost krevní ztráty dle Čepického (2021) nepřesahuje 90 ml, Roztočil et al. (2011), stejně jako Thiyagarajan (2021) pokládají za patologickou, když převyší 80 ml. Hladina krevní ztráty je však těžko změřitelná (Čepický, 2021; Roztočil et al., 2011).

## 2.2 Poruchy menstruačního cyklu

Normální menstruace se označuje jako eumenorea. Jako eumenoreu označujeme pravidelně se opakující krvácení, které trvá v průběhu celého reprodukčního období, menstruace by také neměla být doprovázena bolestivostí (Blagrovae et al., 2020). Jakákoliv odchylka může být varováním před nemocí. Mezi nejčastější poruchy MC patří poruchy frekvence MC, poruchy intenzity MC, chybějící menstruace, bolestivá menstruace nebo premenstruační syndrom.

Jako poruchy frekvence MC označujeme *oligomenoreu* a *polymenoreu*. Protože délka cyklu je variabilní, a i mezi autory se liší, je jejich stanovení obtížné. Poměrně často je jako oligomenorea považován cyklus delší než 35 dní, ale kratší než tři měsíce, což je hranice sekundární amenorei (Begum, Das, & Sharma, 2016; Čepický, 2021). Mezi příčiny patří syndrom polycystických ovarií, předčasné selhávání vaječnicků, dysfunkce osy hypotalamus–hypofýza–vaječnicků a další. Prevalence oligomenorey v běžné populaci se pohybuje v rozmezí 12–15,3 % (He et al., 2020). Polymenorea označuje cyklus kratší

než 25–22 dní, tedy velmi krátkou menstruaci. Obvykle se objeví v období po menarché nebo v období vyhasínání ovulační aktivity (Čepický, 2021).

K poruchám intenzity menstruačního krvácení řadíme *hypomenoreu*, *hypermenoreu* a *menoragii*. Hypermenoreu a menoragii překládáme jako krvácení dlouhé a silné. Rozdílem je, že hypermenorea je nadměrné krvácení při pravidelném cyklu trvající méně než osm dní, kdežto menoragie trvá déle než osm dní. Krevní ztráta výrazně přesahuje 80 ml (Čepický, 2021; Roztočil et al., 2011). Hypomenorea je slabé krvácení trvající méně než dva dny (Čepický, 2021).

*Amenorea* neboli nepřítomnost menstruačního krvácení. Pokud žena nikdy v životě (bez léčby) nemenstruovala, mluvíme o primární amenorei. Incidence primární amenorey u žen se uvádí méně než 1 % (Samal & Habeebullah, 2017). Jakmile se menstruace už někdy spontánně dostavila, jde o sekundární amenoreu, avšak od předchozí menstruace musí uplynout nejméně tři měsíce. Existuje několik příčin, mezi nejběžnější patří syndrom polycystických vaječnicků, primární ovariální insuficience, ablace endometria, hysterektomie a další. O fyziologické amenorei se bavíme před pubertou, během těhotenství, během kojení nebo v postmenopauze (Čepický, 2021; Klein & Poth, 2013).

*Metroragii* označujeme krvácení mimo cyklus, popřípadě krvácení u ženy postmenarcheální či premenopauzální. V období po nástupu menarché je nejčastější příčinou nedostatečně vyzrálá osa hypotalamus–hypofýza–vaječníky. O premenopauzální metroragii hovoříme tehdy, když dojde k vyčerpání rezervních folikulů a ukončuje se činnost vaječnicků (Roztočil et al., 2011).

*Dysmenoreu* chápeme jako bolestivou menstruaci. První potíže se vyskytují před menstruačním krvácením a mizí do 2–3 dnů. Křečové bolesti v podbřišku, bolest hlavy, nauzea, průjem či zvracení jsou zdravotními problémy, které mají významný dopad na ženy a ovlivňují jejich kvalitu života (Keklicek et al., 2021). Pro naši práci je zásadní rozlišení na primární a sekundární dysmenoreu. Primární dysmenorea postihuje především nullipary. Příčina je v nadměrné produkci prostaglandinů v děložní sliznici. Prostaglandiny vyvolávají kontrakce myometria a zvyšují nitroděložní tlak, který vede k poklesu krevního průtoku a přechodné tkáňové ischemii. Nejvyužívanější terapií je kombinovaná hormonální antikoncepce s efektem více než 90 %, popřípadě gestagenní antikoncepce. Jelikož některé ženy hormonální antikoncepci odmítají, další možností je užívání blokátorů syntézy prostaglandinů několik dní před začátkem menstruace. Protektivně působí také porod (Čepický, 2021; Křepelka, 2015). Z nefarmakologické

léčby se využívá fyzioterapie, pravidelná pohybová aktivita, psychoterapie, fyzikální terapie, spánek, meditace, suplementace vitamínů atd. Fyzioterapie se u léčby funkčních gynekologických poruch zaměřuje na ovlivnění funkčních poruch měkkých tkání a kloubně svalového aparátu, k čemuž využívá různé relaxační techniky, vědomou aktivaci či relaxaci svalů pánevního dna, měkké a mobilizační techniky a další. Metoda Ludmily Mojžíšové je jedna z forem léčení neplodnosti (Kolář et al., 2020). Fyzioterapeutická léčba není v praxi zas tak obvyklá a mnohým ženám tato volba nefarmakologické léčby uniká (Beránková & Pavlů; 2016). I přes to, že existují studie Motahari-Tabari, Shirvani a Alipour, (2017) a Vaziri et al. (2015), které poukazují na pozitivní ovlivnění dysmenorey pomocí kombinace cvičení a fyzioterapeutického přístupu.

Sekundární dysmenorea je častěji u starších žen kvůli příčině organického charakteru. Nejčastější příčinou je adenomyóza a endometrióza (Roztočil et al., 2011; Čepický, 2021).

Některé fyzické či psychické potíže, které se vyskytují zhruba týden před začátkem menstruace, tj. v pozdní luteální fázi, nazýváme premenstruačním syndromem (PMS). Podmínkou je přítomnost minimálně jednoho psychického a jednoho fyzického symptomu při třech po sobě jdoucích cyklech. Popsaných symptomů je více než 100, patří zde např. úzkost, bolest hlavy, deprese, otoky, nadýmání, změny nálad, bolestivost prsů, nárůst hmotnosti a další (Čepický, 2021; Gudipally & Sharma, 2022; Křepelka, 2015). Při převažující psychické symptomatologii se používá název premenstruační dystrofická porucha. Terapie je symptomatická, z nefarmakologických metod se využívá psychoterapie, úprava životosprávy, cvičení atd. Při těžších formách premenstruačního syndromu se volí farmaka (Čepický, 2021; Gudipally & Sharma, 2022; Křepelka, 2015).

## **2.3 Vliv menstruačního cyklu na kvalitu života**

Hormonální změny během menstruačního cyklu mají za následek reorganizaci tělesné dynamiky. Ukázalo se, že tato organizace může příležitostně ovlivnit fyzické, kognitivní a behaviorální reakce v závislosti na fázi menstruačního cyklu (Blagrove et al., 2020; Keklicek et al., 2021).

### **2.3.1 Menstruační cyklus a změny na úrovni pohybové soustavy**

Obecně je popsáno, že vyšší hladina estrogenu, která nastává během periovulační fáze MC, zvyšuje kloubní a svalovou laxitu, tím pádem dochází k nižší stabilitě na úrovni

jednotlivých kloubů a tělesných segmentů, která se projeví i v rámci komplexního pohybu v průběhu chůze. Nastavení a pohyby trupu, jsou ovlivněny průběhem pohybu DKK, proto v rámci snížené stability nosných kloubů očekáváme vyšší pohyblivost trupu, a zároveň můžeme očekávat nižší aktivitu povrchových vzpřimovačů trupu a vyšší aktivitu šikmých břišních svalů, které rotace trupu umožňují (Balachandar V., Marciniak, Wall, & Balachandar C., 2017; Kekliceck et al., 2021; Zazulak, Paterno, Myer, Romani, & Hewett, 2006).

Yim, Petrofsky a Lee (2018) se ve své studii zaměřili na mechanické vlastnosti svalů kotníku a posturální stabilitu během menstruačního cyklu. Ve studii porovnávali rozdíly ve svalovém tonu, tuhosti a elasticitě při ovulační a menstruační fázi. Hlavním zjištěním bylo, že tonus stabilizačních svalů kotníku je během ovulace nižší než u menstruační fáze. Co se týká tuhosti svalů, předpokládá se, že zvýšená koncentrace estrogenu v určitých fázích MC může snížit ztuhlost snížením syntézy kolagenu, a tím i hustoty kolagenu ve svalových a pojivových tkáních. Mezi vyšetřované svaly patřil m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Ty vykazovaly nižší tuhost neboli zvýšenou flexibilitu během ovulace než při menstruaci. Současně se zvýšila elasticita těchto svalů. Což vedlo k celkově horší posturální stabilitě během ovulace. Během ovulace je tedy větší riziko vzniku zranění (Balachandar et al., 2017; Carmichael et al., 2021; McNulty et al., 2020; Yim et al., 2018).

Zajímavý výzkum provedli Fink, Hugill a Lange (2012), kteří testovali hypotézu, zda jsou muži schopni rozeznat plodné ženy od neplodných na základě jejich tance a chůze. Jako probandky měli 48 žen, které nahrávali na video při tanci a chůzi v pozdní folikulární neboli periovulační a střední luteální fázi MC. Ze záznamů vytvořili pouze siluety postav, které následně pouštěli 200 studentům. Ti je měli hodnotit na sedmistupňové škále z hlediska atraktivity. Pohyby těla zaznamenané ve dnech vysoké plodnosti, tedy v období periovulační fáze, byly vyhodnoceny jako atraktivnější v porovnání z doby poloviny luteální fáze, tedy neplodného období. Autoři to vysvětlují nárůstem hladiny estrogenu, který má celkově vliv na vyšší tělesný výkon a širší škálu ve variacích pohybů.

Naopak dle Kremse (Krems et al., 2021) mají ženy tendenci ovulaci a plodné dny skrývat, což by nemuselo vést ke změnám v provedení pohybu, potažmo chůze.

Ve výzkumech se tedy částečně potkávají protichůdné důkazy, proto je zapotřebí dalších kvalitních studií, které využívají moderní technologie a zaměřují se na potenciaální změny v nervosvalové kontrole během MC (Balachandar et al., 2007).

### 2.3.2 Vliv menstruačního cyklu na sportovní výkon

Současně se změnami kinematických parametrů očekáváme i změny na svalové úrovni. Předpokládá se, že fyzická výkonnost se v průběhu MC mění v důsledku různých mechanismů, jako je změněná svalová aktivace, metabolismus substrátu, termoregulace a složení těla (Carmichael et al., 2021).

Koncentrace ženských pohlavních hormonů by mohly být zodpovědné za změněnou produkci síly. Estrogen má neuroexcitační účinek a progesteron inhibuje kortikální excitabilitu (Smith, Adams, Schmidt, Rubinow, & Wassermann, 2002). Tyto neuroexcitační a inhibiční účinky vedou k tomu, že estrogen a progesteron mají pozitivní a negativní vztah k produkci síly (Pallavi, Souza, & Shivaprakash, 2017; Smith et al., 2002). Estrogen je antikatabolický a pomáhá s obnovou poškozené tkáně. Naopak progesteron má účinky katabolické, tedy snižuje schopnost produkovat sílu, či blokuje testosteron (Tenan, Hackney, & Griffin, 2016). Předpokládá se, že větší síla a výkon by měly být produkovány, když progesteron zůstává nízký, což nastává během folikulární fáze a nižší produkce síly by měla nastat v luteální fázi, když je progesteron zvýšený. Jako nejefektivnější doba tréninku síly a výbušnosti se jeví folikulární fáze (Carmichael et al., 2021).

Už téměř před třiceti lety byla provedena studie, která sledovala vliv vyšší tréninkové frekvence ve folikulární fázi (a nižší v luteální fázi) v porovnání s pravidelným tréninkem nezávisle na fázi cyklu. U skupiny, která měla vyšší frekvenci tréninku ve folikulární fázi, došlo k nárůstu síly DKK o 33 %, kdežto skupina, která frekvenci vzhledem k fázi cyklu neměnila, dosáhla pokroku pouze o 13 % (Reis, Frick, & Schmidtbleicher, 1995).

Novější studie podobného charakteru od Wikström-Frisén, Boraxbekk a Henriksson-Larsén (2017) se účastnilo 57 trénovaných žen. Studie trvala po dobu čtyř měsíců, a bylo v ní možné nalézt tři skupiny, a to skupinu, která trénovala třikrát týdně, dále skupinu, která trénovala častěji ve folikulární fázi a méně často v luteální a poslední skupinu, která trénovala častěji v luteální fázi a méně často ve folikulární fázi. Častější tréninky během folikulární fáze vedly k většímu nárůstu síly, výbušnosti i tukuprosté hmoty.

Sung et al. (2014) publikoval studii, kde 20 žen provádělo po dobu tří měsíců silový trénink jedné končetiny, kdy jedna končetina prováděla osm tréninkových jednotek ve folikulární fázi, a dvě tréninkové jednotky ve fázi luteální. Druhá končetina pracovala

s opačnou frekvencí, tzn. dvě jednotky ve folikulární fázi, a osm v luteální. Končetina, která pracovala více ve folikulární fázi, zaznamenala vyšší nárůst síly o 46 % a o 42 % vyšší nárůst svalového objemu než ta, která více pracovala v luteální fázi.

Vyšší tolerance vůči únavě je pozorována v brzké luteální fázi, což nabízí prostor pro práci s vyššími počty opakování. Naopak pozdní luteální fáze je nejvhodnější k zařazení volnějšího týdne (Ansdell et al., 2019).

V souvislosti se změnami svalové aktivity v jednotlivých fázích MC se dosavadní výzkumy soustředily zejména na oblast DK a nejvíce na aktivitu svalů majících přímý vztah s kolenním kloubem (m. quadriceps femoris, hamstringy) (Balachandar et al., 2017; Blagrove et al., 2020; Park et al., 2009).

Balachandar et al. (2017) uvádí, že riziko poranění LCA je 4–6x vyšší u žen než u mužů při stejných sportech. Dodává, že zvýšením hladiny estrogenu v periovulační fázi se zvyšuje jeho laxita, dochází k větší valgotizaci a vnější rotaci kolena, což s sebou nese jeho zvýšené napětí a větší náchylnost ke zranění.

Keklicek et al. (2021) také prokázali, že první den menstruačního cyklu ženy podávají nižší aerobní nebo fyzický výkon než jiné dny. Oproti tomu Blagrove et al. (2020) píše, že ženy s pravidelnou menstruací, které se účastní silových cvičení nebo sportů s převahou síly, se nemusí přizpůsobovat fázi menstruačního cyklu, aby maximalizovaly svůj výkon. Jelikož změnami pohlavních hormonů v průběhu menstruačního cyklu jsou vlastnosti související se silou ovlivněny jen minimálně.

Narativní přehledová studie, realizována Carmichael et al. (2021) zahrnuje 35 relevantních studií. Až 20 studií uvedlo, že výkon se mezi fázemi MC neliší, 15 studií uvedlo, že alespoň jeden výkonnostní výsledek MC ovlivněn je. Ve studiích, které pozorovaly vliv MC na výkon, byly zjištěné nesrovnalosti. Nejčastěji však bylo hlášeno, že síla a aerobní výkon se zhoršily během střední a pozdní luteální fáze, kdy převažuje produkce progesteronu a anaerobní výkon byl nejčastěji snížen ve folikulární fázi.

Je zřejmé, že mnoho sportovkyň věří, že jejich výkon kolísá s fází MC, jelikož všechny zahrnuté studie uváděly, že fáze MC ovlivnila vnímaný výkon sportovců. Velká část účastnic uvedla, že pociťují v určitých fázích MC zhoršení svého výkonu. Výkonnost byla vnímána jako zhoršená v časně folikulární a pozdní luteální fázi ve srovnání se zbytkem MC. Celkově se změny v objektivně měřeném výkonu neshodovaly se změnami ve vnímaném výkonu sportovkyň, ale vnímaná výkonnostní újma v časně folikulární a pozdní luteální fázi se shoduje s výskytem menstruačních příznaků. Častým důvodem

připisovaným tomuto vnímanému poklesu výkonnosti byla únava, což je běžný premenstruační symptom. Výzkumy, které zjistily, že MC má zprostředkující roli ve fyzickém výkonu, ukazují, že fáze MC ovlivňují sílu, aerobní a anaerobní výkon odlišně. Pokud má být trénink modifikován na základě MC fáze, musí být pečlivě zvažena převládající výkonnostní proměnná a cíle tréninku (Armour, Parry, Steel, & Smith, 2020; Ergin, & Kartal, 2020; Carmichael et al., 2021; Findlay, Macrae, Whyte, I. Y.; Easton, & Whyte L. J. F., 2020; Solli, Sandbakk, Noordhof, Ihalainen, & Sandbakk, 2020).

Všechny výše zmíněné studie dodávají, že je výzkum v této oblasti nesmírně náročný, kvůli problémům spojeným s přesnou identifikací fází cyklu u každého účastníka a kontrolou dalších vedlejších faktorů, které mohou také způsobit změny ve výkonu (Blagrove et al., 2020; Carmichael et al., 2021; Keklicek et al., 2021).

Zapotřebí je také zmínka o obrovské interindividuální a intraindividuální variabilitě, kdy některé ženy různé fáze MC prakticky nerozhodí, zatímco jiné se v pozdní luteální a brzké folikulární fázi vyloženě trápí.

### **2.3.3 Vliv menstruačního cyklu na ženskou psychiku**

Menstruační cyklus ovlivňuje kromě fyzických projevů také psychické procesy. Tím pádem ovlivňuje chování žen, jejich city, nálady, paměť, sexuální apetenci, duševní výkonnost atd. Základní hormonální řízení ženského organismu je založeno na zpětných vazbách hypotalamo–hypofýzo–ovariální osy zároveň s těsnou propojeností k nadřazeným mozgovým centrům, a hypotalamus je se svými řídicími centry spojen přes systém neuronů, které jako přenašeče svých podnětů používají řadu látek ovlivňující psychiku, jako např. dopamin, serotonin, noradrenalin atd. Můžeme tedy předpokládat určitou vzájemnou provázanost cyklických změn s ženskou psychikou (Roztočil et al., 2011).

Studie od Sundström-Poromaa a Gingnell (2014) dospěla k závěru, že vědecké poznatky o emocionálních účincích vyvolaných menstruačním cyklem jsou mnohem konzistentnější než poznatky o účincích kognitivní. To nemusí být překvapivé, protože mnoho žen si stěžuje na emoční problémy ve vztahu k MC, nejčastěji v premenstruační (pozdní luteální) fázi.

Velmi často je zhoršená nálada, podrážděnost a deprese spojována se zvýšenou hladinou progesteronu (Gingnell et al., 2013; Lundin et al., 2017). Estradiol je naopak většinou spojován s pozitivními účinky, a to jak z hlediska nálady, tak kognice (Comasco et al., 2014; Sherwin, 2012). Což dokazují výsledky léčby estrogény u žen po menopauze.

Avšak nejintenzivnější psychické, ale i fyzické obtíže, které nazýváme premenstruačním syndromem, nacházíme v pozdní luteální fázi, kdy hladiny progesteronu klesají, nikoliv když jsou na vrcholu. Příčin je několik, ale co se týká změn hladin progesteronu a estrogenu, roli hraje příliš rychlý progesteronový spád na konci luteální fáze a hormonální nerovnováha, konkrétně když dojde k relativnímu nedostatku progesteronu.

Z vědeckých zdrojů, zabývající se cykličností žen, jsou známy pouze jednotlivé studie, které se vždy věnovaly pouze úzké oblasti problematiky, a které se zároveň svými výsledky často vylučují. Asi nejpopulárnějším zdrojem v této oblasti jsou knihy Mirandy Gray (Gray, 2011; Gray, 2013). Autorka se ovšem opírá o vlastní zkušenosti a o zkušenosti, které získala od mnoha dalších žen či z generačně předávaných a tradovaných zkušeností.

Nejčastěji se studie zabývají menstruační a premenstruační fázi, které jsou nejvíce v povědomí i u žen. Fáze před ovulací a během ovulace už tolik citované nejsou. Právě Gray (2011; 2013) rozděluje MC na čtyři fáze, kde popisuje, jak se žena cítí emocionálně a fyzicky. Jednotlivé fáze prezentují optimální dobu pro využití daných konkrétních zesílených schopností či činností, a pokud ženy přijmou, že se cyklicky proměňují a začnou svůj život žít v souladu s těmito periodicky se opakujícími změnami, mohou dosáhnout lepších výsledků a změnit pohled na sebe samu, v souladu s nasloucháním svých přirozených potřeb, než se orientovat na potřeby dnešní, na výkon velmi zaměřené společnosti.

Menstruaci označuje jako reflektivní fázi, fázi, kdy si tělo žádá odpočinek, aby mohlo načerpat novou energii. Dochází k útlumu jak na rovině fyzické, tak i emoční. Ženy jsou často bez energie, mají zvýšené emoce a často tuto fázi doprovází bolest. Pokud ženy potlačují své potřeby pro zklidnění, dostávají se do stresu, což aktivuje stresovou osu hypotalamus–hypofýza–nadledviny, a to může být jeden z faktorů podílejících se na vzniku dysmenorey (Gray, 2011; 2013).

Po období menstruace a před ovulací nastává fáze folikulární, dle Gray (2011; 2013) označována jako fáze dynamická. V této fázi se ženy cítí více atraktivní, sebevědomé, mají nejvíce energie, jsou fyzicky vytrvalé a nejméně emočně citlivé. Je to nejvhodnější doba pro učení a soustředění. Stoupající estrogen v těle může pomoci utlumit účinky stresových hormonů adrenalinu a kortizolu, to by také mohlo hrát roli při udržení dobré nálady.



Jako fázi expresivní nazývá období kolem ovulace. V této fázi je sexuální touha na vrcholu, a jsou také nejpřitažlivější pro své okolí, jak po stránce vzhledu, pohybu, tak i atraktivity hlasu. Ženy jsou více komunikativní, empatické, trpělivé (Gray, 2011; 2013).

Po ovulaci nastává luteální fáze cyklu nazývané jako fáze kreativní. Ženy mají touhu jednat, něco měnit, tvořit. Díky postupnému snížení energie a schopnosti soustředit se, se snižuje schopnost kreativní nápady produktivně zpracovat a následuje pocit frustrace, podráždění, emoční výkyvy a celkové negativní sebehodnocení. Stejně jako v období menstruace, pokud žena nenaslouchá svým vnitřním pocitům, může to zesilovat její premenstruační potíže (Gray, 2011; 2013).

### **2.3.4 Vliv menstruačního cyklu na provedení chůze**

Na základě výše uvedených komplexních poznatků předpokládáme, že se v průběhu MC může měnit provedení chůze. Tím, že vyšší hladina estrogenu, která nastává v periovulační fázi MC, koreluje s vyšší laxitou svalů a vazů, očekáváme sníženou stabilitu na úrovni jednotlivých kloubů a tělesných segmentů. V rámci snížené stability nosných kloubů můžeme odvodit vyšší pohyblivost pánve. Snaha organismu vyrovnávat pohyby dolní části těla tak, aby se jejich výchylky nepřenášely do oblastí křční páteře a hlavy v průběhu chůze u zdravého člověka, vede k tomu, že velikost pohybu pánve bude korelovat s variabilitou pohybu páteře, respektive trupu. V periovulační fázi MC tedy analogicky očekáváme vyšší variabilitu pohybu trupu (Balachandar et al., 2017; Kekliceck et al., 2021; Zazulak et al., 2006).

Vzhledem k očekávaným změnám v provedení chůze předpokládáme i odpovídající změny na úrovni svalové aktivity. Práce Guéguena (2012) a Provost, Quinsey a Troje (2008) naznačují větší uvolnění při chůzi v periovulační fázi MC, ale jedná se o práce z psychosociální oblasti. Se zvýšenou hladinou estrogenu předpokládáme nižší aktivitu povrchových vzpřimovačů trupu a vyšší aktivitu šikmých břišních svalů, které se na rotacích trupu podílí (Myers, 2020).

V průběhu menstruační fáze by pak mohla být celková svalová aktivita větší díky klesajícími progesteronu, a také by mohlo dojít k změnám v zapojení jednotlivých svalů v jiných částech CHC (změny timingu) (Carmichael et al., 2021; Pallavi et al., 2017; Smith et al., 2002; Sung et al. 2014, Tenan et al., 2016; Wikström-Frisén et al., 2017).

## 3 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je výzkumná a diagnostická metoda, která detekci elektrického potenciálu svalových buněk zaznamenává aktivaci svalu a pomáhá k její objektivizaci. Existuje již od 17. století a při použití vhodného nástroje může být zjištěna velikost aktivace a její načasování (timing). Základním principem je snímání elektrických signálů svalové tkáně pomocí elektrod, které snímáním sumy potenciálů mnoha svalových vláken pod nimi získávají komplexní informace o aktivitě celého svalového vlákna, stejně tak o řídicí funkci centrální a periferní nervové soustavy. Signál EMG tak dává prospěšné charakteristiky a parametry neurosvalového systému. Díky výsledným vlastnostem a charakteristikám signálu EMG můžeme detekovat různé patologické procesy, avšak nedokážeme rozlišit, jaké etiologie je daná porucha (De Luca, 2008; Earls, 2014; Halaki & Ginn, 2012; Krobot & Kolářová, 2011; Prasanth et al., 2021).

### 3.1 Vznik elektrického signálu ve svalu

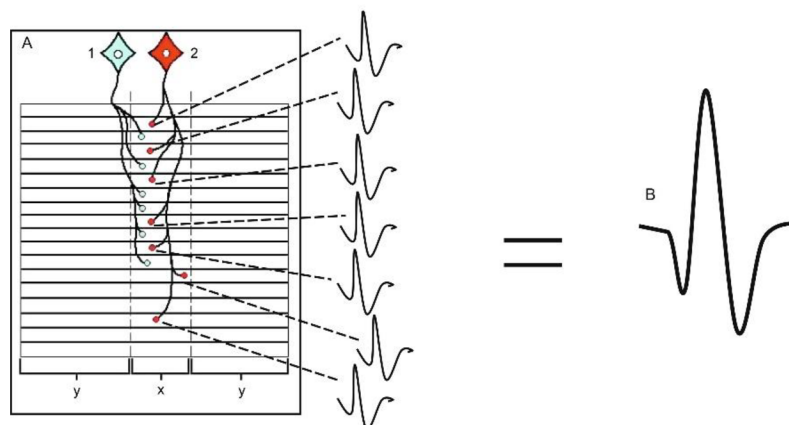
Základní funkční jednotkou pohybového aparátu je motorická jednotka (MJ). Je tvořena míšním motoneuronem, jeho axonem a všemi svalovými vlákny inervovanými tímto motoneuronem. Počet svalových vláken na motorickou jednotku se velmi liší, od 5 do 10 v laryngeálních svalech až po několik tisíc v plosce. Příčná oblast motorické jednotky se u dospělých obvykle pohybuje od 5 do 10 mm, přičemž mnoho oblastí motorické jednotky se navzájem překrývá. Kvůli tomuto překrývání leží dvě svalová vlákna ze stejné motorické jednotky jen zřídka vedle sebe. Území příčné motorické jednotky se s věkem značně zvětšuje, od narození do dospělosti se zdvojnásobuje, většinou kvůli nárůstu velikosti jednotlivých svalových vláken (Krobot & Kolářová, 2011).

Nervosvalová ploténka je spojení dvou vzrušivých tkání, a to svalového vlákna a axonu míšního motoneuronu, na kterých dochází k přenosu vzruchu. K přenosu dochází pomocí podráždění membrány vlákna, čímž se uvolní acetylcholin, který depolarizuje membránu. Tím uvolní iont vápníku a vybaví akční potenciál (AP). Při dostatečně velkém vzruchu se AP šíří po celé membráně svalového vlákna, až proběhne jeho kontrakce, jejíž trvání je závislé na typu motoneuronu, který svalové vlákno inervuje. Dochází k přímé přeměně chemické energie na mechanickou. V okolí svalového vlákna vzniká také elektrické pole vlivem elektrických potenciálů na různých částech membrány svalového vlákna (Kittnar, 2021; Krobot & Kolářová, 2011; Véle, 2006).

### 3.2 Obecný princip elektromyografie

Základem registrování elektrických signálů svalu jsou AP, vyvolané změnou iontových poměrů na membráně svalových vláken během svalové kontrakce. Depolarizace postsynaptické membrány svalu se přenáší od nervosvalové ploténky podél svalového vlákna v obou směrech. Doprovází ji pohyb iontů, který v okolí svalových vláken vytváří elektromagnetické pole. Elektrody, které jsou lokalizovány v této oblasti, zaznamenávají napětí, jehož časový průběh představuje AP. Základním principem EMG je snímání AP aktivních MJ v okolí elektrody (De Luca, 2008; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Elektromyogram neboli záznam elektrické aktivity svalu má tvar tzv. interferenčního vzorce, což je výsledek náboru motorických jednotek a jejich sumačních AP. Konečný snímaný signál se označuje jako akční potenciál motorické jednotky (MUAP), a prezentuje časovou a prostorovou superpozici AP svalových vláken jedné MJ. Podle typu, velikosti a umístění snímacích senzorů detekujeme AP jednotlivých MJ (pomocí jehlové EMG) nebo více navrstvených AP produkovaných několika MJ daného svalu pomocí povrchové elektromyografie (SEMG). Při použití SEMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně kůži a tuk (Kittnar, 2021; Krobot & Kolářová, 2011; Preston & Shapiro, 2013; Véle, 2006). Konečný snímaný signál zobrazuje obrázek 4.



Obrázek 4. Jednotlivé akční potenciály generované motorickým neuronem se sumují a tvoří MUAP (Preston & Shapiro, 2013).

### 3.3 Typy elektromyografie

EMG lze získat invazivně (jehlovou elektromyografií) nebo neinvazivně (povrchovou elektromyografií).

Pomocí jehlové elektromyografie jsou snímány AP přímo v testovaném svalu. Po zavedení elektrody do svalu se hodnotí odezva na posun jehly, spontánní aktivita v klidu a aktivita během kontrakce. Během stádia relaxace není viditelná žádná odezva. Jakmile dojde ke kontrakci svalu, objeví se signál, na kterém hodnotíme amplitudu, dobu trvání, tvar, počet fází a stabilitu AP. Patologickým jevem je aktivita svalu i v relaxaci. Tato metoda se využívá zejména k diagnostice nervosvalových onemocnění. Hlavním rozdílem mezi povrchovou a jehlovou EMG je, že jehlová elektromyografie umožňuje rozeznat AP jednotlivých MJ. Při aplikaci jehly dochází k malému poranění svalu shodnému s velikostí nitrosvalové injekce, avšak poškození tkáně a bolest může ovlivnit charakter hodnocení komplexnějšího pohybu, jako je např. chůze (De Luca, 2008; Krobot & Kolářová, 2011).

SEMG poskytuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu pomocí větší plochy, ze které je záznam získáván. Při různých pohybových aktivitách je její použití snadnější (De Luca, 2008; Krobot & Kolářová, 2011).

#### 3.3.1 Výhody a nevýhody povrchové elektromyografie

Je podstatné si uvědomit, že výsledný EMG signál je důsledkem mnoha anatomických, fyziologických a technických faktorů. De Luca (2003) píše, jak je elektromyografie snadno použitelná, avšak důsledkem je nesprávná publikace výsledků. Proto je zapotřebí pečlivě se řídit dostupnými doporučeními a být obezřetní ve zpracování a interpretaci naměřených dat.

Elektromyografií využíváme nejčastěji k vyhodnocení svalové aktivity během různých motorických úkolů. Pokud aplikujeme EMG na komplexnější pohyb, jako je třeba chůze, je třeba počítat s jistými omezeními. Neposkytuje nám informace o směru, ve kterém sval pracuje, a také ne každý sval je možné během chůze měřit. Faktory, které ovlivňují EMG signál, můžeme rozdělit dle Kroboty a Kolářové (2011) na vnitřní a vnější. Vnitřní jsou charakterizovány fyziologickými, biomechanickými a anatomickými vlastnostmi svalu a nelze je vlastním snímáním ovlivnit. Řadíme zde např. typ a průměr svalových vláken, vlastnosti tkáně pod elektrodou, prokrvení svalu, vzdálenosti mezi aktivní svalovou tkání a elektrodou, aktivitu okolních svalů tzv. crosstalk. Protože při pohybu člověka se aktivuje mnoho svalů, může být konečný

SEMG signál ovlivněn i elektrickou aktivitou svalů v okolí. Tento fenomén lze minimalizovat správným uložením elektrod a vyhnout se tak chybné interpretaci EMG záznamu (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; Krobot & Kolářová, 2011).

Nesmíme opomenout také vnější faktory, které ovlivňují podobu EMG signálu. Mezi ně patří špatné umístění elektrod. Elektrody by se neměly aplikovat do oblasti úponů, ale doprostřed svalového břicha, kde se nachází nejvíce svalových vláken. Dalším faktorem je nedostatečný kontakt s pokožkou, kdy musí být kůže před aplikací očištěna (Halaki & Ginn, 2012; Krobot & Kolářová, 2011). V neposlední řadě je to dle Krobot a Kolářové (2011) externí šum, který vzniká narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu nejčastěji externími přístroji nebo pohybovými artefakty.

Jednou z hlavních výhod EMG je to, že díky ní lze vidět reálnou funkci svalů, která se může lišit s tradičně popsanou funkcí anatomickou. Earls (2014) jako příklad uvádí, že některé literatury zmiňují jako hlavní funkci m. gluteus maximus extenzi kyčelního kloubu během odrazu palce při chůzi. Sám Earls říká, že m. gluteus maximus je aktivní pouze krátce před úderem paty až do střední stojné fáze, zatímco poté, kdy dochází k samotné extenzi kyčelního kloubu, zůstává bez akce. Čímž ukazuje, že m. gluteus maximus ve skutečnosti v průběhu chůze neextenduje kyčel, ale omezuje další flexi.

Další předností EMG je možnost detekce neuromuskulárních a svalových poruch. Její aplikace může být využita s dalšími kinetickými a kinematickými metodami, které nám přinesou konkrétnější výsledky. Což může být přínosem především při konkretizaci rehabilitačního cíle, kontroly a účinnosti terapie (Earls, 2014; Krobot & Kolářová, 2011).

Ovšem využití EMG nemusí být pouze v klinické rehabilitaci, ale také např. ve sportovním tréninku pro hodnocení zručnosti a trénovanosti, v klinické medicíně u pacientů s ortopedickými či traumatologickými diagnózami. Zde má význam hlavně pro protetiku. Dnes jsou oblíbené zejména elektricky poháněné protézy, které jsou schopné nasimulovat pohyb zdravých končetin, a to právě za pomoci EMG (Krobot & Kolářová, 2011).

Využití EMG se uplatňuje také u ergonomie. Obor, který je důležitý pro prevenci onemocnění z povolání, využívá EMG záznam k určení podílu účasti svalů při konkrétním pracovním úkonu. Posléze pomocí přizpůsobení pracovních míst a nástrojů zamezuje vzniku pracovního přetížení (Krobot & Kolářová, 2011).

### 3.4 Způsob snímání a zpracování elektromyografického signálu

Povrchová svalová aktivita je nejběžněji snímána bipolárně pomocí dvou elektrod uložených paralelně s průběhem svalových vláken. Umístění elektrod je nejvhodnější do místa nejširšího svalového bříška ve střední linii svalu, kolmo na průběh svalových vláken. Uložení elektrod by mělo být mezi motorickým bodem a úponem svalu na kost a mělo by respektovat průběh svalových vláken. Za ideálních podmínek by elektrody neměly ležet v bezprostřední blízkosti okolních svalů. V praxi to není vždy proveditelné, především u svalů, které jsou částečně překryty jiným svalem, nebo jsou uloženy v několika vrstvách. Vzniká tzv. crosstalk, kdy je konečný EMG signál ovlivněn elektrickou aktivitou blízko uložených svalů (De Luca, 1997; Rodová et al., 2001).

Prvotní výstupní signál, který dostaneme z EMG měření, nazýváme surový. Jedná se o záznam, který není filtrovaný, a AP motorických jednotek se překrývají, proto není přesně reprodukovatelný. Můžeme z něj ale diferencovat, zda je sval aktivní či nikoliv, popřípadě kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti. Základní linie elektromyografického signálu může být ovlivněna náhodnými vrcholy a šumy, takže aby bylo možné signál kvalitně analyzovat a dostat výstupní hodnoty, je zapotřebí další zpracování signálu (Krobot & Kolářová, 2011; Winter, 2009).

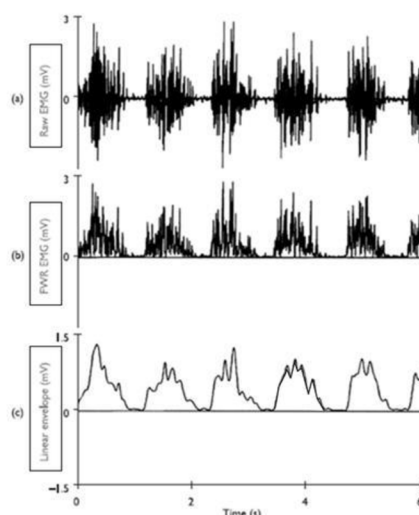
Pro upravení EMG signálu se využívají metody: frekvenční filtrace, offset, rektifikace a smooting neboli vyhlazení amplitudy EMG (Čapek, Hájek, & Henyš, 2018).

Filtrací rozumíme odfiltrování frekvencí nižších než 20 Hz a vyšších než 500 Hz s pomocí dvoupásmového filtru a odfiltrování frekvence střídavého napětí, pokud již nedošlo k odfiltrování hardwarově (Čapek et al., 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

Metoda offset nám zaručí, že EMG signál bude střídavý signál oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot (Čapek et al., 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

Rektifikace se týká analýzy amplitudy. Ta se náhodně pohybuje kolem nulových hodnot. Kdybychom výsledné hodnoty pouze zprůměrovali, byl by výsledek roven nule. Proto využíváme metodu, kdy se záporné hodnoty překlopí do kladných, tzn., vytvoří se absolutní hodnoty ze všech registrovaných amplitud. Jelikož i rektifikovaný signál se neustále skládá z náhodně uspořádaných amplitud signálu, musí dojít k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu tak, že se jejich odchylka vyhladí (Čapek et al., 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

Ukázku SEMG signálu zobrazuje obrázek 5.



Obrázek 5. SEMG signál (a) surový signál (b) rektifikovaný signál (c) zrektifikovaný a vyhlazený signál (Lee, 2013).

### 3.4.1 Normalizace EMG signálu

Vzhledem k tomu, že existuje mnoho faktorů, které ovlivňují EMG signál, je někdy obtížné ho správně vyhodnotit. Aby bylo možné porovnat EMG aktivitu ve stejném svalu v různých dnech nebo u různých jedinců nebo porovnat EMG aktivitu mezi svaly, musí být EMG normalizováno. Nejvíce problematická je interpretace amplitudy surového EMG signálu. Jelikož když chceme měřit amplitudu, musíme ji vůči něčemu normalizovat, tzn., musí existovat referenční hodnota, se kterou můžeme amplitudu porovnat. Normalizace se týká převodu signálu na stupnici vzhledem ke známé a opakovatelné hodnotě (Halaki, 2012).

Volba normalizační metody je při interpretaci EMG signálů kritická, protože ovlivní amplitudu a obrazec EMG signálů. Článek od Burdena (2010) poukazuje na to, že normalizované EMG signály poprvé představili Eberhart, Inman a Bresler v roce 1954. Od té doby existuje řada metod používaných k normalizaci EMG signálů bez shody v tom, která metoda je nejvhodnější. Byly zavedeny a jsou v současné praxi různé metody normalizace, každá s výhodami a omezeními souvisejícími s mezisubjektovou variabilitou a klinickou interpretací svalové aktivity (Ghazwan, Forrest, Holt, & Whatling, 2017).

Nejběžnější metoda normalizace EMG signálů z daného svalu používá jako referenční hodnotu EMG zaznamenanou ze stejného svalu během maximální izometrické kontrakce (MVIC). Proces normalizace pomocí MVIC spočívá v tom, že je proveden referenční test (obvykle svalový test), který produkuje maximální kontrakci

v požadovaném svalu. Doporučuje se provést alespoň 3 opakování s odstupem alespoň 2 minut, aby se snížily případné účinky únavy. Maximální hodnota získaná ze zpracovaných signálů během všech opakování testu je pak použita jako referenční hodnota pro normalizaci EMG signálů, zpracovaných stejným způsobem, ze sledovaného svalu. To umožňuje posoudit úroveň aktivity svalu během zkoumaného úkolu ve srovnání s maximální neurální aktivační kapacitou svalu. Nevýhodou je volba testu k dosažení maximální svalové kontrakce. Bohužel neexistuje konsenzus ohledně jednotného testu, ve kterém by došlo u všech jedinců k maximální aktivaci svalu, i přes to, že se o to pokoušela řada studií. Poukázaly však, že použití více testů může poskytnout maximální svalovou kontrakci z daného svalu u všech testovaných jedinců. Tato zjištění naznačují, že použití jediného testu MVIC k identifikaci maximální aktivity v daném svalu nejsou dostačující a je jich zapotřebí více (Ekstrom et al., 2012; Halaki, 2012; Hébert-Losier, Schneiders, Garcia, Sullivan, & Simoneau, 2011).

Za předpokladu, že je dosaženo maximální nervové aktivity ve všech testovaných svazech a jednotlivcích, je použití MVIC vysoce spolehlivou metodou k normalizaci EMG dat a lze ji použít k porovnání aktivity mezi svaly, mezi úkoly a mezi jednotlivci. Ovšem pro hodnocení trupových svalů při cyklické aktivitě, jakou je i chůze, je využití MVIC téměř nemožné, jelikož aktivita daných svalů je malá, a zároveň neexistuje jednotný test, ve kterém by došlo u všech jedinců k maximální aktivaci trupových svalů (Halaki, 2012).

Mezi další přístupy normalizace EMG při chůzi se využívá vrcholová dynamická metoda (PDM) vyjadřující EMG data ze svalu jako poměr maximální hodnoty získané ze stejného svalu během chůze. Další možností normalizace je průměrná dynamická metoda (MDM), kdy je každý datový bod zpracovaného EMG signálu dělen průměrem klidových a aktivních období během cyklu chůze. PDM i MDM poskytují dobrou spolehlivost mezi jednotlivými měřeními a mezi subjekty, snižují variabilitu mezi subjekty o 12–72 % ve srovnání s nenormalizovaným EMG a ukazují části, ve kterých je sval během chůzového cyklu nejaktivnější (Ghazwan et al., 2017).

Proto pro účely této diplomové práce budou hodnoty normalizovány vzhledem k vrcholové dynamické aktivitě v rámci celého chůzového cyklu.

### **3.4.2 Analýza chůze s využitím EMG**

Elektromyografický záznam během chůze je jedna z nejčastěji hodnocených aktivit. Často se využívá v kombinaci s metodami z oblasti kinematiky a kinetiky,



kdy poskytuje doplnění komplexní analýzy o zapojení svalů v průběhu sledovaného pohybu. Jedinečné funkční a dynamické vyšetření chůze za pomoci přístrojové analýzy nám umožňuje pochopit biomechaniku a centrální řízení chůze. Standardně je vhodné změřit minimálně 6–10 kroků, vzhledem k vysoké variabilitě každého kroku sledovaného jedince (Krobot & Kolářová, 2011).

Během chůze pozorujeme funkci svalů v čase. Jedná se o sledování posloupnosti zapojení vybraných svalů neboli timing při začátku pohybové činnosti, v průběhu a na konci aktivity. Jako o začátku svalové aktivity mluvíme, když dojde k nárůstu klidové aktivity o dvě směrodatné odchylky. Timing svalové činnosti lze stanovit počítačovou analýzou nebo vizuální inspekci surového povrchového elektromyografického záznamu (Rodová et al., 2001).

Další, co můžeme z EMG záznamu hodnotit je velikosti aktivace svalů. Monitoruje se míra aktivace svalů s využitím klasifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy je odrazem množství motorických jednotek, které se aktivují. Avšak je ovlivněna celou škálou faktorů, např. lokalizaci svalů a elektrod, vodivosti, teplotou atd. (Rodová et al., 2001).

Yang a Winter (1984) se ve svém výzkumu pokoušeli normalizovat amplitudu při chůzi z velikosti amplitudy během maximální volní kontrakce měřených svalů. Došli k závěru, že taková normalizace vykazuje velké interindividuální rozdíly, a tedy, že hodnotit amplitudu při chůzi je poměrně náročné.

S využitím EMG se hodnotí také svalová únava, která se objevuje až při dlouhodobé nebo opakované kontrakci, pokud svalová tkáň nemůže metabolicky zásobit kontraktilní elementy (Rodová et al., 2001).

## 4 CÍLE

### 4.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit aktivitu vybraných svalů trupu v rámci chůzového cyklu v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu u zdravých žen.

### 4.2 Dílčí cíl

- 1) Zjistit aktivitu m. erector spinae v průběhu periovulační a menstruační fáze MC v rámci chůzového cyklu.
- 2) Zjistit aktivitu m. multifidus lumborum v průběhu periovulační a menstruační fáze MC v rámci chůzového cyklu.
- 3) Zjistit aktivitu m. rectus abdominis v průběhu periovulační a menstruační fáze MC v rámci chůzového cyklu.
- 4) Zjistit aktivitu m. obliquus abdominis externus v průběhu periovulační a menstruační fáze MC v rámci chůzového cyklu.

### 4.3 Výzkumné hypotézy

**Hypotéza 1:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity m. erector spinae při chůzi u zdravých žen.

**Hypotéza 2:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity m. multifidus lumborum při chůzi u zdravých žen.

**Hypotéza 3:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity aktivaci m. rectus abdominis při chůzi u zdravých žen.

**Hypotéza 4:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity m. obliquus abdominis externus při chůzi u zdravých žen.

## 5 METODIKA

### 5.1 Charakteristika výzkumného souboru

Jedná se o observační průřezovou studii. Studie se zúčastnilo 18 žen ve věku 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 počátku výzkumu proběhlo dotazníkové šetření pro zjištění potřebných anamnestických údajů, které zároveň detekovalo případná vylučovací kritéria. Vstupním kritériem byl pravidelný MC v délce  $28 \pm 5$  dní v průběhu posledních šesti měsíců. Mezi vylučovací kritéria se řadila 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 šesti 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 DK apod.), kouření, abúzus, obezita (BMI >30 kg/m<sup>2</sup>), profesionální sportovní činnost. Všechny probandky, které se zúčastnily měření v menstruační a periovulační fázi MC, byly studentkami Univerzity Palackého v Olomouci. Se všemi účastníky byl před provedením jakéhokoliv výzkumného úkonu podepsán informovaný souhlas (Příloha 1).

Na základě uvedené délky cyklů v posledních třech měsících si probandky vypočítaly očekávaný den ovulace. Každá probandka obdržela LH testovací proužky (BMS Company s.r.o., Ledce u Plzně, Česká Republika) pro detekci zvýšené hladiny LH, které potvrdí periovulační fázi. Měření probíhalo dle délky cyklu 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 v periovulační fázi cyklu. Měření v menstruační fázi bylo provedeno do 72 hodin od začátku krvácení.

### 5.2 Metody sběru dat

Diplomová práce hodnotí svalovou aktivitu vybraných povrchových svalů trupu, která byla jako doplněk k dynamické a kinematické analýze v projektu s názvem „Provedení chůze u zdravých mladých žen v různých fázích menstruačního cyklu“. Projekt byl dne 6. 1. 2022 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 2) pod jednacím číslem 2/2022. Testování, které probíhalo v laboratoři chůze FTK UPOL,

bylo v obou fázích cyklů stejné. Před prvním měřením byla nejprve v počítačovém programu vytvořena karta testované probandky, kde byly jednotlivé záznamy ukládány. Před začátkem vlastního měření byla probandkám vždy vysvětlena podstata měření a provedení daných úkonů. Měření probíhalo ve spodním prádle. Chůze byla zaznamenána s využitím kinematického systému Vicon Vantage V5 (Oxford Metrics, Oxford, UK) v úseku délky 10 m. Systém zahrnuje osm kamer s rozlišením 5 Mpx. Pohyb byl snímán s frekvencí 200 Hz. K hodnocení elektrické aktivity svalů trupu byla využívána povrchová elektromyografie systému Trigno wireless system, Delsys Inc (Natick, MA, USA), která byla k systému Vicon Vantage V5 připojena ještě před jeho spuštěním.

Před samotným měřením bylo zapotřebí nakalibrovat snímaný prostor v softwaru Vicon. Na měřenou osobu byly prvně umístěny reflexní značky, a to na trup, pánev a DK, díky kterým byly zaznamenány kinematické parametry chůze. Reflexní značky byly nalepeny pomocí oboustranné lepicí pásky přímo na kůži. Na stehna a bérce byly navíc 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. Teprve posléze byly na probandku nalepeny EMG senzory.

Umístění elektrod na konkrétní svaly předcházelo řádné očištění kůže v dané oblasti vodou a následně alkoholovým prostředkem, aby se zlepšila přilnavost, snížil kožní odpor a zamezilo „crosstalkingu“. EMG senzory byly očištěny alkoholovým prostředkem a připevnily se na ně speciální oboustranné pásky. Povrchové elektrody byly lepeny vždy na pravou i levou stranu měřené osoby. Při aplikaci EMG senzorů pro m. erector spinae a m. multifidus lumborum na povrch těla byly dodržovány postupy doporučené odborníky na EMG analýzu v rámci projektu SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Pro m. erector spinae se lepily elektrody 2 prsty laterálně od prvního bederního obratle vertikálně, pro m. multifidus lumborum 2–3 prsty laterálně od pátého bederního obratle, šikmo orientované podle osy spina iliaca posterior superior (SIPS) a intervertebrálního prostoru mezi prvním a druhým bederním obratlem (Hermens et al., 2000).

Jelikož normy pro lepení elektrod pro břišní svaly SENIAM neuvádí, bylo využito umístění dle Escamilla et al. (2010) a Farahpour, Jafarnezhadgero, Allard a Majlesi (2018) a Ng, Parnianpour, Kippers, & Richardson (2003). Elektrody byly umístěny následovně: pro m. rectus abdominis bylo umístění elektrod 2 cm od střední čáry a 1 cm

nad umbilicem, pro m. obliquus abdominis externus 10 cm laterálně od umbilicu, 4 cm nad kyčelní kosti v linii orientované směrem k axile pod úhlem 45°.

Jakmile byl celý systém nastaven, došlo k samotnému měření. Každá osoba měla několik cvičných pokusů chůze, aby byla chůze co nejvíce přirozená. Během cvičných pokusů se zkontroloval signál EMG křivky a nalepení elektrod. Poté bylo nasnímáno 10 pokusů chůze přirozenou rychlostí. Hodnotil se také stoj na 1 DK a iniciační fáze chůze, které však nebyly nakonec pro účely projektu v tuto chvíli využity.

### **5.3 Zpracování dat**

Data z kinematické analýzy byla nejdříve zpracována v programu Vicon Nexus 2.11, kde byly označeny jednotlivé body na těle a kvalita záznamu byla vizuálně zkontrolována. Vyřadily se pokusy, kde nebyl zaznamenán celý chůzový cyklus. Pro jednotlivou probandku v dané fázi MC se zobrazily platné pokusy, většinou v rozmezí 8–10, což znamená, že pro každou probandku byl počet hodnotitelných pokusů jiný. Data byla exportována v tabulkovém formátu Microsoft Office Excel, a poté ověřena v programu EMG Checker. V programu EMG Checker se zobrazily jednotlivé svaly v dané fázi MC. V každém grafu bylo potřeba vizuálně zkontrolovat, které pokusy jsou hodnotitelné, a to u každé probandky pro každý sval a každou fázi MC zvlášť. Záznamy, u kterých byly EMG signály malé, nebo převažoval šum, byly odstraněny, což se týkalo zejména břišních svalů (m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis externus). Dále se pracovalo pouze se svaly zádozími (m. erector spinae, m. multifidus lumborum). Tím, že se u každé probandky počet měřitelných pokusů lišil, pro hodnocení byly využity vždy tři průběhy aktivace svalu v rámci CHC během perioovulační fáze a tři hodnoty svalu během menstruační fáze MC, které se mezi sebou porovnávaly.

Vybrané elektromyografické záznamy byly poté zpracovány standardními procedurami (filtrace, offset, rektifikace). EMG data byla nejprve částečně filtrována přes senzory Butterwoth filter systému Delsys Inc. Metoda offset zaručila, aby EMG signál osciloval stejnou vahou do kladných i záporných hodnot. V další fázi zpracování došlo k rektifikaci, tzn. překlopení všech hodnot do kladných čísel. Při následném filtrování byl využit Butterwoth low pass filter 4. řádu, který odfiltroval všechny frekvence nad 15 Hz. Byla vypočítána vrcholová aktivita jednotlivých svalů, tzn., využila se metoda PDM, a to ze tří měřených pokusů během ovulace, a tří měřených pokusů během menstruace, kterou se posléze normalizovalo. Data byla dále statisticky zpracována.

Studie nakonec hodnotí 17 probandek, z toho je hodnotitelných 14 záznamů EMG aktivity m. erector spinae, 13 EMG záznamů m. multifidus lumborum l. dx, 14 EMG záznamů m. multifidus lumborum l. sin. Záznam jedné z probandek nesplnil daná kritéria, tudíž nebyl hodnocen vůbec. Celkově se výzkumu zúčastnilo 28 zdravých žen, avšak z důvodů nedokončení obou měření, tj. v menstruační a ovulační fázi nemohly být jejich pokusy zahrnuty do výsledků.

#### **5.4 Statistické zpracování dat**

Výsledky byly statisticky zpracovány pomocí knihovny Scipy, verze 1.7.3, (pro programovací jazyk Python ve verzi 3.10.). Nejdříve byla posouzena normalita rozložení dat pomocí testu Shapiro – Wilk. Ne u všech dat bylo potvrzeno normální rozložení, proto byla platnost hypotéz ověřena pomocí neparametrického Wilcoxonova testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena pro  $p < 0.05$ .

## 6 VÝSLEDKY

### 6.1 Výsledky k hypotéze 1

*Hypotéza 1: V průběhu MC dochází ke změnám aktivity m. erector spinae při chůzi u zdravých žen.*

Tabulka 1

*Statistické hodnocení m. ES dle Wilcoxonova testu. Hladina statistické významnosti pro použitý test byla stanovena pro  $p < 0.05$ . Hodnoty značí poměr průměrné amplitudy v rámci CHC vůči maximu.*

Sval	P value	Medián M	Q1 M	Q3 M	Medián O	Q1 O	Q3 O
ES l. dx	0.025	0.161	0.135	0.201	0.129	0.115	0.165
ES l. sin	0.135	0.127	0.102	0.163	0.115	0.095	0.143

Legenda:

P value: hodnota statistické významnosti

M: menstruace

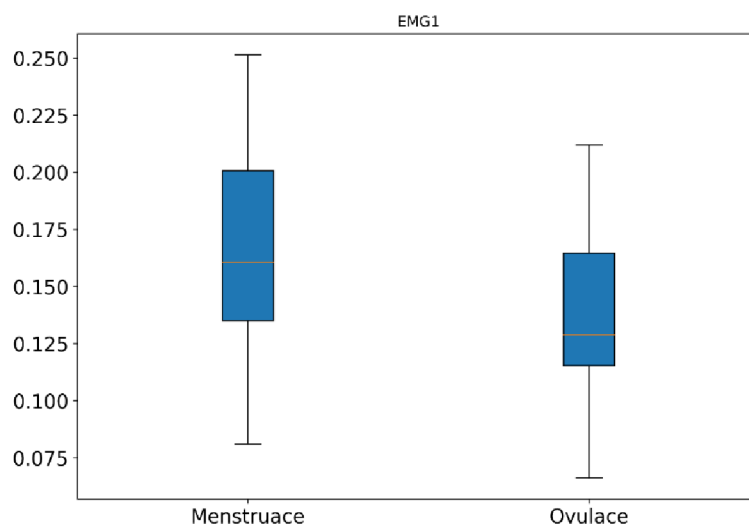
O: ovulace

Q1: kvartil 0,25

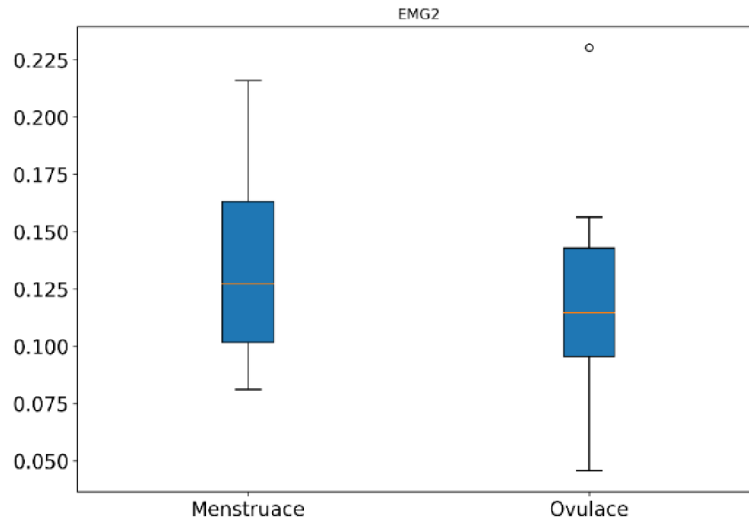
Q3: kvartil 0,75

O: ovulace

Výsledné hodnoty byly zaokrouhleny na tisíciny.



Obrázek 6. Boxplot znázorňující velikost EMG signálu pro m. ES l. dx.



Obrázek 7. Boxplot znázorňující velikost EMG signálu pro m. ES l. sin.

Při porovnání velikosti aktivace m. erector spinae při chůzi u zdravých žen v průběhu MC byly zjištěny statisticky významné rozdíly, a to na pravé straně (p value = 0.025), v případě levostranného m. ES žádná statisticky významná rozdílnost zjištěna nebyla (p value = 0.135). Ovšem k částečným změnám dochází.

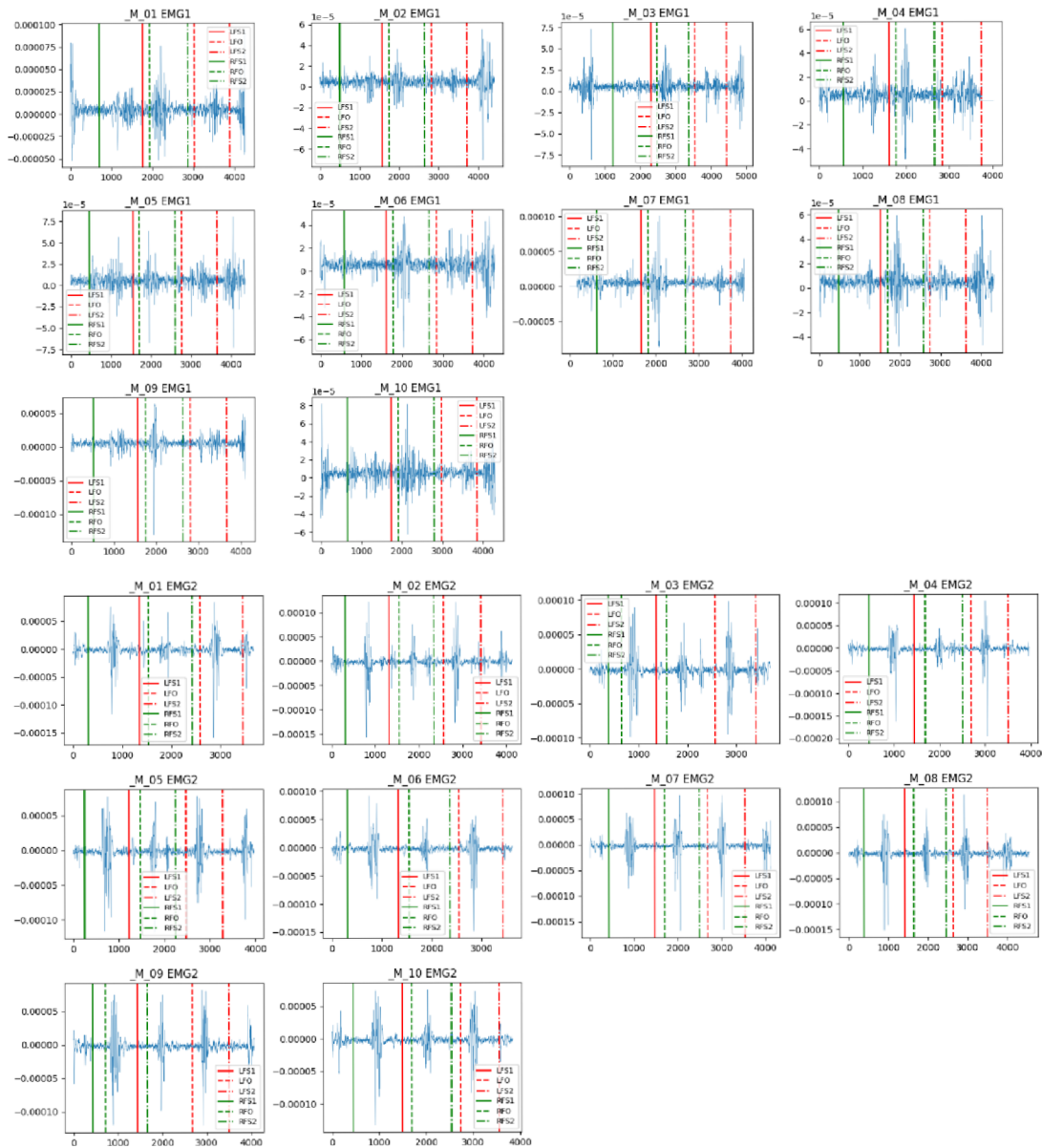
Z výsledných hodnot průměrné velikosti svalové aktivace se ukazuje (Tabulka 1; Obrázek 6, 7), že větší aktivita m. ES je v menstruační fázi, nezávisle na lateralitě. Při stranovém porovnání vykazuje větší aktivitu m. ES l. dx, a to v obou fázích cyklu.

Hodnocení timingu m. ES by byl možný pouze u zhruba třetiny probandek, u kterých je viditelné klasické dvoupeakové rozložení. Jelikož diplomová práce hodnotí celý výzkumný soubor, nemůžeme z dostupných výsledků vyvodit jasné závěry.

Pro příklad hodnotitelného EMG záznamu m. ES přikládáme obrázek 8. Příklad nehodnotitelného EMG signálu m. ES, jehož analýzu nám znemožňuje crosstalk, je součástí přílohy 3.

Při použití Wilcoxonova testu byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl v aktivitě m. ES l. dx ve sledovaných fázích MC, proto hypotézu nelze zamítnout.





Obrázek 8. Zapojení m. ES v průběhu CHC během menstruační fáze MC.

Legenda:

LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)

LFO: left foot off (odlepení levého nohy)

LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)

RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)

RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)

RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)

M: menstruační fáze MC

EMG1: m. ES l. dx

EMG2: m. ES l. sin

Osa x: datové body

Osa y: EMG aktivita [V]

## 6.2 Výsledky k hypotéze 2

**Hypotéza 2:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity *m. multifidus lumborum* při chůzi u zdravých žen.

Tabulka 2

Statistické hodnocení *m. multifidus lumborum* dle Wilcoxonova testu. Hladina statistické významnosti pro použitý test byla stanovena pro  $p < 0.05$ . Hodnoty značí poměr průměrné amplitudy v rámci CHC vůči maximu.

Sval	P value	Medián M	Q1 M	Q3 M	Medián O	Q1 O	Q3 O
ML l. dx	0.946	0.227	0.162	0.234	0.206	0.179	0.225
ML l. sin	0.934	0.183	0.171	0.214	0.180	0.173	0.216

Legenda:

ML: multifidus lumborum

P value: hodnota statistické významnosti

M: menstruace

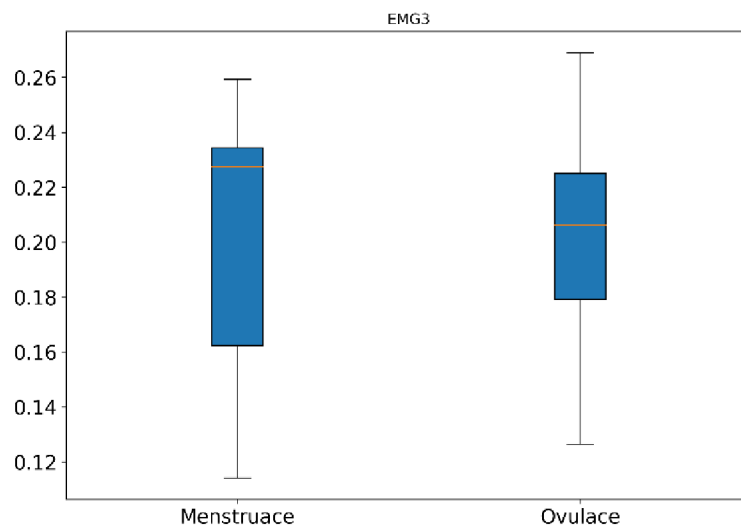
O: ovulace

Q1: kvartil 0,25

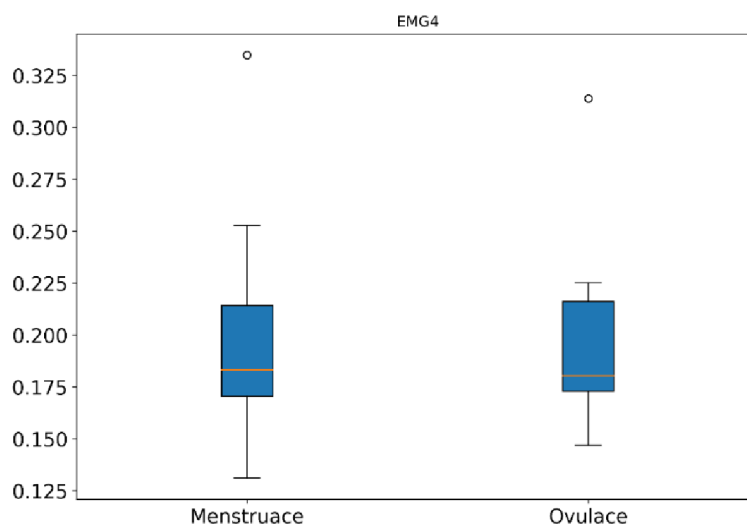
Q3: kvartil 0,75

O: ovulace

Výsledné hodnoty byly zaokrouhleny na tisíciny.



Obrázek 96. Boxplot znázorňující velikost EMG signálu pro *m. multifidus lumborum* l. dx.



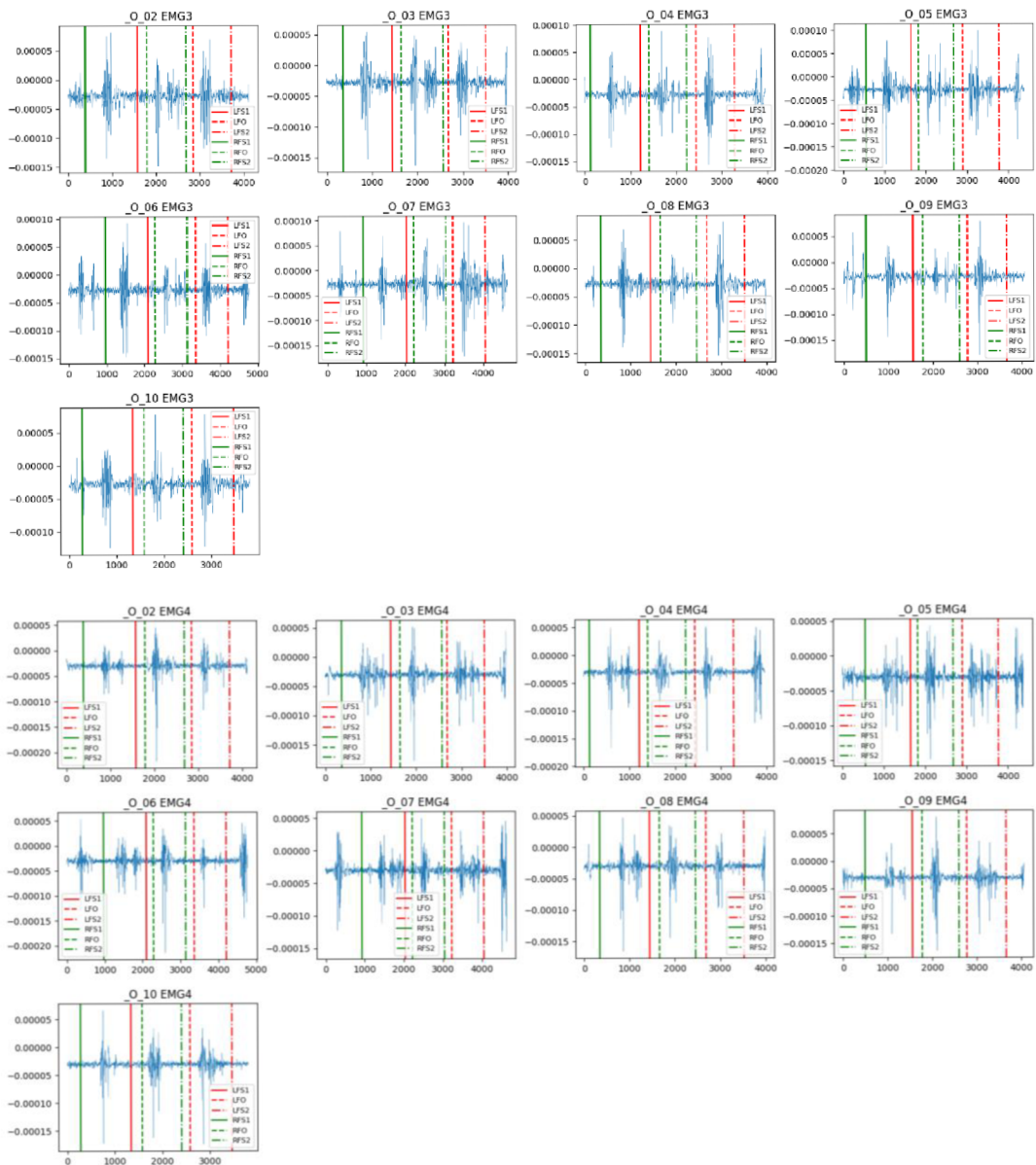
Obrázek 10. Boxplot znázorňující velikost EMG signálu pro m. multifidus lumborum l. sin.

Při porovnání velikosti aktivace m. multifidus lumborum při chůzi u zdravých žen v průběhu MC byly zjištěny minimální rozdíly, statisticky nevýznamné, a to jak u m. multifidus lumborum l. dx (p value = 0.946), tak u m. multifidus lumborum l. sin (p value = 0.934).

Z výsledných hodnot průměrné velikosti svalové aktivace se ukazuje (Tabulka 2; Obrázek 9, 10), že větší aktivita m. multifidus lumborum je v menstruační fázi, nezávisle na lateralitě. Při stranovém porovnání můžeme posoudit, že větší aktivitu vykazuje m. multifidus lumborum l. dx, a to v obou fázích cyklu.

Hodnocení timingu m. multifidus lumborum by byl možný pouze u zhruba třetiny probandek, u kterých je viditelné klasické dvoupeakové rozložení. Jelikož diplomová práce hodnotí celý výzkumný soubor, nemůžeme z dostupných výsledků vyvodit jasné závěry. Pro příklad hodnotitelného EMG záznamu m. multifidus lumborum přikládáme obrázek 11. Příklad nehodnotitelného EMG signálu m. multifidus lumborum, jehož analýzu nám znemožňuje crosstalk, je součástí přílohy 4.

Při použití Wilcoxonova testu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v aktivitě m. multifidus lumborum ve sledovaných fázích MC. Na základě výsledků byla hypotéza zamítnuta.



Obrázek 11. Zapojení m. multifidus lumborum v průběhu CHC během ovulační fáze MC.

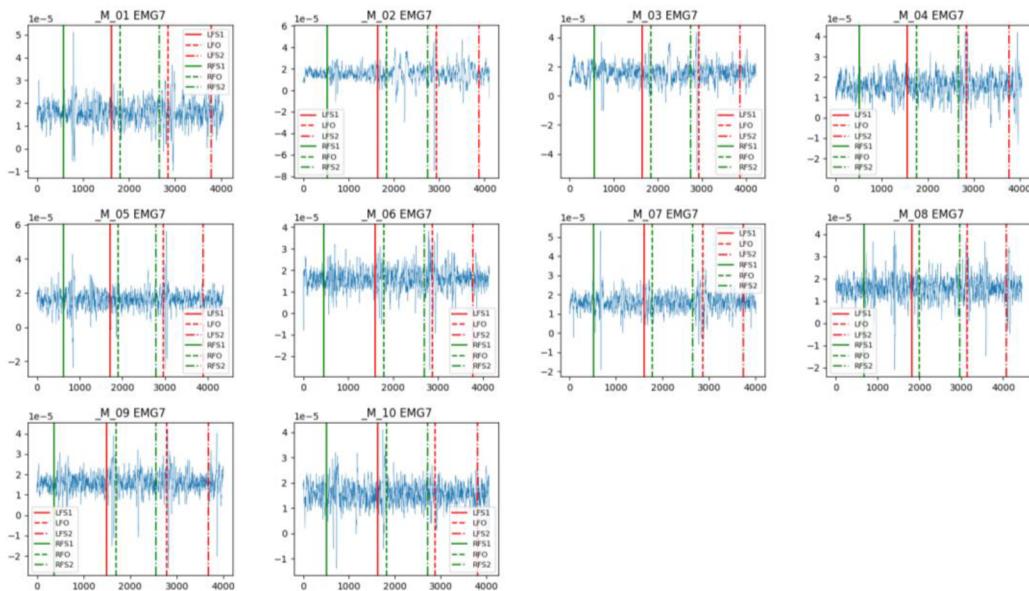
- Legenda:
- LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)
  - LFO: left foot off (odlepení levého nohy)
  - LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)
  - RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)
  - RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)
  - RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)
  - O: ovulace
  - EMG3: m. multifidus lumborum l. dx
  - EMG4: m multifidus lumborum l. sin
  - Osa x: datové body
  - Osa y: EMG aktivita [V]

### 6.3 Výsledky k hypotéze 3

**Hypotéza 3:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity m. rectus abdominis při chůzi u zdravých žen.

M. RA vykazoval v průběhu CHC pouze minimální aktivitu, bez hodnotitelného peaku/vrcholu, a to jak v menstruační, tak v periovulační fázi MC. Z tohoto důvodu nebyly signály normalizovány, a tudíž nejsme schopni se vyjádřit k rozdílu aktivity m. RA mezi periovulační a menstruační fází MC. Příklad nehodnotitelného EMG signálu m. RA v menstruační fázi MC zobrazuje obrázek 12, v periovulační fázi MC obrázek 13.

Vzhledem k povaze dat nebylo možno hypotézu ověřit.



Obrázek. 12 Zapojení m. RA l. dx v průběhu CHC během menstruační fáze MC.

Legenda:

LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)

LFO: left foot off (odlepení levého nohy)

LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)

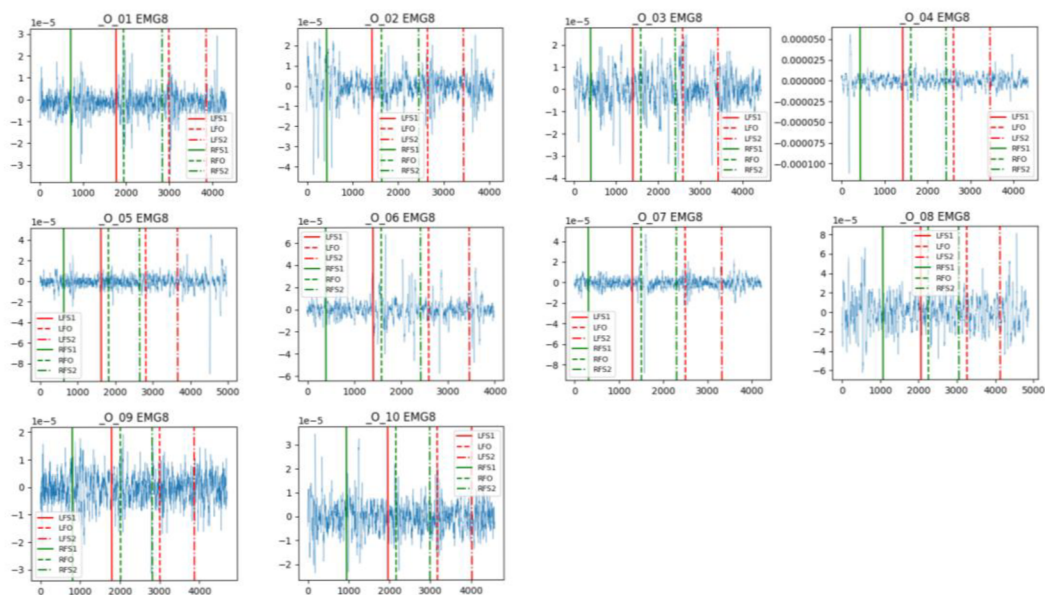
RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)

RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)

RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)

Osa x: datové body

Osa y: EMG aktivita [V]



Obrázek 13. Zapojení m. RA l. sin v průběhu CHC během ovulační fáze MC.

Legenda:

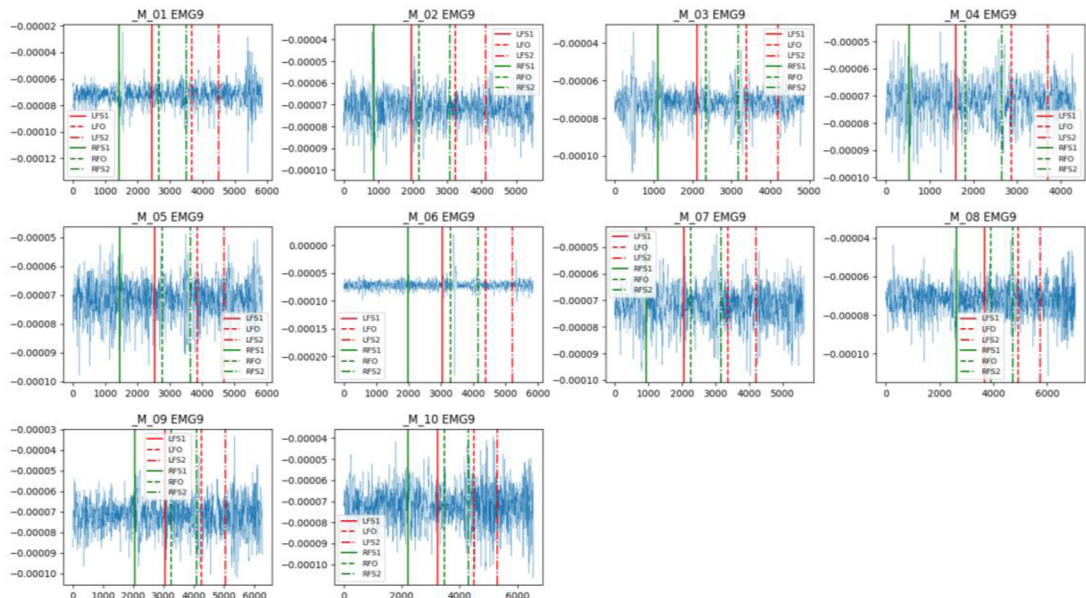
- LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)
- LFO: left foot off (odlepení levé nohy)
- LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)
- RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)
- RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)
- RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)
- Osa x: datové body
- Osa y: EMG aktivita [V]

## 6.4 Výsledky k hypotéze 4

**Hypotéza 4:** V průběhu MC dochází ke změnám aktivity *m. obliquus abdominis externus* při chůzi u zdravých žen.

Stejně jako u aktivity *m. RA*, tak i *m. OAE* vykazoval v průběhu CHC pouze minimální aktivitu, bez hodnotitelného peaku/vrcholu amplitudy, a to jak v menstruační, tak v periovulační fázi MC. Z tohoto důvodu nebyly signály normalizovány, a tudíž nejsme schopni se vyjádřit k rozdílu aktivity *m. OAE* mezi periovulační a menstruační fázi MC. Příklad nehodnotitelného EMG signálu *m. OAE* v menstruační fázi MC zobrazuje obrázek 14, v ovulační fázi MC obrázek 15.

Vzhledem k povaze dat nebylo možno hypotézu ověřit



Obrázek 74. Zapojení *m. OAE* l. dx v průběhu CHC během menstruační fáze MC.

Legenda:

LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)

LFO: left foot off (odlepení levé nohy)

LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)

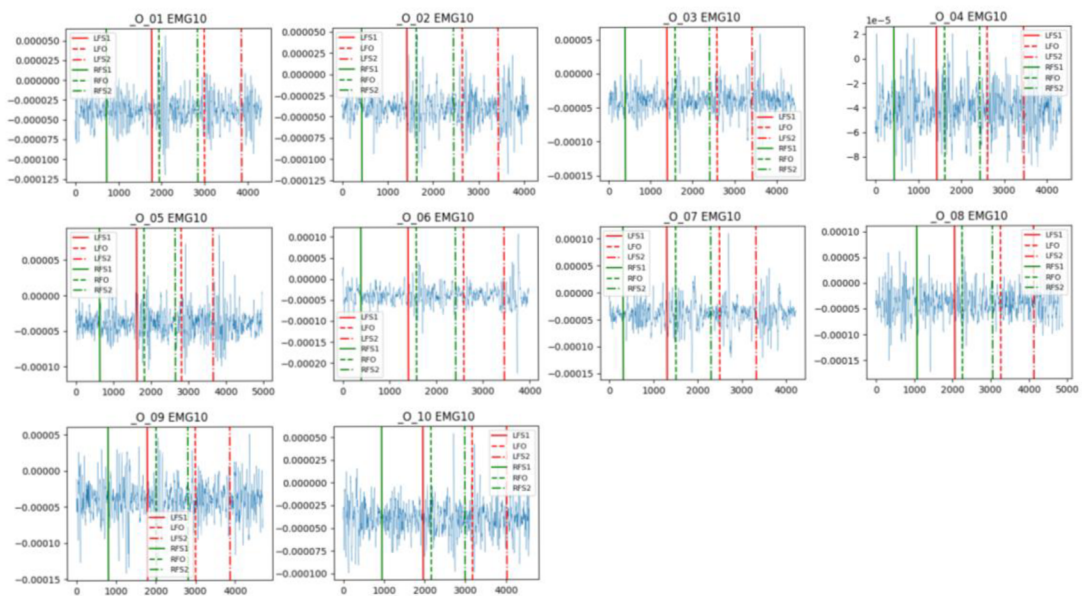
RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)

RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)

RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)

Osa x: datové body

Osa y: EMG aktivita [V]



Obrázek 15. Zapojení m. OAE I. sin v průběhu CHC během ovulační fáze MC.

#### Legenda

- LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)
- LFO: left foot off (odlepení levého nohy)
- LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)
- RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)
- RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)
- RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)
- Osa x: datové body
- Osa y: EMG aktivita [V]



## 7 DISKUSE

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných trupových svalů. Zajímala nás aktivita svalstva břicha a zad během chůze v periovulační a menstruační fázi MC.

Aby bylo možné vyvodit závěry o možných rozdílech ve svalové aktivaci mezi fázemi MC, bylo prvořadé přesně ověřit, zda probandky mají pravidelný ovulační MC v době testování a následně správně určit přesné stanovení fáze MC.

Pro účely diplomové práce sloužila pro potvrzení periovulační fáze kalendářní metoda v kombinaci s detekcí LH v moči. Omezením této metody je, že domácí interpretace účastníkem může vést k falešně pozitivním výsledkům (De Jonge et al., 2019). Vzhledem k vysoké prevalenci ovulačních poruch u žen, a zejména u fyzicky aktivních žen, se doporučuje, aby v ideálním případě výzkumy menstruačního cyklu zahrnovaly kombinaci kalendářní metody s testováním nárůstu LH v moči a měřením sérového estrogeneru i progesteronu z krevních testů (De Jonge et al., 2019; Schaumberg, Jenkins, De Jonge, Emmerton, & Skinner, 2017). Možnost spolehlivého určení fáze MC lze také s využitím ultrazvuku prováděného gynekologem. Možnosti detekce hormonálních hladin z krevních testů ani odborné gynekologické vyšetření nemáme v rámci fakulty k dispozici, avšak námi použité metody jsou v rámci doporučení považovány za dostatečné (De Jonge et al., 2019). Z celkového množství probandek se velikost výzkumného souboru snížila, jelikož ne všechny probandky měly dokončené obě měření, nejčastěji právě z důvodu absence ovulační fáze, tudíž jejich záznamy nebylo možné využít.

V rámci praktické proveditelnosti výzkumu jsme nezkoumali folikulární a luteální fázi, jejichž znalost by nám poskytla hlubší a komplexnější pohled do problematiky, nýbrž jen dvě fáze MC, ve kterých jsme předpokládali nejnížší, resp. nejvyšší hladiny estrogenerů (De Jonge et al., 2019).

Pro hodnocení timingu sledovaných svalů a hodnocení míry jejich aktivace jsme využili SEMG. I když zvolení SEMG metody v oblasti břišních svalů se může zdát neoptimální, byl kladen důraz na uložení elektrod na přesně lokalizované místo dle postupů odborníků na EMG analýzu pro zajištění spolehlivého snímání zapojení jednotlivých svalů. Tento požadavek se v oblasti břišních svalů stává sporným, jelikož se jednotlivé vrstvy svalů navzájem překrývají. To může vést k interferenci EMG signálu tzv. crosstalk (De Luca, 1997; Hermens et al., 2000; Krobot & Kolářová, 2011). Tomuto

fenoménu jsme se snažili u břišních svalů předejít přesným uložením elektrod dle Escamilla et al. (2010), Farahpour, et al. (2018) a Ng et al. (2002). Ng, Parnianpour, Kippers, a Richardson (2003) uskutečnili výzkum, ve kterém testovali reliabilitu EMG břišních svalů. Realizovali dvě měření s odstupem nejméně sedmi dní, a tímto testem dokázali spolehlivost EMG záznamů břišních svalů v závislosti na opakování měření.

I přes to, že jsme postupovali dle uvedených norem, nepodařilo se nám aktivitu břišních svalů změřit tak, aby výsledné EMG signály byly hodnotitelné. Velmi důležitou poznámkou je, že při chůzi nedochází k tak výrazné aktivitě břišních svalů ve srovnání např. se svaly DKK, i proto v kombinaci s výše zmíněnými faktory je hodnocení svalového timingu a amplitudy m. RA a m. OAE náročné. Jak zmiňuje Perry (1992) m. RA je zapojen při chůzi permanentně, avšak pouze s minimálními hodnotami, dle Saunders, Rath a Hodges (2004) je m. RA dokonce při chůzi do 3,6 km/h neaktivní, jeho zapojení se začíná zvyšovat až při rychlostech nad 4 km/h. Což by mohlo potvrdit naše špatně hodnotitelné výsledky, kde převažoval crosstalk, jelikož nedocházelo k výraznější aktivitě sledovaného svalu.

Vrchol aktivity m. OAE je uváděn vždy při počátečním kontaktu ipsilaterální nebo kontralaterální DK s podložkou. Ovšem opět je vyšší aktivita při rychlejší chůzi, a to hlavně kvůli vyšším nárokům na posturální stabilitu (Alamro et al., 2018; White & McNair, 2002). Jelikož měření probíhalo v laboratoři a celková dráha měřeného úseku byla dlouhá 10 m, laboratorní charakter studie nemusel dokonale odrážet provedení chůze v každodenních podmínkách, kde s větší vzdáleností bude i rychlost chůze vyšší, tím pádem by mohlo i zapojení břišních svalů vykazovat významnější hodnoty. Stejně jako u aktivity m. RA, tak i u m. OAE dochází ke crosstalku. Stávalo se, že místy signál EMG hodnotitelné záznamy vykazoval, avšak u většiny probandek to nebyly tři platné pokusy v jedné z měřených fází, což nesplňuje předem stanovená kritéria zpracování. EMG signály proto nebylo možné využít pro další zpracování a následné hodnocení statistické významnosti.

Předpoklad, že v periovulační fázi MC klesá aktivita povrchových vzpřimovačů trupu a roste aktivita šikmých břišních svalů, nemůžeme potvrdit, jelikož EMG signály m. OAE se nedaly použít. Tvrzení bylo odvozeno na základě zvýšené hladiny estrogenu, která v rámci periovulační fáze nastává a koreluje se zvýšenou kloubní a svalovou laxitou, tím pádem také s nižší stabilitou na úrovni jednotlivých kloubů a tělesných segmentů. Vzhledem k tomu jsme očekávali odpovídající změny také v oblasti trupových svalů. Aktivita šikmých břišních svalů umožňuje rotace trupu. Tím pádem s nižší stabilitou bude

jejich zapojení v porovnání s povrchovými vzpřimovači trupu větší (Balachandar et al., 2017; Keklicek et al., 2021; Zazulak et al., 2006).

Naopak výzkum Kremse et al. (2021) udává protikladné výsledky, a to, že ženy mají tendenci ovulaci a plodné dny skrývat, což by nemuselo vést k výše zmíněným změnám v provedení chůze.

I v soudobých výzkumech se tedy potýkají protichůdné důkazy, proto je zapotřebí dalších studií, které využívají moderní technologie a zaměřují se na potencionální změny v nervosvalové kontrole během MC (Balachandar et al., 2007).

Při lepení EMG senzorů na zádové svaly jsme postupovali dle projektu SENIAM. Velikost svalové aktivace byla hodnotitelná. Výsledné boxploty ukazují, že průměrná velikost amplitudy během CHC je vždy větší v menstruační než v ovulační fázi. Což potvrzuje, že v průběhu menstruační fáze, následkem snížené hladiny progesteronu dochází k celkově větší svalové aktivitě (Carmichael et al., 2021; Pallavi et al., 2017; Smith et al., 2002; Sung et al. 2014, Tenan et al., 2016; Wikström-Frisén et al., 2017). Průměrná hodnota EMG signálu zároveň vždy dosahuje vyšších hodnot na pravé straně, nehledě na to, o jakou fázi MC se jedná. I přes to, že nebyla zjišťována laterální vedoucí nohy, větší svalovou aktivaci vpravo přisuzujeme dominanci této strany. Významný statistický rozdíl, ve velikosti EMG signálu mezi periovulační a menstruační fázi, jsme zaregistrovali u m. ES l. dx, což dokazuje, že k jistým změnám v průběhu MC během chůze dochází. Ve velikosti svalové aktivace zbylých měřených zádových svalů nebyly nalezeny signifikantní rozdíly. Prozatím můžeme usuzovat, že u zdravých žen během chůze v periovulační a menstruační fázi MC k náznakům ve změnách svalové aktivace m. ES a m. multifidus lumborum dochází, ale rozdíly jsou minimální. Navíc byly velké směrodatné odchylky, tzn., že hodnoty byly velmi variabilní a absolutní rozdíly minimální.

Timing zádových svalů by se dal stanovit zhruba u třetiny probandek, ale v rámci celkového výzkumného souboru není hodnotitelný kvůli charakteru aktivace, kdy u většiny probandek nedochází ke klasickému dvoupeakovému rozložení, ale aktivace je komplexnější. U m. RA při pomalejší chůzi k větší aktivaci ani nedochází, tzn., nevykazuje žádnou peakovou hodnotu.

Je zajímavé, že studie (Alamro et al., 2018; Weber et al., 2017; White & McNair, 2002) mají vrcholy EMG křivek viditelné a došly k závěrům ve změnách v rozdílu timingu trupových svalů během chůze. Otázkou je, zda hodnotili celý výzkumný soubor,

jako tato studie, nebo pro vyhodnocení použili pouze výsledky probandů, kde byl timing jednoznačně průkazný.

Velmi důležitým aspektem je nejen nastavení jednotlivých segmentů pohybového systému, ale také psychika, emoce a další, které se s kolísajícími hladinami hormonů v průběhu MC mění. A i zde je nedostatek průkazných, odborně doložených výsledků, které by shrnovaly, v jaké fázi MC se žena jak cítí, a do jaké míry se tedy aktuální rozpoložení ženy projeví na chůzi (Horst et al., 2019; Hug et al., 2019). Proto by bylo smysluplné propojit objektivní výsledky se subjektivními pocity žen, a tím tuto problematiku zpracovat komplexněji. Výsledek může sloužit k zohlednění MC v běžném životě i ve sportu, z hlediska ženy i z hlediska společenského vnímání.

Jelikož na projekt bude navazovat druhá část výzkumu, která bude mimo jiné hodnotit aktivitu trupových svalů u žen s primární dysmenoreou, bude zajímavé sledovat, zda se také projeví určité rozdíly ve velikosti svalové aktivace napříč fázemi MC, popřípadě jak moc signifikantně budou hodnoty vycházet. Posléze se nabízí srovnání s výsledky průměrných hodnot amplitudy se zdravými ženami. Znalost pohybových odchylek může být následně využita v rámci rehabilitační terapie těchto žen.

V rámci studie byl jako vedlejší projekt hodnocen i stoj na 1 DK v periovulační a menstruační fázi MC, výsledky však v tuto chvíli nemáme k dispozici. Nabízelo by se porovnat statickou stabilitu, zda se i při klidovém stoju projeví v periovulační fázi zhoršená posturální stabilita způsobená snížením svalového tonu a zvýšením elasticity svalů.

Poslední z měřených úkonů byla iniciační fáze chůze, zde by bylo možné sledovat rychlost náboru MJ, která se projeví obzvláště při provedení výbušných pohybů. Ze studií Carmichael et al. (2021) a Del Vecchio et al. (2019), které opět sledovaly pouze aktivitu svalů na DKK, byla počáteční rychlost náboru MJ m. vastus medialis a m. vastus medialis obliquus významně vyšší v pozdní luteální fázi ve srovnání s časnou folikulární fází. I zde vidíme, že fáze MC může mít, kromě jiného, významný dopad na rychlost produkce síly. V tuto chvíli však nemáme vlastní výsledky k dispozici.

Tato diplomová práce je nejspíše první, která se problematikou svalové aktivity v průběhu chůze v periovulační a menstruační fázi MC zabývá. Z výsledků je patrné, že k určitým změnám v aktivaci trupových svalů dochází, což potvrzuje, v poslední době často zmiňované téma, že žena je ve své přirozenosti cyklická.

Práci můžeme považovat jako pilotní studii, kdy se vzhledem k potenciálu tématu nabízí možnost dalšího zpracování. Vzhledem k problematice metody SEMG v oblasti

trupových svalů by bylo zapotřebí více studií na toto téma. Rovněž by bylo vhodné provést měření ve všech čtyřech fázích MC pro možnost komplexnějšího posouzení změn, ke kterým v průběhu MC dochází.

## 8 ZÁVĚR

Hlavním záměrem předkládané diplomové práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu vybraných svalů trupu v rámci chůzového cyklu v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu u zdravých žen pomocí povrchové elektromyografie. Měřenými svaly byly m. erector spinae, m. multifidus lumborum, m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus.

Ze získaných výsledků lze vyvodit několik následujících závěrů:

- 1) Byl prokázán statisticky významný rozdíl v amplitudě m. erector spinae l. dx, který v průběhu CHC vykazoval vyšší průměrné hodnoty během menstruační fáze MC.
- 2) M. ES l. sin a m. multifidus lumborum dosahovali větší amplitudy taktéž v menstruační fázi, ovšem rozdíly byly minimální, statisticky nevýznamné.
- 3) Amplituda měřených zádových svalů během CHC vykazovala vyšší průměrné hodnoty vždy na pravé straně, ovšem rozdíly byly minimální, statisticky nevýznamné.
- 4) Vzhledem k povaze dat jsme se nebyli schopni vyjádřit k amplitudě m. RA a m. OAE a k timingu zapojení všech sledovaných trupových svalů.

Závěry ukazují, že problematika analýzy EMG svalů trupu pomocí SEMG je komplikovaná a může docházet k řadě chyb. Můžeme tedy konstatovat, že se nejedná o metodu vhodnou pro běžné používání. Pro lepší sledování rozdílů ve velikosti aktivace a timingu trupových svalů během chůze by bylo možno zvážit využití jehlové EMG, ovšem jedná se o techniku invazivní, a i malé poškození tkáně a bolest může charakter chůze ovlivnit. I přes limity této studie jsme prokázali signifikantně větší aktivitu m. ES l. dx v menstruační fázi MC. Tento výsledek potvrzuje potenciál tématu (ženské cykličnosti) a dává námět pro jeho hlubší prozkoumání v rámci budoucích výzkumů.

## 9 SOUHRN

Diplomová práce hodnotí aktivitu vybraných svalů trupu v rámci CHC v periovulační a menstruační fázi MC pomocí neinvazivních EMG elektrod. Je doplňkem k dynamické a kinematické analýze v projektu s názvem „Provedení chůze u zdravých mladých žen v různých fázích menstruačního cyklu“.

Teoretická část práce shrnuje poznatky o chůzi se zaměřením na zapojení trupového svalstva, dále pojednává o MC a jeho vlivu na kvalitu života, přibližuje i vliv na provedení chůze. V neposlední řadě jsou zmíněny základní údaje o SEMG, jejím způsobu snímání a zpracování.

Sběr dat (měření probandek) probíhal od května do prosince 2022. Výzkumný soubor tvořilo 17 zdravých žen, které splnily kritéria pro zařazení do projektu a zároveň jejich EMG záznamy vykazovaly hodnotitelnou aktivitu zádových svalů. Měření probíhalo v laboratoři chůze FTK UPOL a bylo v obou fázích menstruačního cyklu stejné.

Záměrem práce bylo zhodnotit amplitudu a timing jednotlivých svalů. Aktivita břišních a zádových svalů byla sledována pomocí povrchové elektromyografie. EMG senzory byly nalepeny bilaterálně na musculus erector spinae, musculus multifidus lumborum, musculus rectus abdominis a musculus obliquus abdominis externus.

Významný statistický rozdíl ve velikosti svalové aktivace byl zjištěn u m. RA l. dx, který v průběhu CHC vykazoval vyšší průměrné hodnoty během menstruační fáze MC. M. ES l. sin a m. multifidus lumborum dosahovali větší amplitudy taktéž v menstruační fázi, ovšem rozdíly byly minimální, statisticky nevýznamné. Amplituda měřených zádových svalů během CHC vykazovala vyšší průměrné hodnoty vždy na pravé straně svalu. Při hodnocení změn v timingu zádových svalů u většiny probandek nedošlo ke klasickému dvoupeakovému rozložení, proto nebylo možné se k timingu vyjádřit.

V případě měřených břišních svalů nebyla možnost vyhodnotit velikost aktivace ani timing vlivem crosstalku a jejich celkově nízké aktivity.

Je průkazné, že ke změnám ve svalové aktivaci trupu při chůzi během MC dochází. Diplomová práce může sloužit jako pilotní studie, kdy naše zjištění mohou značnou mírou přispět k uskutečnění rozšiřujících či navazujících výzkumných prací. Čím více bude signifikantních výsledků, tím více bude přihlíženo na ženskou cykličnost.

Práce v závěru poukazuje na to, jak obtížné je hodnotit aktivitu trupových svalů při chůzi pomocí SEMG a otvírá diskuzi o platnosti prezentovaných výsledků.

## 10 SUMMARY

The diploma thesis evaluates the activity of selected trunk muscles within the gait cycle in the periovulatory and menstrual phases of menstrual cycle using non-invasive EMG electrodes. It is complementary to the dynamic and kinematic analysis in the project titled "Walking performance in healthy young women at different stages of the menstrual cycle".

The theoretical part of the thesis summarizes knowledge about walking with a focus on the involvement of the trunk muscles, further discusses the MC and its influence on quality of life and also approximates the influence on walking performance. Last but not least, basic data on surface electromyography, its scanning and processing methods are mentioned.

Data collection (proband measurements) took place from May to December 2022. The research group consisted of 17 healthy women who met the criteria for inclusion in the project and at the same time their EMG recordings showed evaluable back muscle activity. The measurement took place in the gait laboratory of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc and was the same in both phases of the MC.

The aim of the thesis was to evaluate the amplitude and timing of individual muscles. The activity of the abdominal and back muscles was monitored using surface electromyography. EMG sensors were glued bilaterally to the musculus erector spinae, m. multifidus lumborum, m. rectus abdominis and m. obliquus abdominis externus.

A statistically significant difference in the magnitude of muscle activation was found in the RA l. dx muscle, which showed the higher average values during the GC in the menstrual phase of the MC. Musculus ES l. sin and m. multifidus lumborum reached larger amplitudes also in the menstrual phase, but the differences were minimal and statistically insignificant. The amplitude of the measured back muscles during the GC showed higher average values always on the right side of the muscle. When evaluating the changes in the timing of the back muscles, the classic two-peak distribution did not occur in the majority of the probands, so it was not possible to comment on the timing.

In the case of measured abdominal muscles, it was not possible to evaluate the magnitude of activation or timing due to crosstalk and their overall low activity.

It is evident that changes in trunk muscle activation while walking during the MC do occur. The diploma thesis can serve as a pilot study, where our findings can significantly contribute to the realization of expanding or follow-up research works.



The more significant results there are, the more female cyclicality will be taken into account.

In conclusion, the thesis points out how difficult it is to evaluate trunk muscle activity during walking using SEMG and opens a discussion on the validity of the presented results.

## 11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abitbol M. D. (1988). Effect of posture and locomotion on energy expenditure. *American Journal of Physical Anthropology*, 77(2), 191-199.  
<https://doi.org/10.1002/ajpa.1330770207>
- Alamro, R. A., Chisholm, A. E., Williams A. M. M., Carpenter M. G., & Lam T. (2018). Overground walking with a robotic exoskeleton elicits trunk muscle activation in people with high-thoracic motor-complete spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(109). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0453-0>
- Anders, C. H, Wagner, H., Puta, Ch., Grassme, R., Petrovitch, A., & Scholle H. Ch. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 245-252.  
DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.01.002
- Ansdell, P., Brownstein, C. G., Škarabot, J., Hicks, M. K., Simoes, D. C. M., Thomas, K., ... Goodall, S. (2019). Menstrual cycle-associated modulations in neuromuscular function and fatigability of the knee extensors in eumenorrhic women. *Journal of Applied Physiology*, 126(6), 1701–1712.  
DOI: 10.1152/jappphysiol.01041.2018
- Armour, M., Parry, K. A., Steel, K., & Smith, C. A. (2020). Australian female athlete perceptions of the challenges associated with training and competing when menstrual symptoms are present. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 15(3), 316–323. <https://doi.org/10.1177/1747954120916073>
- Assaiante, C., Woollacott, M., & Amblard, B. (2000). Development of postural adjustment during gait initiation: kinematic and EMG analysis. *Journal of Motor Behavior*, 32(3), 211–226. DOI:10.1080/00222890009601373
- Balachandar, V., Marciniak, J. L., Wall, O., & Balachandar, C. (2017). Effects of the menstrual cycle on lower-limb biomechanics, neuromuscular control, and anterior cruciate ligament injury risk: A systematic review. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7(1), 136–146. DOI: 10.11138/mltj/2017.7.1.136
- Bagheri, R., Takamjani, I. E., Dadgoo, M., Sarrafzadeh, J., Ahmadi, A., Pourahmadi, M. R., & Jafarpisheh, A. S. (2017). A protocol for clinical trial study of the effect of core stabilization exercises on spine kinematics during gait with and without

- load in patients with non-specific chronic low back pain. *Chiropractic and Manual Therapies*, 25(1), 1–8. DOI: 10.1186/s12998-017-0162-y
- Begum, M., Das, S., & Sharma, H. K. (2016). Menstrual Disorders: Causes and Natural Remedies. *Journal of Pharmaceutical, Chemical and Biological Sciences*, 4(2), 307-320. natural\_remedies-dismenorjea.pdf (poliklinika-harni.hr)
- Beránková, K., & Pavlů, D. (2016). Přínos akupresury v léčbě pacientek trpících primární dysmenoreou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 23(4), 219-226. ISSN 1805-4552.
- Blagrove, R. C., Bruinvels, G., & Pedlar, C. R. (2020). Variations in strength-related measures during the menstrual cycle in eumenorrhic women: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(12), 1220–1227. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.04.022>
- Burden A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>
- Bruttini, C., Esposti, R., Bolzoni, F., & Cavallari, P. (2016). Higher precision in pointing movements of the preferred vs. non-preferred hand is associated with an earlier occurrence of anticipatory postural adjustments. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10(365). doi: 10.3389/fnhum.2016.00365
- Callaghan, J. P., Patla, A. E., & McGill, S. M. (1999). Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(3), 203–216. DOI: 10.1016/s0268-0033(98)00069-2
- 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), 1–24. <https://doi.org/10.3390/ijerph18041667>
- Cavallari, P., Bolzoni, F., Bruttini, C., & Esposti, R. (2016). The organization and control of intra-limb anticipatory postural adjustments and their role in movement performance. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10(525). DOI:10.3389/fnhum.2016.00525
- Comasco, E., Hahn, A., Ganger, S., Gingnell, M., Bannbers, E., Oreland, L., ... Sundström-Poromaa, I. (2014). Emotional fronto-cingulate cortex activation and brain derived neurotrophic factor polymorphism in premenstrual dysphoric

- disorder. *Human Brain Mapping*, 35(9), 4450–4458.  
<https://doi.org/10.1002/hbm.22486>
- Čapek, L., Hájek, P., Henyš, P., & et al. (2018). *Biomechanika člověka*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0367-6.
- Čepický, P. (2021). *Gynekologické minimum pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-4450-1.
- De Jonge, X., Thomson, B., & Han, A. (2019). Methodological Recommendations for Menstrual Cycle Research in Sports and Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 54(11), 2610-2617. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002073
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163. DOI: <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., & Nawab, S. H. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, 96(3), 1646–1657. DOI: 10.1152/jn.00009.2006
- Del Vecchio, A., Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F., & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: Speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *The Journal of Physiology*, 597(9), 2445–2456. DOI: 10.1113/JP277396
- Dofferhof A. S., & Vink P. (1984). The stabilising function of the mm. iliocostales and the mm. multifidi during walking. *Journal of Anatomy*, 140(2), 329-336. ISSN 1469-9780. Retrieved from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1165169/pdf/janat00194-0144.pdf>.
- Earls, J. (2014). *Born to walk: Myofascial efficiency and the body in movement*. Berkeley, California: North Atlantic Books. ISBN 978-1-905367-47-4.
- Ekstrom, R. A., Osborn R.W., Goehner H.M., Moen A.C., Ommen B.M., Mefferd M.J., ... Kelsey S.A. (2012) Electromyographic normalization procedures for determining exercise intensity of closed chain exercises for strengthening the quadriceps femoris muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(3), 766-771. doi: 10.1519/JSC.0b013e318228825d
- Ergin, E., & Kartal, A. (2020). Menstrual Cycle and Sporting Performance Perceptions of Elite Volleyball Players. *International Journal of Applied Exercise Physiology*,

- 9(10), 57–64. Retrieved from: Menstrual cycle and sporting performance perceptions of elite volleyball players (uni-leipzig.de)
- Escamilla, R. F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., ... Andrews, J. R. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5), 265–276. DOI: 10.2519/jospt.2010.3073
- Farage, M., Neill, S., & Maclean, A. (2013). Copy of Physiological Changes during Menstruation. *Obstetrical and Gynecological Survey*, 64(1). Retrieved from: (PDF) Physiological changes during menstruation (researchgate.net)
- Farahpour, N., Jafarnezhadgero, A., Allard, P., & Majlesi, M. (2018). Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 39, 35–41. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
- Farinelli, V., Bolzoni, F., Marchese, S. M., Esposti, R., & Cavallari, P. (2021). A novel viewpoint on the anticipatory postural adjustments during gait initiation: original research. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15(709780). <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.709780>
- Findlay, R. J., Macrae, E. H. R., Whyte, I. Y., Easton, C., & Whyte, L. J. F. N. (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. DOI: 10.1136/bjsports-2019-101486
- Fink, B., Hugill, N., & Lange, B. L. (2012). Women’s body movements are a potential cue to ovulation. *Personality and Individual Differences*, 53(6), 759-763, <https://doi.org/10.1016/j.paid.2012.06.005>
- Ghamkhar, L., & Kahlaee, A. H. (2015). Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. *PM & R: the Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 7(5), 519–526. DOI: 10.1016/j.pmrj.2015.01.013
- Ghazwan, A., Forrest, S.M., Holt, C.A., & Whatling, G.M. (2017). Can activities of daily living contribute to EMG normalization for gait analysis? *PLoS One*, 2(4). doi: 10.1371/journal.pone.0174670
- Gingnell, M., Engman, J., Frick, A., Moby, L., Wikström, J., Fredrikson, M., & Sundström-Poromaa, I. (2013). Oral contraceptive use changes brain activity and mood in women with previous negative affect on the pill—A double-blinded,

- placebo-controlled randomized trial of a levonorgestrel-containing combined oral contraceptive. *Psychoneuroendocrinology*, 38(7), 1133-1144.  
<https://doi.org/10.1016/j.psyneuen.2012.11.006>
- Gracovetsky S. (2009). *The Spinal Engine*. Montreal, Québec, Canada: LULU Press. ISBN 9781427629975.
- Gray, M. (2011). *Rudý měsíc: jak chápat a používat tvůrčí, sexuální a spirituální dary menstruačního cyklu*. Praha: DharmaGaia. ISBN 978-80-7436-107-4.
- Gray, M. (2013). *Cyklická žena: aneb jak využívat svůj lunární cyklus k dosažení úspěchu a naplnění*. České Budějovice: OSULE. ISBN 978-80-9052-622-8.
- Gudipally, P. R., & Sharma, G. K. (2022). Premenstrual Syndrome. Florida: StatPearls publishing. Retrieved from: Premenstrual Syndrome - PubMed (nih.gov)
- Guéguen, N. (2012). Gait and menstrual cycle: Ovulating women use sexier gaits and walk slowly ahead of men. *Gait and Posture*, 35(4), 621–624.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.011>
- Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In G. R. Naik (Ed.), *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, 175-194. Rijeka: InTech.  
<https://doi.org/10.5772/49957>
- Hébert-Losier K., Schneiders A.G., Garcia J.A., Sullivan S.J., & Simoneau G.G. (2011). Peak triceps surae muscle activity is not specific to knee flexion angles during MVIC. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 819-826.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.04.009>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374.  
[https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 967-976. DOI: 10.1152/jappl.2000.89.3.967
- Horst, F., Lapuschkin, S., Samek, W., Müller, K. R., & Schöllhorn, W. I. (2019). Explaining the unique nature of individual gait patterns with deep learning. *Scientific Reports*, 9(1), 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-38748-8>

- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., ... van Dieën, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & posture*, 31(4), 444–449.  
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.019
- Hug, F., Vogel, C., Tucker, K., Dorel, S., Deschamps, T., Le Carpentier, É., & Lacourpaille, L. (2019). Individuals have unique muscle activation signatures as revealed during gait and pedaling. *Journal of Applied Physiology*, 127(4), 1165–1174. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01101.2018>
- Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M. M., Rietman, J. S., & Hermens, H. J. (2010). Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the “guarding” hypothesis? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 31-38.  
DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.03.009
- Keklicek, H., Sermenli Aydin, N., Can, H. B., Dönmez Aydin, D., Yilmazer Kayatekin, A. Z., & Uluçam, E. (2021). Primary dysmenorrhea and postural control: Is it a problem only during menstruation? *Gait and Posture*, 85, 88–95.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.01.019>
- Kittnar, O. (2021). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-1025-4.
- Klein, D. A., & Poth M. A. (2013). Amenorrhea: An Approach to Diagnosis and Management. *American Family Physician*, 87(11), 781-788. Retrieved from: Amenorrhea: An Approach to Diagnosis and Management | AAFP
- Kolář, P. et al. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi*. 2. Vydání. Praha: Galén. ISBN 9788074925009.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd
- Křepelka, P. (2015). *Poruchy menstruačního cyklu*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-3520-0.
- Kunju, N., Kumar, N., Pankaj, D., Dhawan, A., & Kumar, A. (2009). EMG Signal Analysis for Identifying Walking Patterns of Normal Healthy Individuals. *Indian Journal of Biomechanics: Special Issue*, 7–8, 118–122. ISSN 0974-0783.  
Retrieved from: Frequency-Domain-Analysis-of-Heart-Rate-Variability-HRV-Among-the-Resident-Population-of-North-Eastern-Hilly-Regions-of-West-Bengal.pdf (researchgate.net)

- Krems, J. A., Claessens, S., Fales, M. R., Campenni, M., Haselton, M. G., & Aktipis, A. (2021). An agent-based model of the female rivalry hypothesis for concealed ovulation in humans. *Nature Human Behaviour*, 5(6), 726–735. <https://doi.org/10.1038/s41562-020-01038-9>
- Lee, J. (2013) Tutorial of surface electromyography Part 2: Processing. Retrieved from the World Wide Web: <http://dyros.snu.ac.kr/tutorial-of-surfaceelectromyography-part-2processing/>
- Li, F., Newton, R. U., Shi, Y., Sutton, D., & Ding, H. (2021). Correlation of Eccentric Strength, Reactive Strength, and Leg Stiffness With Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(6), 1491–1499. DOI: 10.1519/JSC.0000000000003446
- Lundin, C., Danielsson, K. G., Bixo, M., Bengtsdotter, H., Jawad, I., Marions, L., ... Sundström-Poromaa, I. (2017). Combined oral contraceptive use is associated with both improvement and worsening of mood in the different phases of the treatment cycle—A double-blind, placebo-controlled randomized trial. *Psychoneuroendocrinology*, 76, 135-143. <https://doi.org/10.1016/j.psyneuen.2016.11.033>
- Madadi-shad, M., Jafarnezhadgero, A. A., Sheikhalizade, H., & Dionisio, V. C. (2020). Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 76, 339–345. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.026>
- McNulty, K. L., Elliott-Sale, K. J., Dolan, E., Swinton, P. A., Ansdell, P., Goodall, S., ... Hicks, K. M. (2020). The Effects of Menstrual Cycle Phase on Exercise Performance in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 50(10), 1813–1827. DOI: 10.1007/s40279-020-01319-3
- Mihm, M., Gangooly, S., & Muttukrishna, S. (2011). The normal menstrual cycle in women. *Animal Reproduction Science*, 124(3–4), 229–236. The normal menstrual cycle in women - ScienceDirect
- Motahari-Tabari, N., Shirvani, M. A., & Alipour, A. (2017). Comparison of the Effect of Stretching Exercises and Mefenamic Acid on the Reduction of Pain and Menstruation Characteristics in Primary Dysmenorrhea: A Randomized Clinical Trial. *Oman Medical Journal*, 32(1), 47–53. <https://doi.org/10.5001/omj.2017.09>



- Mueller, J., Martinez-Valdes, E., Mueller, S., Kulig, K., & Mayer, F. (2020). Sudden gait perturbations elicit sex-specific neuromuscular trunk responses in persons with low back pain. *Journal of Biomechanics*, *102*(109646).  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109646>
- Nam, S., Kim, M., Yim, S., Oh, D., Park, H., & Kim, Ch. (2014). Influence of walking speed on electromyographic activity of the rectus abdominis and erector spinae during high-heeled walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *27*(3), 355-360. DOI: 10.3233/BMR-140455
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Ng, J. K., F., Richardson, C. A., Parnianpour, M. & Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, *20*, 112-121. Retrieved from: EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls - Ng - 2002 - Journal of Orthopaedic Research - Wiley Online Library
- Ng, J. K., Parnianpour, M., Kippers, V., & Richardson, C. A. (2003). Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical neurophysiology*, *114*(12), 2355–2361. DOI: 10.1016/s1388-2457(03)00249-9
- Pallavi, L. C., Souza, U. J. D. S., & Shivaprakash, G. (2017). Assessment of Musculoskeletal Strength and Levels of Fatigue during Different Phases of Menstrual Cycle in Young Adults. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, *11*(2), 11-13. DOI: 10.7860/JCDR/2017/24316.9408
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey, USA: Slack. ISBN 978-1-55642-192-1.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. New Jersey, USA: Slack. ISBN 978-1-55642-766-4.
- Pilka R. et al. (2017). *Gynekologie*. Praha: MAXDORF. ISBN 978-80-7345-530-9.
- Prasanth, H., Caban, M., Keller, U., Courtine, G., Ijspeert, A., Vallery, H., & Von Zitzewitz, J. (2021). Wearable sensor-based real-time gait detection: A systematic review. *Sensors*, *21*(8), 1–28. <https://doi.org/10.3390/s21082727>

- Preston, D. C., & Shapiro, B. E. (2013). 15 - Basic Electromyography: Analysis of Motor Unit Action Potentials. *Electromyography and Neuromuscular Disorders (Third Edition)*, 235-248. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-2672-1.00015-5> Get rights and content
- Provost, M. P., Quinsey, V. L., & Troje, N. F. (2008). Differences in gait across the menstrual cycle and their attractiveness to men. *Archives of Sexual Behavior*, 37(4), 598–604. <https://doi.org/10.1007/s10508-007-9219-7>
- Reis, E., Frick, U., & Schmidtbleicher, D. (1995). Frequency variations of strength training sessions triggered by the phases of the menstrual cycle. *International Journal of Sports Medicine*, 16(8), 545–550. DOI: 10.1055/s-2007-973052
- Rob, L., Martan, A., & Ventruba, P. (2019). *Gynekologie*. Praha: Galén. ISBN 9788074924262.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.
- Rosner, J., Samardzic, T., & Manbeer, S.S. (2022). *Physiology, Female Reproduction*. Florida: StatPearls publishing. Retrieved from: *Physiology, Female Reproduction - StatPearls - NCBI Bookshelf (nih.gov)*
- Roztočil, Aleš a kol. (2011). *Moderní gynekologie*. Praha: Grada. ISBN 978-247-7109-0.
- Samal, R. & Habbebullah, S. (2017). Primary amenorrhea: a clinical review. *International Journal of Reproduction, Contraception, Obstetrics and Gynecology*, 6(11), 4748-4753. DOI: <http://dx.doi.org/10.18203/2320-1770.ijrcog20174981>
- Saunders, S. W., Rath, D., & Hodges, P. W. (2004). Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait & posture*, 20(3), 280–290. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.10.003
- Sherwin B. B. (2012). Estrogen and cognitive functioning in women: lessons we have learned. *Behavioral neuroscience*, 126(1), 123–127. <https://doi.org/10.1037/a0025539>
- Smith, M. J., Adams, L. F., Schmidt, P. J., Rubinow, D. R., & Wassermann, E. M., (2002). Effects of ovarian hormones on human cortical excitability. *Annals of Neurology*, 51(5), 599–603. DOI: 10.1002/ana.10180
- Solli, G. S., Sandbakk, S. B., Noordhof, D. A., Ihalainen, J. K., & Sandbakk, Ø. (2020). Changes in Self-Reported Physical Fitness, Performance, and Side Effects Across

- the Phases of the Menstrual Cycle Among Competitive Endurance Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–10.  
DOI: 10.1123/ijsp.2019-0616
- Sundström-Poromaa, I., & Gingnell, M. (2014). Menstrual cycle influence on cognitive function and emotion processing—from a reproductive perspective. *Frontiers in Neuroscience*, 8, 380. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00380>
- Sung, E., Han, A., Hinrichs, T., Vorgerd, M., Machado, C., & Platen, P. (2014). Effects of follicular versus luteal phase-based strength training in young women. *SpringerPlus*, 3, 668. DOI: 10.1186/2193-1801-3-668
- Svoboda, Z., Janura, M., & Rosický, J. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého. Retrieved from: <https://www.cbdb.cz/kniha-378620-chuze-osob-s-transtibialni-amputaci>
- Swinnen, E., Baeyens, J. P., Meeusen, R., & Kerckhofs, E. (2012). Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.04.005>
- Tenan, M. S., Hackney, A. C., & Griffin, L (2016). Maximal Force and Tremor Changes Across the Menstrual Cycle. *European Journal of Applied Physiology*, 116(1), 153-160. DOI: 10.1007/s00421-015-3258-x
- Thiyagarajan D. K., Basit H., & Jeanmonod R. (2021). Physiology, Menstrual Cycle. Florida: StatPearls publishing. Retrieved from: Physiology, Menstrual Cycle - StatPearls - NCBI Bookshelf (nih.gov)
- Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65, 517-521.  
Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis - PubMed (nih.gov)
- Yim, J., Petrofsky, J., & Lee, H. (2018). Correlation between Mechanical Properties of the Ankle Muscles and Postural Sway during the Menstrual Cycle. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 244(3), 201-207. DOI: 10.1620/tjem.244.201
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 25(2), 81–86. Retrieved from: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/kineziologie-chuze-105730>

- Vaziri, F., Hoseini, A., Kamali, F., Abdali, K., Hadianfard, M., & Sayadi, M. (2015). Comparing the effects of aerobic and stretching exercises on the intensity of primary dysmenorrhea in the students of universities of bushehr. *Journal of Family & Reproductive Health*, 9(1), 23–28. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4405513/>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, ss. 345. ISBN 8072548379.
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(1), 21–28.  
DOI: 10.1054/math.2002.0476
- Waters, R. L., & Morris, J. M. (1972). Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of Anatomy*, 111(2), 191 – 199. Retrieved from: Electrical activity of muscles of the trunk during walking. - PMC (nih.gov)
- Weber, T., Debuse, D., Salomoni, S. E., Cancino, E. L. E., De Martino, E., Caplan, E., Damann, V., Scott, J., & Hodges P. W. (2017). Trunk muscle activation during movement with a new exercise device for lumbo-pelvic reconditioning. *Physiological Reports*, 5(6). doi: 10.14814/phy2.13188
- White, S. G. & McNair, P. J. (2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177-184. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00007-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00007-4)
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0750652629.
- Wikström-Frisén, L., Boraxbekk, C. J., & Henriksson-Larsén, K. (2017). Effects on power, strength and lean body mass of menstrual/oral contraceptive cycle based resistance training. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(1-2), 43–52. DOI: 10.23736/S0022-4707.16.05848-5
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Ontario, Canada: John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Winter, D. A., & Yack, H. J. (1987). EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67(5), 402-411. DOI: 10.1016/0013-4694(87)90003-4
- Zazulak, B. T., Paterno, M., Myer, G. D., Romani, W. A., & Hewett, T. E. (2006). The Effects of the Menstrual Cycle on Anterior Knee Laxity - A Systematic Review. *Sports Medicine*, 36(10), 847–862. DOI: 10.2165/00007256-200636100-00004

Zhang, Q., Nassis, G. P., Chen, S., Shi, Y., & Li, F. (2022). Not Lower-Limb Joint Strength and Stiffness but Vertical Stiffness and Isometric Force-Time Characteristics Correlate With Running Economy in Recreational Male Runners. *Frontiers in physiology*, *13*(940761), 1-12.  
DOI: 10.3389/fphys.2022.940761

## **12 PŘÍLOHY**

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 Vyjádření Etické komise FTK UP

Příloha 3 Příklad nehodnotitelného zapojení m. ES 1. sin v průběhu CHC během menstruační fáze MC

Příloha 4 Příklad nehodnotitelného zapojení multifidus lumborum l. dx v průběhu CHC během menstruační fáze MC

Příloha 5 Potvrzení o překladu

## **Příloha 1. 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:



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 Neuls, 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 směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

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

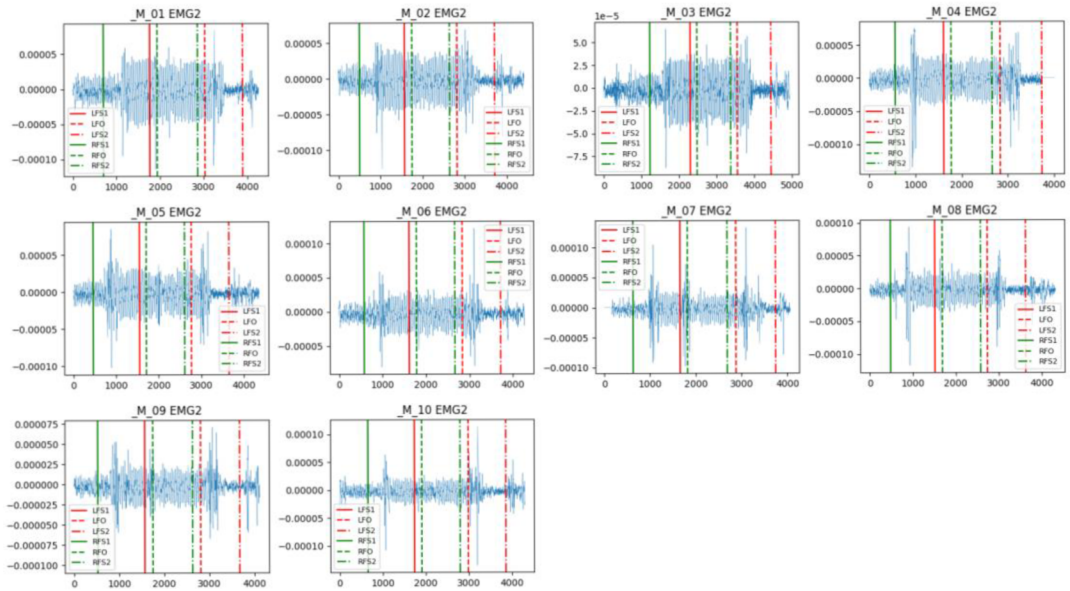
za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

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



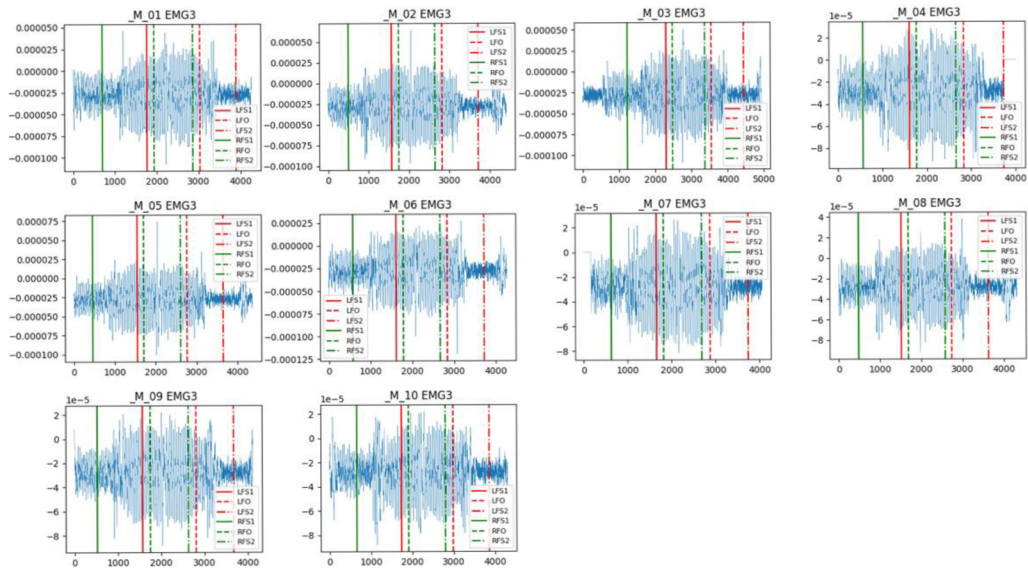
**Příloha 3.** Příklad nehodnotitelného zapojení m. ES 1. sin v průběhu CHC během menstruační fáze MC



**Legenda:**

- LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)
- LFO: left foot off (odlepení levého nohy)
- LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)
- RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)
- RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)
- RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)
- Osa x: datové body
- Osa y: EMG aktivita [V]

**Příloha 4.** Příklad nehodnotitelného zapojení multifidus lumborum l. dx v průběhu CHC během menstruační fáze MC



Legenda:

LFS1: left foot strike 1 (první úder levé nohy)

LFO: left foot off (odlepení levého nohy)

LFS2: left foot strike 2 (druhý úder levé nohy)

RFS1: right foot strike 1 (první úder pravé nohy)

RFO: right foot off (odlepení pravé nohy)

RFS2: right foot strike 2 (druhý úder pravé nohy)

Osa x: datové body

Osa y: EMG aktivita [V]

## Příloha 5. Potvrzení o překladu

V Ostravě 23. 4. 2023

### Potvrzení o překladu

Potvrzuji, že jsem Zuzaně Wojnarové, nar. 20. 10. 1998, trvalým bydlištěm Ropice 250, 739 61 Frýdek-Místek, přeložila Abstract a Summary k diplomové práci na téma: „Hodnocení aktivity vybraných svalů trupu během chůze v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu“.

Vystudovala jsem Angličtinu ve sféře podnikání na katedře anglistiky a amerikanistiky Filozofické fakulty Ostravské univerzity.

**LENKA TIMKOVIČOVÁ**

Nezvalovo nám. 844/8

Ostrava - Poruba

IČO: 88014151. Tel.: 725 054 048



Bc. Lenka Timkovičová