

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Variabilita pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a
menstruační fázi menstruačního cyklu

Diplomová práce

Autor: Helena Sochorová, obor aplikovaná fyzioterapie

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

Olomouc 2023

Jméno a příjmení autora: Bc. Helena Sochorová

Název diplomové práce: Variabilita pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2023

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení variability pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu pomocí 3D kinematické analýzy. V teoretické části diplomové práce jsme se zabývali poznatky o chůzi, kinematikou pánve a trupu při chůzi, variabilitou lidského pohybu, variabilitou chůze a menstruačním cyklem. Výzkumnou skupinu tvořilo 18 zdravých mladých žen ve věku 20–27 let. Variabilitu pohybu trupu a pánve při chůzi u žen jsme analyzovali v periovulační a menstruační fázi s využitím kamerového systému Vicon. Hodnotili jsme směrodatnou odchylku (absolutní variabilita) a variační koeficient (relativní variabilita) rozsahu pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi. Dále jsme hodnotili koordinaci mezi pohybem trupu a pánve v jednotlivých rovinách pomocí kontinuální relativní fáze. Porovnání hodnot mezi periovulační a menstruační fázi neukázalo významný rozdíl mezi měřeními ani v absolutní ani v relativní variabilitě. Také u hodnocení koordinace pohybu mezi trupem a pánví v jednotlivých rovinách nebyl zjištěn žádný významný rozdíl mezi měřeními. Jedním z důvodů mohou být velké inter-individuální rozdíly mezi měřenými ženami.

Klíčová slova: chůze, variabilita, trup a pánev, menstruační cyklus

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

Author's first name and surname: Bc. Helena Sochorová

The title of the thesis: Variability of the movement of the trunk and pelvis during walking in women in the periovulatory and menstrual phase of the menstrual cycle

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

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

The year of presentation: 2023

Abstract

The aim of this diploma thesis was to evaluate the variability of the movement of the trunk and pelvis during walking in women in the periovulatory and menstrual phase of the menstrual cycle using 3D kinematic analysis. In the theoretical part of the diploma thesis, we dealt with knowledge of walking, kinematics of the pelvis and trunk during walking, variability of human movement, variability of walking and the menstrual cycle. The research group consisted of 18 healthy young women aged 20–27. We analyzed the variability of the movement of the trunk and pelvis during walking in women in the periovulatory and menstrual phases using the Vicon camera system. We evaluated the standard deviation (absolute variability) and the coefficient of variation (relative variability) of the range of motion of the trunk and pelvis in the periovulatory and menstrual phases. Furthermore, we evaluated the coordination between the movement of the trunk and the pelvis in individual planes using continuous relative phase. Comparison of values between periovulatory and menstrual phases showed no significant difference between measurements in either absolute or relative variability. Also, in the assessment of the coordination of movement between the trunk and the pelvis in individual planes, no significant measurement difference was found. One of the reasons may be large inter-individual differences between the measured women.

Key words: gait, variability, trunk and pelvis, menstrual cycle

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

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

V Olomouci dne 2023.

.....

Děkuji především doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., za odbornou pomoc, ochotu, vstřícný přístup, cenné rady a konzultace, které mi poskytl při zpracování této diplomové práce. Dále děkuji za možnost být součástí výzkumného projektu „Provedení chůze u zdravých mladých žen v různých fázích menstruačního cyklu“ pod jednacím číslem 2/2022, v rámci kterého byla tato diplomová práce řešena. Dále bych chtěla poděkovat mé rodině za velkou podporu při psaní práce.

Seznam použitých zkratek

- CAI – chronická nestabilita kotníku (Chronic ankle instability)
- CNS – centrální nervový systém
- CRP – kontinuální relativní fáze (Continuous relative phase)
- DK – dolní končetina
- DKK – dolní končetiny
- DRP – diskrétní relativní fáze (Discrete relative phase)
- DS – fáze dvojí opory (Double stance)
- DST – teorie dynamických systémů (Dynamical systems theory)
- EMG – elektromyografie
- EX – extenze
- FL – flexe
- FSH – folikuly stimulující hormon
- GC – chůzový cyklus (Gait cycle, Stride)
- GMPT – teorie generalizovaného motorického programu (Generalized motor program theory)
- HKK – horní končetiny
- IC – počáteční kontakt (Initial contact)
- ISW – počáteční švih (Initial swing)
- LH – luteinizační hormon
- LR – přenos zátěže (Loading response)
- m. – musculus
- MC – menstruační cyklus
- mm. – muscoli
- MS – střed stojné fáze (Midstance)
- MSW – střed švihové fáze (Midswing)
- OC – ovulační cyklus
- PFL – plantární flexe
- PSW – předšvihová fáze (Preswing phase)
- SS – fáze jedné opory (Single support)
- TS – konečný stoj (Terminal stance)

TSW – konečný švih (Terminal swing)

UCM – hypotéza „nekontrované rozmanitosti" (Uncontrolled manifold hypothesis)

VR – vnitřní rotace

ZR – zevní rotace

Obsah

Seznam použitých zkratek	6
Obsah.....	8
Úvod	10
Chůze	11
Chůzový cyklus.....	13
Stojná fáze	14
Švihová fáze.....	16
Analýza chůze	16
Laboratorní hodnocení chůze.....	17
Časoprostorové parametry chůze.	19
Kinematika trupu a pánve při chůzi.....	20
Kinematika trupu	21
Kinematika pánve	23
Kombinované pohyby pánve a páteře	25
Kostra trupu.....	26
Pánev	27
Variabilita lidského pohybu	30
Historický kontext variability.....	30
Variabilita chůze	32
Hodnocení variability chůze dle lineárního přístupu.....	34
Přístupy ke stanovení koordinační variability	35
Menstruační cyklus.....	37
Děložní cyklus	38
Endometriální cyklus	38
Myometrální cyklus	41
Cervikální cyklus	41
Ovulační cyklus	41
Vaginální cyklus	43
Ženské pohlavní hormony	43
Cíle a hypotézy	45
Hlavní cíl	45
Dílčí cíle.....	45
Výzkumné hypotézy	45

Metodika	47
Design studie	47
Charakteristika výzkumného souboru.....	47
Metody sběru dat.....	48
Zpracování dat.....	49
Statistické zpracování dat.....	50
Výsledky.....	51
Výsledky k hypotéze 1	51
Výsledky u hypotézy 2	51
Výsledky u hypotézy 3	52
Výsledky u hypotézy 4.....	52
Souhrn k výsledkům	53
Diskuse	54
Závěry	67
Souhrn	68
Summary	69
Referenční seznam	71
Přílohy.....	82

Úvod

Bezpečná a nezávislá lokomoce představuje pro člověka základní motorickou funkci, která je nezbytná pro samostatný život a dobrou kvalitu života. Lidská chůze je základní lokomoční stereotyp (Berger et al., 2019). Lidská chůze je komplexní a rytmický střídavý pohyb paží, nohou a trupu, které vytvářejí pohyb těla dopředu (Han et al., 2019). Poruchy chůze mohou přispět k funkčnímu omezení, invaliditě a bolesti (Gombatto et al., 2015). Snížená rychlost chůze a délka kroků a také neoptimální míra variability chůze jsou běžné příznaky spojené s poruchami chůze (Berger et al., 2019). Variabilita je spojena se všemi lokomočními projevy člověka. Pokud je variabilita ve fyziologickém rozsahu je považována za přirozenou a zdravou vlastnost v řízení lidského pohybu (Alkjær, Raffalt, Petersen, & Simonsen, 2012). Snížená variabilita při chůzi i jiných lokomočních projevech, způsobuje opakované stresové poškození v mechanickém smyslu (Baida et al., 2022). V odborné literatuře se mnoho studií věnuje různým faktorům, které mohou měnit variabilitu chůze. Analýza chůze v rámci menstruačního cyklu, zatím nebyla více zkoumána. Kinematická analýza pánve a trupu, stejně jako jejich variabilita v různých fázích menstruačního cyklu dle našich znalostí v současné době chybí.

Menstruační cyklus představuje u žen důležitý biologický rytmus, který je charakterizován pravidelnou ovulací během reprodukčního věku ženy (Castanier et al., 2021). V průběhu menstruačního cyklu dochází k změnám hladin hormonů a s tím je ovlivňována řada fyziologických funkcí. Změny na úrovni pohybového aparátu v rámci menstruačního cyklu jsou částečně popsány, závěry však nejsou jednoznačné. Změny hladiny estrogenu v průběhu menstruačního cyklu mohou skrze ovlivnění neuromuskulárního systému ovlivňovat laxitu vazů, posturální stabilitu a náchylnost ke zraněním (Herzberg et al., 2017; Somerson, Isby, Hagen, Kweon, Gee, 2019; Khowailed, Lee, 2021).

Chůze

Chůze je plynulý, vysoce koordinovaný, rytmický pohyb, kterým se tělo pohybuje krok za krokem požadovaným směrem (Trew, & Everett, 1996). Lidská chůze je základní lokomoční stereotyp, který se uplatňuje ve velké části běžných denních činností. Chůzi je možné definovat různě. Dle Kračmara, Chrástkové a Bačákové (2016) lze chůzi přirovnat k pohybu obráceného kyvadla, kdy se těžiště postupně pohybuje nahoru a dolů. Tímto způsobem pohybu je zajištěna efektivní změna potenciální a kinetické energie. Avšak oproti kyvadlu probíhá při chůzi neustálý pohyb vpřed, protože ve směru pohybu je vytvářeno vždy nové *punctum fixum*.

Chůzi charakterizuje harmonický pohyb dolních končetin doprovázený pohybem horních končetin a trupu (Sarvestan et al., 2021). Tento lokomoční pohyb zahrnuje několik procesů, jako je koordinace mezi končetinami, posturální kontrola, dále vyžaduje svalovou sílu a motivaci k přesunu na zamýšlené místo. Slouží k současnému pohybu těla při zachování stability postoje, jelikož je tělo během chůze v trvalé nerovnováze. Je to pravděpodobně jedna z nejsložitějších automatických činností, kterou lidské tělo vykonává při běžných denních aktivitách (Möhring, Klupp, Segerer, Schaefer, Grob, 2020; Kolář, 2013; Yamin et al., 2022).

Lidská chůze u dospělých je vzpřímená a bipedální. Je to naučený proces, vybudovaný v ontogenezi. Vývoj vyžaduje čas a správné podmínky. Dítě dosáhne zralé propulzivní chůze až ve věku přibližně 4 let (Valmassy, 1996). Dle Dylevského (2021) se dá u dítěte mluvit o chůzi až v okamžiku, kdy je schopno udržet určitý stupeň dynamické rovnováhy. V průběhu vývoje získává jedinec svůj vlastní stereotyp chůze, pevně svázaný s držením těla. V důsledku každodenní fixace a automatizace stereotypu chůze je později téměř nemožné přebudovat její charakter (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

Způsob chůze je charakteristický pro každého jedince s individuálními znaky, které jsou podmíněny zdravotním stavem, psychickými faktory, vnějšími podmínkami a biomechanickými parametry lidského těla (Kolář, 2013; Neumannová, Janura, Dzirbíková, Svoboda, Jakubec, 2015). Nicméně zdraví jedinci vykazují při normální chůzi podobné kvalitativní vzorce pohybu. Při absenci patologie je chůze koordinovaná, efektivní a vyžaduje minimální vynaložení energie (Perry, & Burnfield, 2010; Smidt, 1990).

Jelikož se jedná o komplexní pohybovou úlohu, při které je stimulováno svalstvo udržující vertikální polohu i samotné efekty lokomoce, existují pro uskutečnění chůze určité požadavky. Je zapotřebí, aby byly splněny základní biomechanické požadavky, které se vztahují k řídicímu i pohybovému systému člověka (Kálal et al., 1997). Podle Rose a Gamble (2006) chůze vyžaduje antigravitační svalovou podporu, pohyblivost kloubů umožňující hladký průběh a adekvátní motorickou kontrolu při přenosu tělesné hmotnosti z jedné končetiny na druhou. Whittle (2007)

předpokládá, že pro provedení chůze je zapotřebí odpovídající svalová síla, udržení vzpřímené a stabilní postury, střídavá opora oběma dolními končetinami a koordinovaný pohyb dolních končetin. Dylevský (2021) uvádí dva základní předpoklady pro možnost provedení chůze, a to sice rovnováhu jako schopnost udržovat vertikální držení těla a pohyb zahajující a poskytující rytmický krokový mechanismus.

Chůze dále vyžaduje aferentní zpětnou vazbu od mnoha smyslových orgánů, aby se přizpůsobila změnám v prostředí a regulovala rovnováhu. Zejména mechanoreceptory umístěné na plantárním povrchu nohy jsou bohatým zdrojem senzoričtých vjemů a propiocepce během lokomoce (Pathak, Moon, Roh, S., Roh, C., Shim, & Ahn, 2022).

Kromě pohybu dolních končetin dochází k pohybům výše uložených segmentů těla, které se pohybují kolem kloubních spojení. Přitom dochází k relativně malým rotacím kloubů na končetinách v příčné a frontální rovině, zatímco v sagitální rovině dochází k velkým úhlovým výchylkám. Translace celého těla je poměrně malá ze strany na stranu a nahoru dolů, zatímco je dosaženo velkého kontinuálního posunu v progresi vpřed (Perry, & Burnfield, 2010; Smidt, 1990).

Chůze má určitý stupeň adaptability, ale většinou jde o autonomní spinálně řízený proces (Dotov et al., 2019). Jednoduché pohybové vzory, jako je zkřížený pohyb končetin při chůzi, jsou uloženy v míše. Komplikovanější posturální úkony zajišťující vzpřímenou polohu těla při lokomoci jsou umístěny v podkorových centrech. Složité ideomotorické programy se nacházejí v asociačních oblastech mozkové kůry. Ideomotorické programy jsou odesílány do výstupních motorických drah a integrují se s posturální aktivitou v míšní neuronové síti. Motorický kortex, kortikospinální dráha a míšní okruhy včetně potenciálního centrálního generátoru vzorců pohybu v míše nepracují samostatně, ale spíše jako integrované okruhy (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016). Neuromuskulární systém musí při řízení chůze zajišťovat vhodné tlumení nárazů, předcházet kolapsu a udržovat rovnováhu (Valmassy, 1996).

Specifický rytmický pohyb při chůzi, bez vědomého úsilí a bez pomoci periferní aferentní zpětné vazby, produkují sítě nervových buněk, které jsou známé jako centrální generátory pohybu (Central pattern generator – CPG). Tato funkční síť je tvořena neurony umístěnými v odlišných částech CNS. Předpokládá se, že pokyn k začátku a konci rytmické aktivity přichází ze supraspinální úrovně (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

Dle Valmassy (1996) a Vařeky a Vařekové (2009) je chůze rozdělena do tří fází. Zahajovací fáze je doba, kdy je zahajován pohyb z klidového stavu a je zrychlováno až na rychlost chůze. Jakmile se zrychlení zastaví a je dosaženo ustálené rychlosti, navazuje rytmická fáze. Rytmická fáze neboli cyklická fáze je série opakujících se pohybů, které dominují v největší části naší chůze. Závěrečná fáze chůze, je fáze, při které dochází k zpomalení a k přípravě na zastavení (Valmassy, 1996).

Chůze je jedním z aspektů psychomotorických schopností. Obecně platí, že pomalejší rychlost chůze souvisí se špatnými zdravotními výsledky, jako je vyšší míra fyzických nemocí a celková úmrtnost (Kumar, Villarreal, Meuret, 2021).

Při poškození chůze se výrazně snižuje funkční výkonnost a kvalita života (Rasouli, Kim, & Reed, 2021). Obnovení normální funkce chůze je hlavním cílem fyzioterapie u řady pacientů. Vzhledem k tomu, že poruchy chůze vedou k potížím při vykonávání činností každodenního života, očekává se, že jejich obnovení se promítne do zvýšené účasti na těchto činnostech a tím se zlepší celková kvalita života (Sturma et al. 2019).

Chůzový cyklus

Chůze má cyklický charakter, skládá se tedy ze základních částí, které se opakují (Neumannová, Janura, Dzirbiková, Svoboda, Jakubec, 2015). Za základní jednotku chůze je považován chůzový cyklus (Gait cycle – GC). Chůzový cyklus obsahuje celý dvojkrok, což je elementární jednotkou lidské chůze (Rose & Gamble, 2006; Kirtley, 2006). Dvojkrok je zahájen kontaktem jednoho chodidla s podložkou a končí dalším kontaktem s podložkou té samé části stejného chodidla (Dylevský, 2021).

Popis chůzového cyklu se konvenčně uvádí spíše v procentech než v uplynulém čase. Počáteční kontakt nohy bývá označen jako 0 % a druhý kontakt stejné nohy jako 100 % (Rose & Gamble, 2006).

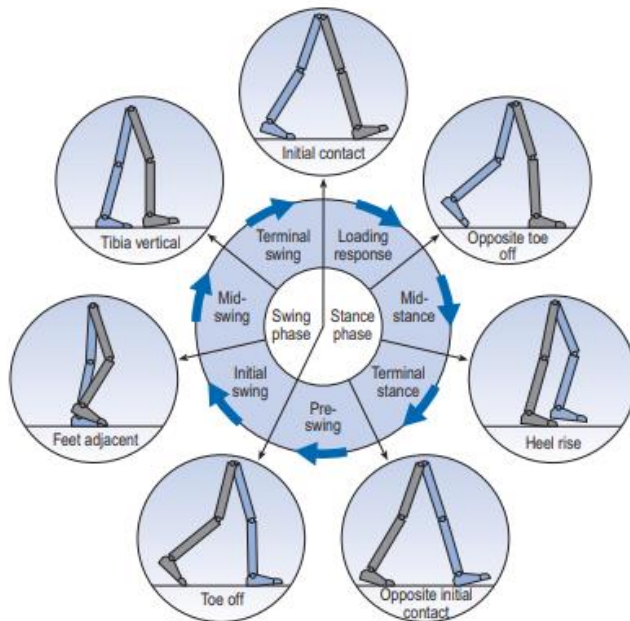
Dvěma hlavními okamžiky GC je kontakt paty (Heel strike – HS) a odraz palce (Toe off – TO), které definují začátek stojné a švihové fáze (Chiasson-Poirier, Younesian, Turcot, Sylvestre, 2022). Stojná fáze (Stance phase) cyklu chůze je časový úsek, kdy se chodidlo dotýká země. Tato fáze zaujímá téměř dvě třetiny cyklu chůze (58 % – 62 %). Švihová fáze (Swing phase) je časový úsek, ve kterém se chodidlo nedotýká země. Tato fáze zaujímá zbytek celkového cyklu chůze (38 % – 42 %). Začátek i konec stojné fáze zahrnují fáze dvojí opory (Double stance – DS) nohy s podložkou (Leger, Nordin & Frankel, 2001; Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021; Valmassy, 1996).

Chůzový cyklus obvykle začíná počátečním kontaktem (Initial contact – IC), který zaujímá 0–2% GC. Typický počáteční kontakt nohy s podložkou je na patě, ale při patologické chůzi může k prvnímu kontaktu končetiny (DK) docházet jinou částí nohy. Události na kontralaterální končetině jsou posunuty o 50 %, takže kontralaterální počáteční kontakt nastává v 50 % cyklu. Když je jedna končetina ve fázi švihu, druhá je v stojné fázi (Rose & Gamble, 2006; Whittle, Levine, & Richards, 2012; Kirtley, 2006).

Nomenklatura používaná k popisu chůzového cyklu se značně liší od jedné publikace k druhé podle různých autorů.

Dle Whittla, Levina a Richardse (2012) je chůzový cyklus možné rozdělit na 7 období, z nichž 4 probíhají ve stojné fázi a 3 ve švihové fázi. Při popisu se používají následující termíny, a to sice počáteční kontakt (Initial contact – IC), odraz palce druhostranné nohy (Opposite toe off), zdvih paty (Heel rise),

počáteční kontakt druhostranné nohy (Opposite initial contact), odraz palce (Toe off – TO), míjení chodidel neboli střed švihové fáze (Feet adjacent), tibie ve vertikále neboli konečný švih (Tibia vertical). Takto popisovaný cyklus je znázorněn na Obrázku 1 (Whittle, Levine, & Richards, 2012).



Obrázek 1. Pozice nohou během jednoho cyklu chůze pravou nohou (znázorněno šedou barvou) (Whittle, Levine, & Richards, 2012)

Stojná fáze

Rose a Gamble (2006), Perry (2004) i Hirai, Matsui, Imura, Mitsumori a (2010) rozdělují stojnou fázi na 3 podfáze. Jedná se o první a druhou fázi dvojí opory (First and second double support) a fázi jedné opory (Single support – SS). Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. a Venture (2021) dělí stojnou fázi na 4 etapy, kromě první a druhé fáze dvojí opory rozlišují i první a druhou fázi jedné opory (First single limb support and Second single limb support).

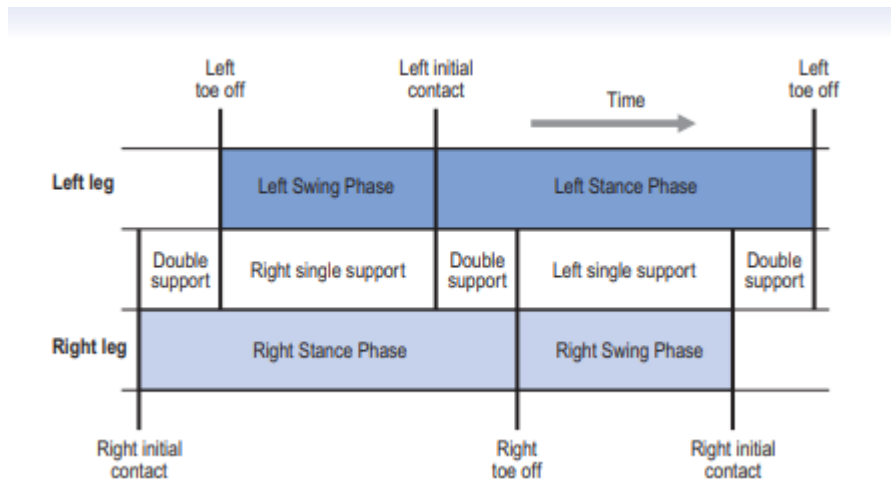
V každém cyklu chůze existují 2 období dvojí opory a každá perioda dvojí opory tvoří asi 10 % chůzového cyklu. To se však mění s rychlostí chůze, protože s rostoucí rychlostí se úměrně prodlužuje švihová fáze a zkracuje se stojná fáze a fáze dvojí opory (Valmassy, 1996; Kirtley, 2006).

Počáteční dvojí opora nastává od kontaktu paty jedné nohy a končí odrazem palce kontralaterální nohy. Během této fáze se tělo zpomaluje v přípravě na stabilní oporu o DK, která právě dokončuje švihovou fázi. Po té kontralaterální DK opouští podložku (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021; Valmassy, 1996).

Konečná dvojí opora nastává od kontaktu paty kontralaterální DK a končí odrazem palce na opěrné DK. Opět dochází ke zpomalení těla, protože je hmotnost přenášena na kontralaterální DK. Po

odlehčení DK dochází k přípravě na odraz palce a švihovou fází (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021; Valmassy, 1996).

Opora na jedné DK je zahájena odrazem palce na kontralaterální končetině a je zakončena kontaktem paty na kontralaterální straně. Proto je trvání jednooporové fáze na jedné končetině totožné s trváním švihové fáze kontralaterální DK a je tak jedna končetina zodpovědná za oporu celého těla. Doba jednooporové fáze na jedné DK může být měřítkem schopnosti jednotlivce stabilizovat tělo (Valmassy, 1996; Kirtley, 2006). Timing jednooporové fáze a fáze dvojí opory zobrazuje Obrázek 2.



Obrázek 2. Jednooporová fáze a fáze dvojí opory během více než jednoho cyklu chůze, počínaje IC na pravé noze (Whittle, Levine, & Richards, 2012)

Dle Whittle, Levine a Richards (2012) se stojná fáze dělí do čtyř funkčních fází, a to sice na přenos zátěže (Loading response), mezistoj (Mid-stance), koncový stoj (Terminal stance) a předšvih (Pre-swing) (Valmassy, 1996; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Stadium zatěžování odpovídá dvouoporové fázi mezi IC a odrazem palce na kontralaterální končetině. Během tohoto období se noha dostává k zemi pomocí plantární flexe v kotníku. Toto stadium zaujímá 2–12 % GC a končí zvednutím kontralaterální DK od podložky (Svoboda, Rosický & Janura, 2020; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Mezistoj začíná zvednutím druhé DK a trvá až do chvíle, dokud není tělesná hmotnost přenesena na předonoží. V mezistoji je tělo nesené vpřed přes stojnou končetinu a kontralaterální končetina je ve švihové fázi. Těžiště celého těla v této fázi přechází zezadu před chodidlo, a právě v mezistoji se těžiště zvedá do nejvyšší polohy vzhledem k opěrné ploše. Toto je poloha, kdy je chodec nejméně stabilní (Trew, & Everett, 1996). Mezistoj tvoří polovinu intervalu SS. Začíná zvednutím druhé DK a trvá až do chvíle, dokud není tělesná hmotnost přenesena nad předonoží. Tvoří 12–31 % GC (Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Koncový stoj dokončuje SS. Začíná zvednutím paty kontralaterální DK a pokračuje, dokud se chodidlo kontralaterální DK opět nedotkne podložky. Během tohoto stadia je hmotnost těla přenesena přes předonoží dopředu. Toto stadium trvá 31–50 % GC (Perry, & Burnfield, 2010; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Začátek předšvihů nastává při počátečním kontaktu na kontralaterální končetině a končí s odrazem palce na ipsilaterální končetině, což znamená konec SS a začátek druhého období DS. Zaujímá 50–62 % GC (Perry, & Burnfield, 2010; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Švihová fáze

Švihová fáze trvá od odrazu palce do dalšího IC. Švihová fáze představuje vlastní krok, při kterém se jedinec posouvá z jednoho místa na druhé (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021; Valmassy, 1996).

Tato fáze je rozdělena do následujících podfází, a to sice na počáteční švih (Initial swing), střední švih nebo také mezišvih (Mid-swing) a koncový švih (Terminal swing) (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Počáteční švih tvoří přibližně třetinu švihové fáze. Začíná v okamžiku, kdy noha opustí podložku a končí, když je švihová DK vedle stojné DK. Tvoří 62–75 % GC (Perry, & Burnfield, 2010).

Mezišvih je období, kdy od okamžiku, kdy švihová noha mívá stojnou. Zaujímá 75–87 % (Perry, & Burnfield, 2010; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Koncový švih začíná okamžikem, kdy se tibie dostává do vertikální pozice a končí když DK dopadne opět na podložku. Tvoří 87–100 % GC (Perry, & Burnfield, 2010).

Analýza chůze

Od dob Aristotela byla analýza lidského pohybu předmětem zájmu lidstva. První formální studie o lidské chůzi byly provedeny na konci 19. století. Zpočátku byly analýzy lidské chůze prováděny sadou fotografických kamer, které byly postupně aktivovány, aby sledovaly pohyb. Nicméně na konci druhé světové války byly vytvořeny první laboratoře pro analýzu lidského pohybu. Pomocí procesorů, videokamer a světelných technik byly tyto laboratoře schopny získat data o lidském pohybu. V současné době existuje několik měřících a sledovacích systémů umožňujících snímání 3D kinematických a kinetických parametrů lidské chůze (González, Medellín-Castillo, & Cardenas, 2017).

Analýza lidské chůze pro klinické účely vyžaduje jemné posouzení pohybu v kloubech v průběhu pohybu. Tato analýza je klíčová v klinické diagnostice chůze (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021). V klinické praxi se využívá k vyšetření chůze především subjektivní hodnocení. V současnosti ve vědeckém přístupu dominuje kvantitativní měření, které nabízí věrohodnější posouzení

sledované činnosti. Lze využívat kinematické nebo dynamické systémy nebo jejich kombinaci, které nabízející poměrně rychlé a spolehlivé zpracování dat (Svoboda & Janura, 2010).

Tato práce se v následující části bude věnovat časově-prostorovým parametrům chůze, protože se jedná o jeden z nejméně využívaných parametrů při hodnocení chůze (Svoboda & Janura, 2010). Dále zde bude rozpracováno stěžejní téma této práce, a to variabilita pohybu. Dle Springera a Gottlieba (2017) je studium variability pohybu spolehlivým způsobem, jak kvantifikovat lokomoci.

Laboratorní hodnocení chůze.

Analýza chůze obvykle vyžaduje laboratorní prostředí, které umožňuje měřit kinetická a kinematická data (Lee, & Park, 2020). Vyšetření v laboratoři chůze zahrnuje instrumentální pohybovou analýzu, která umožňuje přesný a kvantitativní způsob identifikace pohybu jednotlivých segmentů těla při chůzi. Pomocí tohoto systému je možné definovat odchylky od normy a určit pravděpodobné příčiny potíží (Rose & Gamble, 2006).

Laboratoře mohou pro získávání kinematických dat využívat několika metod. Nejběžnějšími způsoby jsou jednak vysokorychlostní video nebo optoelektronické systémy, detekující polohy segmentů těla v prostoru a čase. Pro přesné definování polohy sledovaných jsou zejména v optoelektronických systémech využívány značky (*markery*). Značky jsou umístěny na kůži v místech, která přesně reprezentují daný segment a tím umožňují efektivní měření trojrozměrné (3D) kinematiky pohybu kloubu. Některé značky mají pevně definovanou polohu, jako jsou kožní projekce určených anatomických struktur, jiné mají polohu specifikovanou pouze orientačně (Svoboda & Janura, 2010).

Optoelektronické kamerové systémy mohou snímat signály z infračervených světelných diod, a to buď přímo z aktivních značek vysílajících infračervené světlo nebo je infračervené světlo vysíláno z okolí kamery a značka světlo odráží (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, & Burnfield, 2010).

Přestože pro 3D analýzu stačí, aby poloha každé značky byla zaznamenána z minimálně dvou kamer, je pro unilaterální záznam obvykle potřeba 5 kamer. Je-li požadováno současné zaznamenávání bilaterálních dat, je již potřeba 6 až 8 kamer, které by měly dostatečně zachytit pohyb, za předpokladu, že jsou značky snadno viditelné. Při sledování pohybu na větším prostoru využíváno nejméně 10 až 12 kamer. Kamery lze napevno namontovat do stropu nebo stěn, nebo lze alternativně využít k umístění kamer stativy. Kamery umístěné na stativu mají výhodu v mobilitě, jsou však náchylnější k nárazům, což následně vyžaduje recalibraci (Perry, & Burnfield, 2010).

Trojrozměrná analýza chůze (3DGA) poskytuje objektivní údaje týkající se kinematických, kinetických a časoprostorových parametrů. Při záznamu pohybu se však každý trojrozměrný předmět (3D), zobrazí jako dvojrozměrný (2D) obraz v podobě rovinných souřadnic. Pro získání prostorových souřadnic označeného bodu je potřeba znát jeho rovinné souřadnice konkrétní polohy na minimálně

dvou záznamech z odlišných kamer. Dále je nutné provést kalibraci prostoru (Neumannová, Janura, Dzirbíkova, Svoboda, Jakubec, 2015). Ve všech systémech jsou kamery kalibrovány s referenčním snímkem, který umožňuje převod mezi souřadnicemi kamer a sadou skutečných souřadnic značek v zorném poli (Hamill & Knutzen, 2009).

Před jakoukoli analýzou je nutné určit prostorový referenční systém, ve kterém se pohyb odehrává. Většina laboratoří používá kartézský souřadnicový systém, někdy také označovaný jako pravouhlý referenční systém. Tento systém může být 2D nebo 3D (Hamill & Knutzen, 2009).

Vicon

Optoelektronické systémy využívající pasivní značky jsou považovány za zlatý standard po analýzu chůze pro svou vysokou přesnost a spolehlivost. Za nejspolehlivější výrobce těchto systémů jsou považovány společnosti Vicon a Qualisys. Tyto systémy se používají k ověření výstupu jiných levných kinematických systémů (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J., & Venture, 2021).

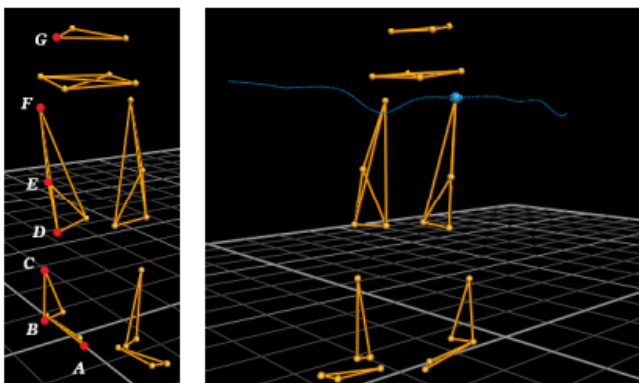
Součástí systémů pro komplexní analýzu pohybu mohou být také silové plošiny, akcelerometry a EMG. Tyto systémy se používají k získávání kinematických a kinetických údajů o chůzi, jako jsou např. trajektorie nebo reakční síly na zemi (Varela, Ceccarelli, & Flores, 2015). Pro měření kinetických vlastností se využívají standardně silové plošiny od společností jako jsou Kistler, Amti nebo Bertec. Silové plošiny by měly být pevně připevněny k podložce, aby se zabránilo vibracím, ke kterým dochází při chůzi. Měly by být umístěny uprostřed zorného pole kamery, uprostřed chodníku. Druhá silová platforma by měla být zajištěna obdobně (Cappozzo, Lundberg, Allard, & Vaughan, 1997). Bylo zjištěno, že akcelerometry mohou poskytnout užitečné informace o motorické kontrole normální chůze, věkově podmíněných rozdílech v dynamické posturální kontrole a o vzorcích chůze u lidí s poruchami pohybu (González, Medellín-Castillo, & Cardenas, 2017). K vytvoření záznamu zvaného EMG se využívá přístroj zvaný elektromyograf. Dynamické EMG nabízí prostředek pro přímé sledování aktivity svalů. Amplitudu EMG signálů odvozených během chůze lze interpretovat jako míru relativního svalového napětí. Povrchová EMG (sEMG) je neinvazivní technika pro měření aktivit ve svalech. Místo použití jehly je na kůži umístěna elektroda pro měření myoelektrických signálů ve svalech (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021).

V rámci kinematického systému jsou kamery propojeny s počítačem přes sběrný box, přes který jsou také napájeny. Data kamer jsou nahrána do vhodného softwaru např. Vicon Nexus. V rámci zpracování se provádí 3D rekonstrukce, která umožňuje zobrazit značky v 3D prostoru a identifikovat a odstranit artefakty v záznamu. Dále je možné pomocí z markerů vytvořit zvolený model, který zahrnuje i vazby mezi jednotlivými segmenty. Model zobrazuje jednotlivé segmenty jako úsečky, které spolu svírají v daných rovinách úhel. Úhly mezi osami segmentů jsou vypočítávány v sagitální, frontální

a transverzální rovině. Model může být také zkalibrován podle antropometrických údajů naměřených před měřením. Pokud chybí určitá část trajektorie markeru, je možné ji doplnit pomocí různých matematických postupů. Příklad vizualizace modelu v programu Vicon Nexus zobrazuje Obrázek 3 (Varela, Ceccarelli, & Flores, 2015; Smirnova et al., 2022).

Do systému Vicon MX se mezi standardní modely stanovené pro analýzu chůze člověka řadí PlugInGait (pánev a dolní končetiny) a PlugInGait FullBody (hlava, hrudník, horní končetiny, pánev, dolní končetiny). Oba vycházejí z modelu Newington – Helen Hayes, který definuje vstupní parametry (soubor značek, antropometrické charakteristiky) i výstupní parametry jako jsou časově-prostorové parametry nebo úhly v kloubech (Svoboda & Janura, 2010). V posledních letech jsou využívány i jiné modely (6 degrees of freedom), které při měření vyžadují sady bodů tzv. clustery. Clustery, jsou speciální shluky značek, sloužící k eliminaci chyb, způsobených relativním pohybem mezi značkou a kostí. Mohou být umístěny např. na povrchu pružného pásu obmotaného kolem segmentu (Cappello, Cappozzo, Croce, & Leardini, 1997).

Jako standardní výstup kinematické analýzy se využívají grafy popisující závislost kinematických parametrů na čase (Svoboda & Janura, 2010).



Obrázek 3. Vizualizace modelu v programu Vicon Nexus (Smirnova et al., 2022)

Časoprostorové parametry chůze.

Časoprostorové parametry chůze jsou obecné parametry chůze, do kterých se řadí „prostorové“ a „časové“ proměnné, tj. např. rychlost chůze či její kadence. Tyto údaje by měly být interpretovány v souladu s věkem a pohlavím (Nandy, Chakraborty, S., Chakraborty, J. & Venture, 2021; Whittle, Levin, & Richards, 2012). Dle Springera a Gottlieba (2017) by měly časoprostorové parametry během každodenních činností odrážet behaviorální cíle a podmínky prostředí. Bylo prokázáno, že časoprostorové parametry chůze jsou významným klinickým ukazatelem, protože jsou spojeny s neurokognitivní výkonností, rozsahem vaskulárního stárnutí a dalšími geriatrickými parametry (Yoon et al., 2021).

Délka kroku (step length) je definována vzdáleností mezi stejnými body na obou chodidlech ve fázi dvojí opory (Neumannová, Janura, Dzirbíková, Svoboda, Jakubec, 2015).

Délka dvojkroku (stride length) je stanovena jako vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty stejné nohy. Proto se měří od patního kontaktu jedné končetiny k opětovnému patnímu kontaktu stejné končetiny. Průměrná délka kroku pro normální osoby je 1,41 m. Muži mají v průměru o 14 % delší krok než ženy (Neumannová, Janura, Dzirbíková, Svoboda, Jakubec, 2015; Valmassy, 1996).

Kadence neboli frekvence kroku je vymezena jako počet kroků za minutu. Většina lidí si vybere přirozenou nebo volnou kadenci, která se průměrně pohybuje v rozmezí mezi 101 a 122 kroků za minutu. Ženy mají v průměru vyšší kadenci než muži. Kadence se obecně snižuje s věkem (Valmassy, 1996; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Šířka kroku (step width) je vzdálenost mezi oběma chodidly, obvykle měřená ve středu zadní části paty. Průměrná šířka kroku je přibližně 9 cm (Leger, Nordin & Frankel, 2001; Whittle, Levine, & Richards, 2012).

Úhel chodidla (toe out angle) je definován jako úhel mezi podélnou osou chodidla a směrem pohybu. Průměrná hodnota úhlu chodidel při chůzi je přibližně 7°, špiček jsou vytočeny ven (Valmassy, 1996).

Rychlost chůze se vypočítá jako podíl vzdálenosti, kterou jedinec ujde za daný čas (Whittle, Levine, & Richards, 2012). Její velikost je závislá na kadenci a délce dvojkroku (Kirtley, 2006). Snížená rychlost chůze je silným ukazatelem mnoha zdravotních deficitů u starších dospělých a proto je považována za znak stárnutí (Barber, Hamel, Ketcham, Lui, Taylor-Ketcham, 2020). Signalizuje zvýšené riziko pádu, invaliditu, poškození kognitivních funkcí, kvalitu života, raná stádia křehkosti u seniorů a dokonce i úmrtnost (Ekvall Hansson et al., 2022). Rychlost chůze může být často negativně ovlivněna různými domény vnitřních kapacit, např. zhoršeným viděním, popř. depresí nebo strachem z pádu (Dapp et al., 2022).

Kinematika trupu a pánve při chůzi

Lidská lokomoce závisí do značné míry na těsné koordinaci nohou, pánve a páteře (Reitmaier & Schmidt, 2020). Plynulost a efektivita chůze závisí do určité míry na pohybech trupu a paží, ale těmto pohybům není běžně v klinické analýze chůze věnována pozornost a byly relativně opomíjeny při výzkumu chůze (Whittle, 2007).

Trup se otáčí kolem vertikální osy, ramenní pletenec rotuje v opačném směru než pánev. Paže se pohybují v opačné fázi jako nohy, takže levá noha a levá strana pánve se pohybují vpřed ve stejnou dobu jako pravá paže a pravá strana pletence ramenního. Opačnou vzájemnou rotací pánve a hrudníku dochází k torznímu pohybu páteře, přičemž obratle bederní páteře rotují ke stejné DK, zatímco hrudní

obratle k švihové DK (Preece, Mason, & Bramah, 2016). Axiální moment rotační síly hybnosti DK pohlcuje, opačný pohyb ramenního pletence, vzhledem k rotačnímu pohybu pánve (Li, Kakar, Walker, Guan, & Simpson, 2018).

V průběhu GC však neprobíhá pouze opačná rotace mezi hrudníkem a pánví. Při nízké rychlosti chůze vykazuje hrudník a pánev synchronní axiální rotace (kolem vertikální osy) ve stejném směru, tj. rotaci ve fázi (in-phase). Při zrychlování se tento vzor postupně mění směrem k rotacím v opačných směrech, tedy k rotaci mimo fázi (out-of-phase). Relativní fáze mezi těmito rotacemi segmentů se může lišit od plus do minus 180°. Hodnota plus nebo minus 180° odpovídá dokonalé mimofázové rotaci a hodnota 0° odpovídá dokonalé rotaci ve fázi. Pokud je načasování rotací hrudníku vyjádřeno vzhledem k pánvi hovoříme o relativní fázi hrudníku a pánve. V této situaci záporné hodnoty znamenají, že rotace hrudníku jsou opožděny vůči rotaci pánve, a kladné hodnoty ukazují, že rotace hrudníku předchází rotacím pánve. U zdravých jedinců je relativní fáze hrudníku a pánve kolem minus 20° při pomalé chůzi (1 km/h). Se zvětšující se rychlostí chůze roste i vzájemný rozsah rotace mezi hrudníkem a pánví. Při rychlosti chůze 2 km/h je rotace mezi segmenty přibližně 45 ° a při rychlosti 5,2 km/h se rotace změni na 125 ° (Bruijn et al., 2008).

Kinematika trupu

Ačkoli je chůze nejčastěji prováděnou motorickou činností člověka, kinematika páteře během chůze byla dlouho méně prozkoumána (Zhou et al., 2021).

Cromwell et al. (2001) uvedli, že během chůze je horní část těla udržována v pozici, kdy je trup ve flexi, krk v extenzi a hlava ve flexi. Zároveň trup a krk byly popsány jako nejméně stabilní oblasti.

Síly netlumené v pánvi putují do páteře. Pohyb trupu během chůze je opačný než pohyby pánve. Například během IC je trup pootočen posteriorně přibližně o 3°, zatímco pánev je pootočena anteriorně přibližně o 5°. Amplitudy úhlových změn segmentů trupu, které se odrážejí v pohybu ramenního pletence, jsou jen mírně zeslabeny ve srovnání s pohyby pánve (Leger, Nordin & Frankel, 2001).

V transversální rovině se bederní páteř rotuje v rozsahu přibližně 3° v každém směru a tyto síly jsou tlumeny rotátory páteře (Michaud, 2011). Dle Trewa a Everetta (1996) flexe a extenze kyčelního kloubu způsobí určitou rotaci v bederní páteři a aby hlava směřovala dopředu, hrudní a krční páteř rotují v opačném směru. Rozsah rotace v každém páteřním segmentu při chůzi se liší, což je znázorněno na Obrázku 4 (Earls, 2021). Část rotace je absorbována mezi L5/S1, ale zbývající rotační síla postupuje vzhůru bederními obratli do obratlů hrudních. Přenos rotace nahoru do hrudních obratlů umožňuje interakci kontralaterálních sil šikmých tkání. Hrudní obratle mají lepší rozsah pohybu v transversální rovině, proto umožňují větší rotaci (Earls, 2021).

Fazetové klouby bederních obratlů jsou uspořádány především v sagitální rovině, a proto mají dostatečný rozsah do flexe a extenze, dále umožňují vzpřímenou chůzi a poskytují schopnost vytvoření bederní lordózy. Kvůli pozici fazet v transversální rovině, je však omezena rotace (Earls, 2021).

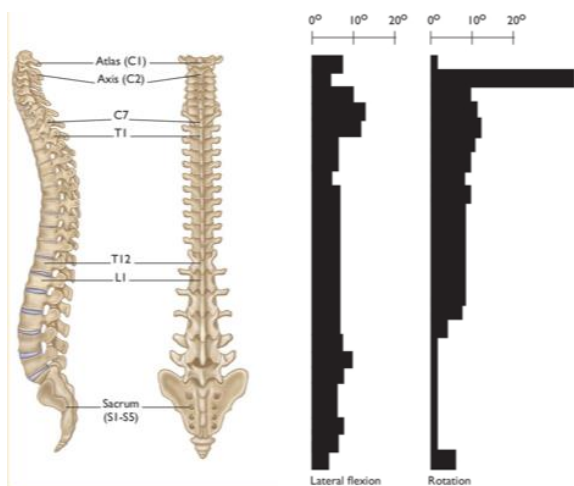
Ve frontální rovině klesá kontralaterální pánev přibližně o 4°, zatímco páteř provádí lateroflexi o rozsahu méně než 1° v každém směru. Lateroflexi páteře brání kontralaterální vnitřní/vnější šikmé svaly a m. quadratus lumborum. Díky 110 mm rameni páky k páteři je m. obliquus externus zvláště vhodný pro minimalizaci posunu pánve ve frontální rovině (Michaud, 2011).

Dle Earlse (2021) se však schopnost laterální flexe jednotlivých axiálních segmentů liší a je vyjádřena pomocí grafu opět na Obrázku 4. Možnost pohybu do laterální flexe je v hrudních obratlech až do cervikothorakálního přechodu relativně stálá. Je patrné, že u dolních bederních obratlů se pružnost do laterální flexe postupně zvyšuje až do L3/L4. Kaudální oblast bederní páteře mírní pohyb pánve ve frontální rovině, pomocí iliolumbálních vláken m. quadratus lumborum, korigující náklon pánve a iliolumbální vaz zamezuje další addukci kyčle (Earls, 2021).

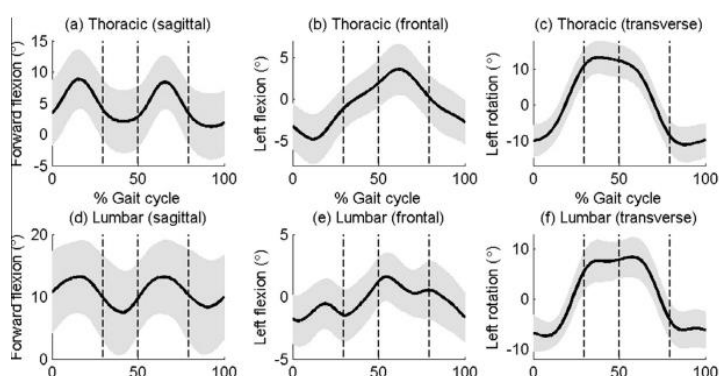
Zatímco dřívější výzkumy naznačovaly, že kontralaterální lateroflexe páteře po úderu patou způsobuje ipsilaterální rotaci páteře (tj. Fryettův zákon), nedávný výzkum potvrzuje, že propojení lateroflexe a rotace páteře je extrémně variabilní a neexistují žádná současná pravidla definující spojení lateroflexe a rotace páteře. Pohyby páteře v sagitální rovině také přispívají k tlumení nárazů, vznikající při chůzi (Michaud, 2011). Během chůze následují segmenty těla pohyb těžiště v důsledku reakce na mechaniku dolních končetin. Efektem tohoto pohybu těla vzniká sinusoidní křivka, lišící se svým průběhem v dané rovině. Vertikální pohyb je u všech segmentů shodný a vytváří dvojistou křivku o průměrné výchylce 2,5 - 4,5 cm v superiorním i inferiorním směru. Příčinou tohoto cyklu je mechanismus pravého a levého kroku. Vrchol dolní křivky se nachází vždy ve fázi dvojí opory, konkrétně ve fázi postupného zatížení a znovu pak v předšvihové fázi. Vrchol horní křivky se nachází v konečném stoji a ve středním švihu. Tyto parametry výrazně podléhají změnám v závislosti na rychlosti chůze (Perry, 1992).

Dle Perry (1992) je laterální vychýlení všech axiálních segmentů stejné s průměrnou výchylkou 4,5 cm, přičemž Whittle (2007) uvádí velmi podobnou hodnotu vychýlení 4,6 cm. Křivka znázorňující tento pohyb je opět sinusoidní. K pohybu axiálních segmentů dochází na straně oporné dolní končetiny. Maximální výchylky je dosaženo v konečném stoji a neutrální pozice se nastává asi v 50 % krokového cyklu. Kontralaterální maximum výchylky vzniká při středním švihu (Perry, 1992).

Preece & Bramah (2016) ve své studii vytvořili průměrné křivky znázorňující pohyby hrudní a bederní páteře ve všech třech tělesných rovinách, což lze vidět na Obrázku 5.



Obrázek 4. První graf znázorňuje pohyb axiálních segmentů v transversální rovině při chůzi. Lze pozorovat omezený rozsah bederních obrátů v transversální rovině. Druhý graf znázorňuje postupné narůstání schopnosti laterální flexe od L5/S1 až do L3/L4. Střední bederní segment zaznamenává sníženou schopnost laterální flexe a k dalšímu nárůstu dochází opět v oblasti thorakolumbálního přechodu (Earls, 2021)



Obrázek 5. Průměrné křivky s obálkami standardních odchylek znázorňují pohyb v každé ze tří tělesných rovin pro hrudník, bederní páteř vzhledem k laboratornímu souřadnicovému systému. Data jsou vynesena od pravého IC po následující IC

Kinematika pánve

Pánev se během každého kroku pohybuje asynchronně ve všech 3 směrech (Earls, 2021). V kinematické analýze se u pánve vyšetřuje rotace pánve v rovině transversální (pelvic rotation), náklon pánve v rovině sagitální (pelvic tilt), nebo úklon pánve v rovině frontální (pelvic obliquity) (Svoboda & Janura, 2010).

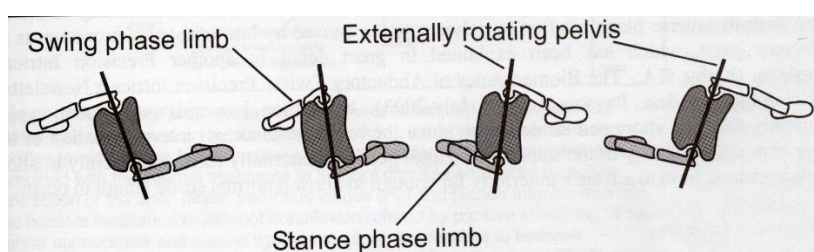
Všechny pohybové rozsahy jsou relativně malé. V sagitální rovině má pánev anatomicky přibližně 10° anteriorní sklon v důsledku toho, že *spina iliaca anterior superior* je postavena níž než *spina iliaca posterior superior*. Při chůzi dochází k přednímu a zadnímu náklonu pánve v malém rozsahu, a to

přibližně o 2–4°, což je běžným okem těžko pozorovatelné. K relativnímu překlopení pánve posteriorním směrem dochází časně u SS, když se trup napřimuje nad opěrnou končetinou, a znovu během počátečního švihů, když kontralaterální končetina vstupuje do své rané fáze SS. Naopak pánev dosáhne největší antevertze v konečném stoje a v konečném švihů (Perry, & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Dle Earlse (2021) je pohyblivost pánve v sagitální rovině nezbytná pro fungování břišních svalů. Anteriorní náklon pánve vytváří extenzi v zádech a tím se napíná anteriorní svalstvo, aby asistovalo flexi kyčle přes mechanické spojení pánve.

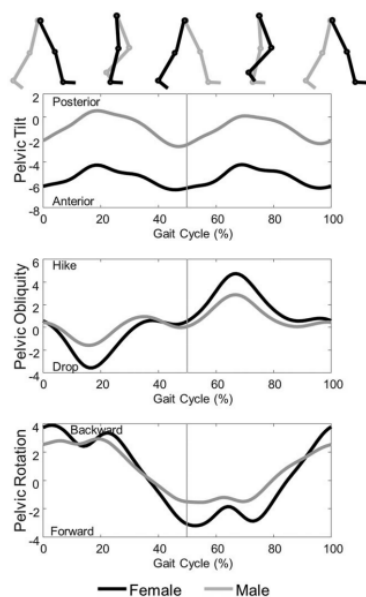
V rovině frontální lze na pánvi při chůzi popisovat elevaci a depresi iliakálních hřebenů ve vztahu k horizontální rovině. Díky úklonu pánve se zmenšuje pohyb trupu a snižuje se energetická náročnost chůze. Během fáze zatěžování poklesne odlehčená kontralaterální strana pánve ve frontální rovině v průměru o 4°, protože nároky na zatíženou končetinu převyšují sílu abduktorových svalů. Ve fázi mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy. Při předšvihů klesá ipsilaterální strana pánve opět o 4° v důsledku přípravy k odrazu (Neumannová, Janura, Dzirbíkova, Svoboda, Jakubec, 2015; Perry, & Burnfield, 2010).

V transversální rovině se pánev otáčí v celkovém rozsahu přibližně 10°. Při švihové fázi nohy dochází k flexi kyčle a díky tahu hamstringů za tuber ossis ischii nastává posteriorní náklon kosti kyčelní. Na kontralaterální noze dochází k extenzi kyčle a napínáním flexorů kyčle je kyčelní kost uvedena do anteriorního náklonu. Kontralaterální síly kontralaterálních flexorů a extenzorů jsou proto žádoucí pro uskutečnění řady činností ve zbytku těla, protože podporují rotaci pánve ve prospěch zapojení mnoha šikmo uspořádaných vláken v transversální rovině (Earls, 2021). Maximální anteriorní rotace o rozsahu až 5° nastává během terminálního švihů a IC. Maximální posteriorní rotace o rozsahu až 5° nastává během konečného stoje. Mezistoj a mezišvihů jsou přechodovými fázemi, kdy se pánev otáčí zpět do neutrálního postavení (Neumannová, Janura, Dzirbíkova, Svoboda, Jakubec, 2015; Leger, Nordin & Frankel, 2001).

K udržení rovnováhy během chůzového cyklu, dochází na stojné DK k addukci a na švihové DK k abdukci, což se nazývá laterální posun pánve. To umožňuje, aby se těžiště posunulo laterálně přes stojnou nohu. Pokud by DK byla dokonale rovná, je potřebný stupeň laterální deviace k udržení rovnováhy významný. Naštěstí většina lidí má mírný stupeň genu valgum, který snižuje stupeň laterálního posunu tím, že umožňuje přiblížení k základně chůze (Michaud, 2011).



Obrázek 6. Při normální chůzi se pánev rotuje zevně kolem stojné končetiny, aby se švihová končetina mohla pohybovat dopředu a aby byla umožněna normální délka kroku (Kirby, 2009)



Obrázek 7. Pohlavně specifické rozdíly v pohybu pánve při chůzi. Data jsou prezentována jako ipsilaterální IC chodidla (úder do paty) až po ipsilaterální IC chodidla. Svislá šedá čára označuje kontralaterální počáteční kontakt chodidla. Lze pozorovat rozdíly v postavení a pohybu pánve ve všech třech rovinách. Ženy chodí ve větším předním sklonu pánve a mají větší vychýlení pánve a mírně větší rotaci pánve oproti mužům (Lewis, Laudicina, Khuu, Loverro, 2017)

Kombinované pohyby pánve a páteře

Pánev, stehno a bederní páteř se běžně pohybují společně, jako koordinovaný systém, při kterém každá oblast přispívá k rozsahu pohybu. Například anteriorní naklopení (anterior tilt) pánve zvyšuje bederní lordózu, zatímco posteriorní naklopení (posterior tilt) lordózu snižuje. Když se složené pohyby všech tří oblastí provádějí v sagitální rovině, nazývá se tento pohyb jako lumbopelvicový rytmus. Normální lumbopelvicový rytmus pro flexi zahrnuje téměř současné pohyby bederní flexe (40°) a flexe kyčle (70°). Normální rytmus extenze probíhá ve třech fázích. První fáze je zahájena extenzí trupu, která začíná extenzí pánve a stehna při výrazné aktivaci extenzorů kyčle. Druhá fáze extenze trupu pokračuje extenzí bederní páteře a aktivací lumbálních extenzorů. V třetí fázi je dokončena extenze trupu, která probíhá s menší svalovou aktivitou, protože těžiště se posunuje posteriorně od kyčelních kloubů. V patologických stavech se tyto vzorce pohybů a rozsahy pohybů mohou měnit (Cheatham, & Kolber, 2016).

Architektura lumbopelvicového kyčelního komplexu umožňuje efektivní přenos hmotnosti dolů po páteři do křížové kosti, přes pánev a dolů do kyčelního kloubu a stehenní kosti (Cheatham, & Kolber, 2016).

Kostra trupu

Kostru trupu tvoří páteř, žebra a hrudní kost. Páteř je centrální nosná struktura trupu umožňující flexibilitu a tlumení nárazů, stejně jako ochranu míchy. Páteř byla modelována jako obrácené kyvadlo vyžadující posuvnou základnu pro udržení stability (Arauz et al., 2022).

Páteř je složitá struktura, která zajišťuje spojení mezi horními a dolními končetinami. V páteři je 33 obratlů, z nichž 24 je pohyblivých a přispívá k mobilitě trupu. Sedm krčních obratlů tvoří konvexní zakřivení k přední straně těla. Toto zakřivení se vyvíjí, když dítě začíná zvedat hlavu; drží hlavu a přebírá její zakřivení v reakci na polohu hlavy. 12 hrudních obratlů tvoří zakřivení, které je konvexní k zadní straně těla. Zakřivení v hrudní páteři je přítomno již při narození. Pět bederních obratlů tvoří zakřivení konvexní k přední straně, která se vyvíjí v reakci na zatížení a je ovlivněna postavením pánve a dolních končetin. Posledním zakřivením je sacrococcygeální, které je tvořeno pěti srostlými křížovými obratli a čtyřmi nebo pěti srostlými obratli kostrče. Přechodové segmenty, kde končí jedna křivka a další začíná je obvykle místem s velkou pohyblivostí, které je také nejvíc náchylné ke zranění. Jedná se o segmenty cervikothorakální, torakolumbální a lumbosakrální oblasti. Krční a bederní oblasti páteře jsou nejpohyblivější, naopak hrudní a pánevní jsou nejrigidnější (Hamill & Knutzen, 2009).

Dvě sousední těla odděluje meziobratlová ploténka, což je struktura spojující dohromady obratle a zároveň umožňuje pohyb mezi sousedními obratli. Úloha disku je nést a rozkládat zatížení v páteři a omezovat nadměrný pohyb v segmentu obratle (Hamill & Knutzen, 2009).

V celé páteři je možnost pohybu do flexe a extenze přibližně 110° až 140°. Rozsah pohybu v krční a bederní oblasti je větší než v hrudní oblasti. Flexe celé páteře probíhá primárně v bederních obratlích prvních 50° až 60° a poté je umožněna větší míra flexe páteře díky naklopení pánve anteriorně. K extenzi dochází zpětným pohybem, při kterém se nejprve pánev klopí posteriorně a v bederní páteři probíhá extenze (Hamill & Knutzen, 2009).

Rozsah pohybu do laterální flexe je asi 75° až 85°, pohyb se odehrává hlavně v krční a bederní oblasti páteře. Při laterální flexi dochází k mírnému pohybu obratle do stran, s kompresí disku na straně, ke které probíhá lateroflexe. Laterální flexe je často doprovázena rotací (Hamill & Knutzen, 2009).

Rotace obratlů probíhá v rozsahu 90°, je volná v krční oblasti páteře a v hrudní a bederní oblasti se vyskytuje v kombinaci s lateroflexí. Rotace bývá velmi často omezená v bederní oblasti (Hamill & Knutzen, 2009).

Pánev

Pánevní pletenec tvoří dvě pánevní kosti, nepárová křížová kost (*os sacrum*) a kostrč (*os coccygis*). Křížová kost artikuluje superiorně s obratlem L5 pomocí lumbosakrálního kloubu. Pánevní kosti artikulují posteriorně s křížovou kostí v křížokyčelním kloubu a obě kosti jsou spojeny v symfýze (Drake, Vogl, Mitchell, & Horn, 2020; Cheatham, & Kolber, 2016).

Pánevní pletenec, včetně kyčelního kloubu, hraje nedílnou roli při podpoře hmotnosti těla a zároveň nabízí mobilitu zvýšením rozsahu pohybu v dolní části těla. Poloha pánevního pletence a kyčelního kloubu významně přispívá k udržení rovnováhy a držení těla tím, že využívá kontinuální svalovou činnost k jemnému vyladování a zajišťování rovnováhy (Dylevský 2006). Pánevní pletenec se skládá z vazivového spojení tří kostí. Superiorně je uložena kyčelní kost (*os ilium*), posteroinferiorně je uložena sedací kost (*os ischium*) a anteroinferiorně je uložena stydká kost (*os pubis*). Jedná se o samostatné kosti spojené hyalinní chrupavkou při narození, ale ve věku 20 až 25 let jsou plně srostlé nebo osifikované (Hamill & Knutzen, 2009; Drake, Vogl, Mitchell, & Horn, 2020).

Oblast pánve je jednou z částí těla, kde jsou patrné rozdíly mezi pohlavími v běžné populaci. Ženy mají obecně pánevní pletenec lehčí, tenčí a širší než muži. Ženská pánev se vpředu rozšiřuje více laterálně. Ženská křížová kost je také širší v zadní části a vytváří tak širší pánevní dutinu než u mužů. Tento kosterní rozdíl má přímý vliv na svalovou funkci v kyčelním kloubu a kolem něj (Hamill, Knutzen & Derrick, 2001).

U žen je možné popisovat různé tvary pánví (Obrázek 8). Lze rozlišit 4 tvary pánví gynekoidní (*gynecoid*), antropoidní (*anthropoid*), androidní (*android*) nebo platypeloidní (*platypeloid*). Padesát procent žen má gynekoidní tvar pánve, klasický tvar ženské pánve, který má kulatý vstup, rovné boční stěny, průměrnou prominenci ischiálních trnů, dobře zaoblené sakroschiatické zářezy, dobře zakřivenou křížovou kost a prostorné substydké oblouky, s úhlem větším než 90°. Gynekoidní tvar je prostornější a tím ideální pro hladký porod. 30 % žen má androidní tvar s trojúhelníkovým vstupem, což je klasický mužský tvar pánve. 20 % žen má antropoidní tvar, který je oválný a způsobuje, že se hlavička plodu během porodu dostává do okcipitoposteriorní polohy, což je nežádoucí. Platypeloidní tvar se vyskytuje přibližně u 3 % žen a jedná se o zploštělý gynekoidní tvar. Klasická mužská pánev je díky své kostěné morfologii přirozeně stabilnější než ženská pánev (Cheatham, & Kolber, 2016).

Pánev je spojena s trupem v sakroiliakálním kloubu, silném synoviálním kloubu, obsahujícím vazivovou chrupavku a silnou vazivovou oporu. Kloub křížokyčelní (*articulatio sacroiliaca*) neboli sakroiliakální kloub (SI) je kloubem tuhým. Přenáší hmotnost těla na kyčle a je zatěžován z bederní oblasti a ze země. Absorbuje smykové síly při chůzi. Přestože jsou tři vazy zpevňující obě strany SI kloubu nejsilnějšími vazy v těle i tak umožňují minimální pohyby v kloubu. Velikost rozsahu pohybu v kloubu se značně liší mezi jednotlivci a pohlavími. Muži mají silnější a pevnější sakroiliakální vazy,

proto mají SI klouby méně mobilní. Ve skutečnosti mají tři z 10 mužů srostlé sakroiliakální klouby. U žen je SI kloub mobilnější, protože je zde větší laxita vazů podporujících kloub. Tato laxita se může zvýšit během menstruačního cyklu a kloub je extrémně laxní během těhotenství. Další důvod, proč je SI kloub stabilnější u mužů, souvisí s rozdílným umístěním těžiště. U žen je těžiště ve stejné rovině jako křížová kost, ale u mužů je těžiště více vpředu. U mužů ve stoji působí na křížovou kost gravitační síly tahem dolů, zadní vazy jsou napínány a křížové a kyčelní kosti jsou tlačeny k sobě. U mužů je tedy na sakroiliakální kloub kladena větší zátěž, což následně vytváří těsnější a stabilnější kloub (Hamill, Knutzen & Derrick, 2001).

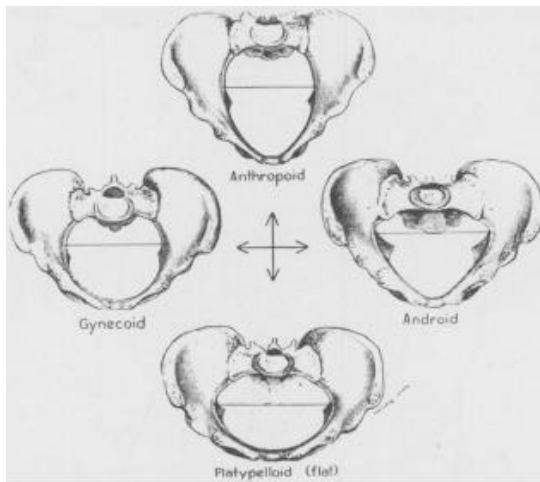
Když se pánev pohybuje v sagitální rovině, tento pohyb způsobí, že se také SI kloub pohne. Dva běžně používané termíny pro pohyb křížové kosti ve vztahu ke kyčelní kosti jsou nutace a kontranutace. Nutace nastává, když se sakrální výběžek pohybuje anteriorně a inferiorně, zatímco kostrč se pohybuje posteriorně. Tento pohyb souvisí s posteriorním naklápěním (*posterior tilt*) kyčelní kosti. Točivý moment způsobený nutací vytváří stabilizační sílu na SI kloub jako výsledek působení gravitace, pasivního napětí z natažených vazů a svalové aktivace. Kontranutace nastává, když se promontorium pohybuje posteriorně a superiorně, zatímco kostrč se pohybuje anteriorně. To souvisí s předním anteriorním naklápěním (*anterior tilt*) kyčelní kosti (Cheatham, & Kolber, 2016).

Pohyby v sakroiliakálním kloubu jsou však pouze minimální a prakticky je lze obtížně vyšetřit. U mladších jedinců jsou popisovány kývavé pohyby křížové kosti kolem osy procházející S2/S3 a to v rozsahu přibližně 5 mm. Tyto pohyby jsou vyvolány při zatížení a následném odlehčení páteře. Nejde ovšem o pouhé kývání křížové kosti kolem jedné osy, ale i o vzájemný posun kostí (Dylevský, 2006).

Kromě pohybu mezi křížovou kostí a kyčelní kostí dochází k pohybu pánevního pletence jako celku. Tyto pohyby, doprovázejí pohyby trupu a stehna a budou více popsány v samostatné kapitole viz. Kombinované pohyby pánve a páteře (Hamill & Knutzen, 2009; Cheatham & Kolber, 2016).

Pánev se také může naklonit do strany a přirozeně se při opoře o levou končetinu snaží pohybovat přes pravý boční náklon. Pokud dochází k elevaci pravé pánve, při pohybu v uzavřeném řetězci, tak na opěrné končetině dochází k addukci a na kontralaterální končetině dochází k abdukci kyčle a poklesu pánve (Hamill & Knutzen, 2009).

Posledním pohybem v pánevním pletenci je rotace doleva a doprava, ke které dochází při jednostranných pohybech dolní končetinou. Když při chůzi dochází ke švihů pravé končetiny vpřed, pánev se otáčí doleva (Hamill, Knutzen & Derrick, 2001).



Obrázek 8. Tvary ženských pánví (Caldwell & Moloy, 1938)

Variabilita lidského pohybu

K lepšímu pochopení pojmu variabilita zde uvádíme 3 různé definice variability. Definice variability se vyskytuje v behaviorálních, biologických a statistických formách. Behaviorální variabilita popisuje rozdíly v pozorovaném chování, když je entita umístěna přesně ve stejné situaci. Weberův slovník definuje variabilitu v biologickém smyslu jako schopnost, kterou disponují živé organismy, přizpůsobovat se na změny ve svém prostředí, což může vést ke konečné variaci struktury nebo funkce. Statistická variabilita se týká měření centrality kolem průměru a zahrnuje ukazatele jako je směrodatná odchylka, rozsah možných hodnot a rozptyl (Harbourne & Stergiou, 2009).

Obecně jsou biologické systémy, včetně člověka, složité, nelineární systémy s vlastní variabilitou. Nelineární systémy jsou složitější než lineární systémy, což vyžaduje použití soustav rovnic produkujících výsledky, které vykazují chaotické rysy (Harbourne & Stergiou, 2009). Chaotickou strukturou se v tomto kontextu nemyslí něco nahodilého, ale systém se složitým, avšak pravidelným uspořádáním.

Proti terapeutickému předpokladu, že stabilita je indikátorem zdraví, nelineární teorie zdůrazňuje jako zdravou nestabilní situaci. To znamená, že systém se nikdy nedostává do zcela stabilního stavu a neustálé fluktuace charakterizují zdravou variabilitu, která umožňuje adaptaci na změny prostředí. Komplexní dynamický systém je v mírné nerovnováze s prostředím a udržuje tuto nerovnováhu v průběhu času (Harbourne & Stergiou, 2009).

Vzhledem k tématu, bude tato práce zaměřena zejména na variabilitu pohybu, a to konkrétně při chůzi.

Historický kontext variability

V poslední době se role variability v řízení pohybu stala předmětem studia sama o sobě. Nikolai Bernstein, ruský biomechanik a fyziolog, byl první, kdo se touto problematikou začal zabývat. Popsal, několik stupňů volnosti těla, včetně kloubů, svalů a nervového systému, které při kombinaci s vnějšími silami během pohybu produkují nespočet vzorců, forem a strategií (Harbourne & Stergiou, 2009). Bernstein pro tento jev použil výraz „opakování bez opakování“, přičemž každé opakování aktu zahrnuje jedinečné, neopakující se nervové a motorické vzorce (Stergiou & Decker, 2011). Funkční systémy, které jsou stabilní a adaptabilní, využívají všechny své stupně volnosti efektivně k optimalizaci výkonu při daném úkolu (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012).

Variabilita v opakujících se lidských pohybech byla dříve interpretována v různých teoretických perspektivách. Významnou a zároveň nejstarší teorií je teorie generalizovaného motorického programu (Generalized motor program theory, GMPT) (Summers & Anson, 2009). Tato teorie považuje variace v daném pohybovém vzoru za výsledek chyby. Tato chyba ve schopnosti předvídat nezbytné

parametry pro použití základního motorického programu má za následek kolísání motorického výkonu. S praxí specifickou pro daný úkol je chyba postupně eliminována nebo minimalizována, čímž se optimalizuje přesnost a účinnost pohybového vzoru. Dnes již bylo prokázáno, že variabilita není zdrojem chyb, ale důkazy podporují nutnost optimálního stavu variability pro zdraví a funkční pohyb (Harbourne & Stergiou, 2009; Stergiou & Decker, 2011).

Další teorií je hypotéza „nekontrované rozmanitosti“ (Uncontrolled manifold hypothesis, UCM). Motorická variabilita zde byla prakticky spojena s motorickou redundancí. Motorická redundance umožňuje použití více strategií pro splnění jakéhokoli daného úkolu. To znamená, že k provedení pohybu je k dispozici více prvků, než je nutné k vyřešení úkolu. Přístup UCM byl aplikován při výzkumu několika motorických úkolů, jako je udržování klidného postoje, produkce síly prstů, bimanuální ukazování, postavení ze sedu a střelba z pistole. Při těchto úkolech byla snaha objevit koordinační strategie zdánlivě redundantních motorických systémů a odhalit funkční účely, které hraje variabilita v těchto motorických úlohách (Harbourne & Stergiou, 2009; Stergiou & Decker, 2011).

Třetí teoretický pohled, který je zde stručně představen, je Teorie dynamických systémů (Dynamical systems theory, DST), která navrhuje, že biologické systémy se samy organizují, podle environmentálních, biomechanických a morfologických omezení, aby našly nejstabilnější řešení pro provedení daného pohybu. Dle této teorie je zvýšená variabilita v pohybovém vzoru obecně znakem ztráty stability, zatímco snížená variabilita obecně indikuje vysoce stabilní chování (Stergiou & Decker, 2011).

DST se oproti předchozím teoriím více zaměřuje na behaviorální přechody a poskytuje nástroje k popisu takových jevů. Konkrétně DST naznačuje, že v určitých dynamických systémech a za určitých podmínek, kdy se variabilita zvýší a dosáhne konkrétního kritického bodu, se systém stává vysoce nestabilním a přechází na nový, stabilnější pohybový vzorec s menší variabilitou. Tento návrh je významným krokem vpřed, protože vysvětluje přechody mezi způsoby pohybového chování a naznačuje, že přetrvávající nedostatek pohybové variability může naznačovat rigidní, nepružné motorické chování s omezenou adaptabilitou na měnící se úkoly nebo požadavky prostředí. Nicméně zásadním omezením DST je, že nebere v úvahu pozorování, že některá chování, která se zdají být vysoce stabilní, se paradoxně provádějí různými způsoby. To je zvláště patrné při pozorování vystupování elitních sportovních hráčů nebo hudebníků. Nejen, že je jejich výkon konzistentnější než u méně schopných jedinců, ale také se zdá, že si vyvinuli nekonečné množství efektivních způsobů, jak výkon provést. V tomto smyslu se nabízí myšlenka, že variabilita klesá s osvojováním dovedností v jednom kontextu dle paradigma motorického učení a v jiném kontextu se zvyšuje s osvojováním dovedností v důsledku rozvoje pohybového chování (Stergiou & Decker, 2011).

Perspektivy GMPT, UCM a DST jsou podobné v tom, že všechny uznávají, že snížená variabilita vyplývá z efektivního provádění daného pohybového vzoru.

Stergiou et al. (2006) navrhli model principu optimality ve variabilitě pohybu, ve kterém má variabilita pohybu deterministickou funkci odrážející adaptabilitu systému na podněty prostředí. Variabilita cyklických pohybů může být klasifikována jako více periodická a stereotypní nebo méně předvídatelná a náhodná. Ve fyziologické situaci by měl existovat optimální stav variability pohybu, který je charakterizován poměrně složitým a chaotickým vzorem umístěným někde mezi čistě periodickým a náhodným pohybovým vzorem. Experimentální údaje naznačují, že subjekty s neuromuskulárními patologiemi nebo zraněními vykazují variabilitu pohybu buď s předvídatelnějšími (jako robot) nebo náhodnými strukturami. Entropie je nelineární dynamický nástroj pro kvantifikaci složitosti signálu. Pokud signál obsahuje mnoho opakujících se vzorů, má relativně malou entropii, zatímco méně předvídatelný (tj. složitější) signál má vyšší hodnotu entropie. Entropie bývá využívána k pochopení chování různých biologických systémů a signálů (Alkjær, Raffalt, Petersen, & Simonsen, 2012).

Variabilita chůze

Cyklické nebo opakované pohyby, jakým je chůze, se liší a nikdy si nejsou navzájem věrnými kopiemi. Lidský cyklus chůze „kolísá“ i během chůze s konstantní rychlostí. Dříve se předpokládalo, že se jedná o systémový šum, ve skutečnosti se jedná o fyziologicky nelineární dynamické rysy lidské chůze (Ahmadi, Wu, Sepehri, Kantikar, Nankar & Szturm, 2017). Toto „kolísání“ neboli variabilita chůze, je definovaná jako kolísání časoprostorových charakteristik chůze od jednoho kroku k dalšímu a je měřítkem motorické kontroly chůze. Za normálních podmínek v rámci testovací relace jsou hodnoty těchto výkyvů relativně malé odrážející pozoruhodnou konzistenci a stabilitu v rámci pohybového systému (Almarwani, VanSwearingen, Perera, Sparto, & Brach, 2016).

Pro hodnocení míry variability chůze mohou být vybrány rozličné parametry jako jsou doba trvání kroku, délka a šířka kroku, rychlost kroku nebo fáze oporná a švihová. Lze také posuzovat variabilitu kinematických parametrů při chůzi (Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013). Variabilitu lze hodnotit samostatně pro pravou a levou dolní končetinu, což umožňuje posouzení asymetrie variability chůze.

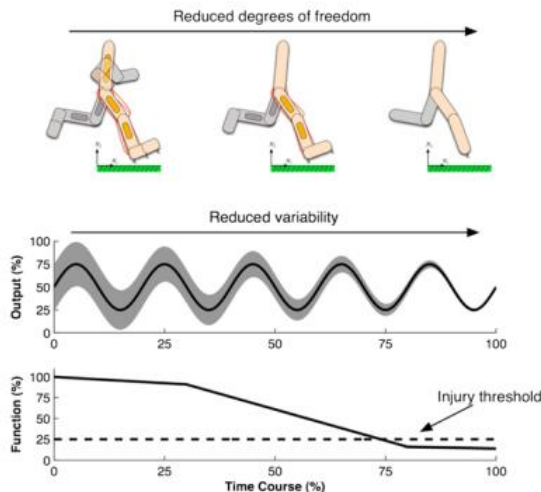
Několik studií naznačuje, že variabilita může mít deterministický původ. Ačkoli se zdá, že variabilita mezi kroky během chůze se mění náhodně, bez korelace mezi současnými a budoucími kroky, zdravý pohybový systém dospělých řídí ve skutečnosti „motorická paměť“. Matematické nástroje, jako jsou entropické nebo fraktální míry nebo nástroje vyvinuté pro studium deterministického chaosu, umožnily vyhodnocení této časové struktury variability. Na základě tohoto přístupu je důležité, jak se lidský pohyb vyvíjí v průběhu času. Proto není kladen důraz na úroveň

výkonu reprezentovanou průměrem, ale spíše na průzkumný charakter pohybu, který zvyšuje praxí a kvalitu výkonu (Dingwell & Kang, 2007; Harbourne & Stergiou, 2009; Miller, Stergiou, & Kurz, 2006).

Variabilita je spojena se všemi lokomočními projevy člověka. Pokud je tedy variabilita ve fyziologickém rozsahu, může být považována za přirozenou a zdravou vlastnost v řízení lidského pohybu a jejím kvantifikováním získáme představu o behaviorálním stavu řídicího systému lokomoce (Alkjær, Raffalt, Petersen, & Simonsen, 2012). V nedávném systematickém přehledu Baida et al. (2021) zjistili, že odchylky od normálních rozsahů variability (jak zvýšená, tak snížená variabilita) mohou být spojeny se zraněním souvisejícím s nadměrným používáním některých součástí dolních končetin.

Snížená variabilita při chůzi i jiných lokomočních projevech, způsobuje opakované stresové poškození v mechanickém smyslu. Předpokládá se, že hraje funkční roli ve zdraví tkání tím, že mění velikost, umístění a/nebo směr zátěže kladené na tělo, aby se minimalizovalo riziko zranění, způsobené opakovaným zatěžováním. Příčinou tohoto problému však není mechanický problém, ale podstatou je problém informační. Nedostatek variability pohybu vede k abnormálnímu mapování senzorké kůry, což následně narušuje motorické funkce. Tyto nervové mapy (jak senzorké, tak motorické) jsou složitější, když je variabilita pohybu snížena. Pohyby s optimálním množstvím variability se vyhýbají tomuto abnormálnímu mapování a v podstatě přispívají k neuroplasticitě potřebné pro udržení nebo dosažení funkční dovednosti. Variabilita pohybů použitých pro provedení úkolu poskytuje informace pro nervový systém, které jsou poté využity jako prevence zranění (Baida et al., 2022; Harbourne & Stergiou, 2009). Přijetí nových strategií v souladu se změnami prostředí během chůze by tedy mohlo být chytrou odpovědí neuromuskulárního systému buď k udržení stability, nebo ke snížení rizika zranění z nadměrného používání (Sarvestan et al., 2021).

Lipsitz et al. (2002) definovali hypotézu „ztráty komplexnosti“ (Loss of complexity hypothesis), kterou lze aplikovat na neurologická onemocnění nebo ortopedická poranění. Navrhovaný vztah mezi ztrátou variability a ztrátou komplexnosti má co do činění se snížením mnoha vzájemně se ovlivňujících stupňů volnosti, které jsou základem vztahů koordinačních vzorů v systémech. Postupem času může být snížení efektivních stupňů volnosti, interagujících složek a synergií zapojených do řízení biologického systému spojeno se ztrátou variability. Když tato snížení stupňů volnosti a variability dosáhnou kritického prahu, objeví se zranění nebo onemocnění (Obrázek 9). Dá se předpokládat, že absolutní koordinace s nízkou variabilitou způsobuje rozložení sil na malé oblasti, což může mít za následek zranění z nadměrného používání. Naproti tomu variace přítomné během relativní koordinace umožňují rozložení kloubních nebo tkáňových sil, čímž se minimalizují změny způsobené nadměrným poškozením (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012).



Obrázek 9. Vztah mezi absolutní a relativní koordinací a koordinační variabilitou a souvislost se zraněními a patologií (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012)

Hodnocení variability chůze dle lineárního přístupu

K hodnocení variability chůze mohou být využity dva přístupy, a to sice lineární a nelineární. Pro účely této práce, bude dostačující jednodušší lineární přístup, který zde bude popsán.

Variabilita se kvantifikuje výpočtem směrodatné odchylky (SD – standard deviation) nebo variačního koeficientu (CV – coefficient of variation). SD se určí jako kvadratický průměr odchylek hodnot znaku od jejich aritmetického průměru, variační koeficient je definován jako podíl směrodatné odchylky a absolutní hodnoty ze střední hodnoty. Předností variačního koeficientu je jeho bezrozměrnost, což umožňuje jednodušší porovnání mezi rozličnými studii (Lord et al., 2011).

Základní metrikou, která se používá pro popis variability chůze je směrodatná odchylka (SD).

Výpočet se provádí následovně:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2},$$

kde N je počet vzorků, x_i naměřená hodnota v i-tém vzorku a \bar{x} je aritmetický průměr (Svoboda, 2020).

Dle Svobody (2020), se jedná o ukazatel absolutní variability, která je však závislá na velikosti hodnot jednotlivých vzorků. To lze vyloučit takovým způsobem, že SD převedeme na ukazatel relativní

variability – variační koeficient (CV – coefficient of variation), který zjistíme takto:

$$CV = \frac{SD}{\text{průměr}} * 100\%.$$

Přístupy ke stanovení koordinační variability

Při popisu pohybu se používá koordinační variabilita. Pro lepší vzhled do této problematiky je potřeba nejprve ozřejmit pojem *coupling*, což lze přeložit jako „vazba“ neboli „spojovací článek“, popřípadě jako proces řetězení pohybů (Seay, Van Emmerik, & Hamill, 2011). Vazba v tomto kontextu označuje interakci mezi segmenty nebo klouby a znamená, že pohyb jednoho segmentu (nebo kloubu) může ovlivnit pohyb dalšího segmentu. Například na dolní končetině musí být pohyb everze subtalárního kloubu doprovázen vnitřní rotací talu, vnitřní rotací tibie a vnitřní rotací femuru. Pohyby těchto segmentů jsou spřažené a odchylky od těchto pohybů jsou označovány jako „asynchronní“ a předpokládá se, že mají důsledky pro zranění (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012).

Mezi tři primární metody hodnotící koordinaci a koordinační variabilitu vazebného chování patří diskrétní relativní fáze (Discrete relative phase – DRP), dále pak kódování vektorů (Vector coding) a kontinuální relativní fáze (Continuous relative phase – CRP) (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012).

Diskrétní relativní fáze (DRP) ilustruje načasování klíčových událostí ve specifické vazbě. Jednotlivý relativní fázový úhel je určen ve specifických okamžicích chůzového cyklu pomocí profilů časových řad dvou kloubových nebo segmentových úhlů nebo dvou dalších souvisejících fyziologických parametrů (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012). Výpočet je proveden následovně:

$$\phi_{DRP} = \frac{(\phi_{1(i)} - \phi_{2(i)})}{(\phi_{1(i)} - \phi_{1(i+1)})},$$

kde ϕ_1 je moment, kdy nastává specifická událost v kloubu 1 a ϕ_2 je moment, kdy nastává specifická událost v kloubu 2, i a i+1 reprezentují i-tý a i+1-tý chůzový cyklus. U chůze tedy rozdíl mezi $\phi_1(i)$ a $\phi_1(i+1)$ znázorňuje trvání jednoho cyklu. U acyklických pohybů může být trvání cyklu zaměněno trváním dané pohybové úlohy nebo její specifické fáze (Svoboda, 2020).

Přístup kódování vektorů je modifikací metody navržené Sparrowem et al. (1987). V tomto přístupu je míra koordinační variability hodnocena pomocí úhlových charakteristik. Z grafu vyjadřující závislost mezi úhlovými charakteristikami dvou segmentů je odvozen tzv. fázový úhel Θ_{VC} , který popisuje vztah mezi pohybem dvou segmentů a může být hodnocen v každé chvíli chůzového cyklu. Výsledné úhly se pohybují od 0° do 360°, kde hodnoty 0°, 90°, 180° a 270° indikují pohyb jednoho z kloubů nebo segmentů. V situaci, kdy je distálnější segment fixován a proximální segment nebo kloub se otáčí, je koordinační úhel 0° nebo 180°, zatímco koordinační úhel 90° a 270° indikují opačné akce. Dva segmenty nebo kloub se budou pohybovat stejným směrem, pokud budou hodnoty koordinačního úhlu 45° a 225°, zatímco při hodnotách 135° a 315° se budou pohybovat opačnými směry. Úhly v

analýze jsou odvozeny z postupů standardní 3D kinematiky a jsou časově omezeny na 100 % cyklu. Tento výpočet se provádí během mnoha cyklů (tj. kroků chůze) pro každý subjekt v každé fázi (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012). Výpočet se provádí podle následujícího vzorce:

$$\theta_{VC} = \arctan \frac{\theta_2(i+1) - \theta_2(i)}{\theta_1(i+1) - \theta_1(i)},$$

kde θ_1 a θ_2 představují úhly daných segmentů a i je časový okamžik (Svoboda, 2020).

Kontinuální relativní fáze (CRP) je dalším měřítkem koordinace, ze které je možné vyvinout profil koordinační variability. Využívá se při ní časoprostorové měření založené na fázových rovinách generovaných z úhlové polohy a úhlové rychlosti segmentů. CRP pro jeden krok nebo cyklus se získává výpočtem čtyřkvadrantového fázového úhlu arkustangens z parametrického fázového grafu (poloha vs. rychlost) segmentů nebo kloubů, které jsou předmětem zájmu. Pro každý z úhlů časové řady jednoho segmentu nebo kloubu se vynese normalizovaný úhel proti normalizované rychlosti (Hamill, Palmer, & Emmerik, 2012). Dle Svobody (2020) je kontinuální relativní fáze určena jako rozdíl mezi normalizovanými fázovými úhly popisující pohyb dvou segmentů během stejné fáze nebo celého chůzového cyklu takto:

$$\phi_{CRP} = \phi_1 - \phi_2.$$

Číslo 1 běžně odpovídá proximálnímu segmentu a číslo 2 distálnímu segmentu. U každé dvojice je hodnota distálního segmentu odečtena od hodnoty segmentu proximálního. Hodnota 0° znázorňuje, že pohyb v příslušných kloubech je souhlasný (in-phase), hodnota 180° představuje protichůdný pohyb (anti-phase) v kloubech. Hodnoty blíží se 90° značí větší nezávislost pohybu segmentů (Svoboda, 2020).

Neexistuje žádná správná technika pro hodnocení variability koordinace, protože výběr techniky, by měl být založen na otázce položené ve studii.

Menstruační cyklus

Menstruační cyklus (MC) je fyziologický proces, při kterém kolísání pohlavních hormonů mění děložní výstelku a řídí produkci ovariálních vajíček, takže může dojít k reprodukci. Hormonální kolísání MC je regulováno hypotalamus–hypofýza–gonadální (HPG) osou (Le, Thomas, & Gurvich, 2020).

Termín menstruační cyklus (MC) se v širším smyslu užívá pro pravidelně se opakující změny celého organismu, v užším pojetí je používán pouze pro cyklické změny endometria (Rob, Martan, & Ventruba, 2019; Skřenková, 2019). U žen je popisován ovulační, endometriální, cervikální a poševní cyklus, z nichž nejznámější je ovulační a endometriální (Rokyta, 2015).

MC představuje u žen důležitý biologický rytmus, který je charakterizován pravidelnou ovulací během reprodukčního věku ženy. Při MC se cyklicky opakuje krvácení (menstruace) v intervalu obvykle 21 až 35 dnů (Castanier et al., 2021).

Fyziologický MC se označuje jako *eumenorea*. Název menstruační krvácení je vyhrazen pouze pro ovulační cyklus, pokud se jedná o anovulační cyklus, krvácení se nazývá pseudomenstruace. I pseudomenstruace může přicházet v pravidelných intervalech a bývá zjištěna až v případě vyšetřování ženy, která se neúspěšně snaží otěhotnět (Rob, Martan, & Ventruba, 2019; Skřenková, 2019).

První menstruace, *menarche* obvykle nastává kolem 13 let věku a jedná se o klíčový vývojový ukazatel přechodu dívky z dětství do dospělosti. *Menarche* je popisována jako znak fyzického, nutričního a reprodukčního zdraví každé vyvíjející se mladé dívky (Ajong, Tankala, Yakum, Azenoi, & Kenfack, 2020). Po *menarche* převládají anovulační cykly, jejichž důsledkem je estrogenní aktivita neoponovaná gestagenem, které mohou vyústit až v dysfunkční krvácení s následnou anémií (Skřenková, 2019).

MC se opakuje přibližně 500krát v rámci reprodukčního života zdravé ženy. MC pokračuje až do perimenopauzy, která obvykle začíná kolem 45 let, pokud není přerušena těhotenstvím, užíváním hormonální antikoncepce nebo menstruační nebo ovulační dysfunkcí (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021; Turel, He., 2021).

V průběhu MC jsou ženy vystaveny konstantnímu a rychle se měnícímu profilu endogenních pohlavních hormonů (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020). MC je řízen hormonálním systémem hypothalamus-hypofýza-ovarium (HPO). Regulace MC je komplexní a víceúrovňová záležitost (Driák, 2020). Hlavními hormony, které dominují v MC, jsou hypofyzární gonadoliberiny (Gonadotropin releasing hormon, GnRH), folikulostimulační hormon (FSH), luteinizační hormon (LH), estrogeny a progesteron. GnRH jsou uvolňovány z hypothalamu a stimulují produkci FSH a LH, které jsou uvolňovány z předního laloku hypofýzy. LH a FSH pak nabuzují uvolnění estrogenů a progesteronu na úrovni ovaria (Berne, Koepfen, & Stanton, 2010; Roeder & Leira, 2021).

FSH stimuluje růst folikulů a podněcuje buňky granulózy k produkci estrogenů. Jejich prekurzorem jsou androgeny vznikající v tekálních buňkách folikulu. LH stimuluje tekální buňky k produkci androgenů a po ovulaci zprostředkovává přeměnu prasklého folikulu na žluté tělísko (corpus luteum), které produkuje progesteron a estrogény (Rob, Martan, & Ventruba, 2019).

Průběh MC vykazuje výraznou variabilitu. Liší se délkou a množstvím krvácení podle věku ženy, hmotnosti, stravy, množství fyzické aktivity, úrovně stresu a genetiky. Odhaduje se však, že nepravidelné nebo dlouhé MC odrážejí funkční poruchu neuroendokrinní osy hypotalamus-hypofýza-ovarium a postihují téměř 20 % žen v reprodukčním věku. Dysfunkce MC je spojována s mnoha endokrinními chorobami, včetně inzulínové rezistence nebo hypotyreózy (Najmabadi et al., 2020; Wang et al., 2021).

Dle Roedera a Leira (2021) může kolísání ovariálních hormonů, teploty a dalších proměnných souvisejících s ženským MC, ovlivňovat několik neurologických poruch jako jsou migrény, záchvaty, roztroušenou sklerózu, mrtvici a Parkinsonovu chorobu.

Děložní cyklus

Děloha obsahuje ve svých jednotlivých částech receptory pro estrogény a progesteron. V závislosti na ovulačním cyklu probíhají určité změny na endometriu, myometriu a cervixu (Rob, Martan, & Ventruba, 2019).

Endometriální cyklus

Pojem endometriální neboli menstruační cyklus, je užíván pro cyklické změny endometria. Na děložní sliznici (endometriu) probíhají morfologické změny vyvolané ovariálními hormony. Na povrchu endometria je jednovrstevný cylindrický epitel a v epitelu jsou rozptýleny žlázy (Driák, 2020). Endometrium se skládá ze dvou částí *pars functionalis* a *pars basalis*. Sledu změn v průběhu MC se účastní *pars functionalis* a během menstruace dochází k jeho odloučení. *Pars basalis* se naproti tomu během cyklu nemění a každý měsíc se z ní formuje nové *pars functionalis* (Driák, 2020; Skřenková, 2019)

Pohlavní ústrojí se během MC připravuje na implantaci embrya. Pokud k implantaci nedojde, nastane menstruace (Driák, 2020). Dle Pilky (2017) lze děložní endometriální cyklus rozdělit do 3 fází, a to sice jako proliferační (folikulární), sekreční (luteální) a menstruační. Driák (2020) rozlišuje 4 následující fáze proliferační, sekreční, ischemická a menstruační. V praxi se první den menstruace nazývá prvním dnem cyklu.

Proliferační fáze

Proliferační fáze nastává 5. – 14. den MC, do 14. dne cyklu děložní sliznice roste. Pod vlivem hormonů žlutého tělíska se proliferovaná sliznice transformuje a připravuje k zahnízdění, nidaci (Merkunová, & Orel, 2008; Skřenková, 2019).

Proliferační fáze odpovídá folikulární fázi na ovariu a probíhá od konce menstruace do začátku ovulace. Po proběhlé menstruaci zůstává z endometria v děložní dutině *pars basalis*, která obsahuje cévy a nervy. Povrchový epitel zůstává nízký, žlázky jsou krátké a úzké, stromální vrstva je kompaktní. (Driák, 2020). Vyšší hladiny estrogenů způsobí proliferaci *pars functionalis* z kmenových buněk *pars basalis*, buňky endometria se zmnoží, sliznice proliferuje, zvyšuje se, dorůstají žlázky, cévy, stroma a povrchový epitel (Roztočil, 2011). Na začátku této fáze má endometrium výšku asi 1–2 mm. Svě největší výšky asi 12 mm dosahuje v době vrcholu LH a dále již neroste (Pilka, 2017).

Sekreční fáze

Sekreční fáze začíná při ovulaci a probíhá až do menstruační fáze příštího cyklu. Shoduje se s luteální fází na ovariu (Pilka, 2017). Nedojde-li k ovulaci, netvoří se žluté tělísko, chybí produkce progesteronu a proliferovaná sliznice se netransformuje. V tomto případě by se jednalo o asekreční, anovulační cyklus (Skřenková, 2019).

Během sekreční fáze dochází pod vlivem progesteronu k zástavě glandulární proliferace, ale inhibiční efekt progesteronu nepůsobí na arteriolární složku ani na buňky v bazálních oblastech žlázek. Tím je zprostředkován kontinuální růst arteriolárního systému. Proliferované endometrium podstupuje sekreční přeměnu. V bazální části žlázek dochází k syntéze a hromadění glykogenu. 6.–7. den luteální fáze je glykogen vypuzován do žlázkového prostoru, ale žlázky, které se již nevejdou se spiralizují. Zvýšením vaskularizace dojde k transsudaci plazmy z krve a zvětšuje se množství sekretu, který rozšiřuje dna žlázek. K maximální sekreční přeměně endometria dochází 21. den MC, kdy nastává ideální stav k přijetí oplodněného vajíčka a jeho nidaci (Driák, 2020; Rob, Martan, & Citterbart, 2008).

Pokud do 23. dne MC nedojde k implantaci, žluté tělísko již není udržováno placentárním hCG (lidský choriogonadotropin) a nastává dramatický pokles koncentrace estradiolu a progesteronu. Dochází k přechodné ischemii endometria v důsledku spazmu spirálních arteriol a sekrečně transformované endometrium podléhá ischemické nekróze. Driák (2020) nazývá tuto část MC jako ischemickou fázi. Tento proces vede k uvolnění proteolytických enzymů, které dále urychlují tkáňovou destrukci (Merkunová, & Orel, 2008; Pilka, 2017).

V endometriu se nacházejí prostaglandiny, které jednak přispívají k arteriolárnímu vazospasmu a zároveň indukují kontrakce myometria, podstatné pro vypuzení destruované sliznice. Probíhající ischemie v kombinaci s kontrakcemi myometria, mohou být pociťovány jako časně menstruační křeče.

Po 28. dni MC vlivem intenzivní vazokonstrikce a následné ischemie dojde ke kompletnímu odloučení *pars functionalis* (Pilka, 2017).

Menstruační fáze

Normální menstruace je definována jako fyziologické cyklické odloučení endometria s krvácením (Pilka, 2017). Menstruační fáze nastane, pokud nedojde k oplodnění vajíčka. Mezi 28 dnem MC a 5. dnem dalšího cyklu je nekrotická *pars functionalis endometrii* odlučována v důsledku obnoveného prokrvení uterinních arteriol. Následně je i s krví odváděna cervikálním kanálem z děložní dutiny, což se projevuje jako menstruační krvácení (Driák, 2020; Rob, Martan, & Citterbart, 2008).

Během luteální fáze MC, kdy dochází k poklesu estrogenů a progesteronu, je možné pozorovat rozsáhlou degeneraci bazální membrány pod decidualizovanými buňkami endometriálního stromatu a pod endotelem krevních cév, což pravděpodobně výsledek výrazné degradace extracelulární matrix (Pilka, 2017).

V menstruační fázi lze vymezit dvě podfáze, a to sice fázi deskvamace a fázi regenerace. Fáze deskvamační nastává 28.-2. den, kdy je celá děložní dutina opět rannou plochou následkem odchodu rozpadlého endometria. Zůstává bazální vrstva, z níž se ve fázi regenerační pod vlivem estrogenů obnovuje děložní sliznice do 5. dne cyklu (Driák, 2020; Skřenková, 2019).

Mechanismus, jakým je extracelulární matrix (ECM) v endometriu degradována je z větší části neznámý, ale potvrzuje se jistá spojitost mezi menstruací a expresí proteolytických enzymů v endometriu. Z tohoto pohledu by menstruace nemusela být pouze pasivním (důsledek ischemie), ale současně aktivním dějem (degradace ECM aktivovanými proteolytickými enzymy) (Pilka, 2017).

Dodnes není zcela jasný funkční význam menstruace. Může se jednat o obranný mechanismus proti patogenům transportovaným spermii; cyklickou eliminaci dietárních fytoestrogenů interferujících s hormonálními receptory; nevyhnutelný následek přípravy endometria na implantaci nebo o způsob eliminace defektních embryí v rané fázi těhotenství (Pilka, 2017).

Samotná menstruace trvá 4 ± 2 dny. Menstruační krev obsahuje převážně arteriální krev, pouze 25 % venózní krve, zbytky stromatu a žlázek endometria, leukocyty, erytrocyty, příměs cervikálního hlenu a zbytky histologicky změněné sliznice. Celková krevní ztráta by neměla převýšit 1 ml krve na 1 kg hmotnosti ženy a menstruační krev by se neměla srážet, vzhledem k přítomnosti fibrinolyzinu (Rob, Martan, & Ventruba, 2008; Shibly, Hossain, M. A., Hossain, M. F., Nur, & Hossain, M. B., 2021).

Mnoho žen trpí v menstruační fázi menstruačními bolestmi, tato situace se nazývá *dysmenorea*. Dysmenorea jsou silné křeče v dolní části břicha první a druhý den menstruace. Za příčinu dysmenorey je považována zvýšená produkce hormonu prostaglandinu (Kishali, Imamoglu, Katkat, Atant, & Akyol, 2006).

Myometrální cyklus

Hormony ovlivňují myometrium ve smyslu kontraktility. Větší kontraktilita je v první polovině cyklu. V proliferační fázi se zvyšuje děložní motilita, maxima dosahuje při ovulaci, poté klesá a v sekreční fázi zaniká. Děložní stahy se během menstruace podílejí na odlučování sliznice, vylučování obsahu děložní dutiny a také při zástavě krvácení (Rob, Martan, & Ventruba, 2019).

Cervikální cyklus

I v děložním hrdle (cervix uteri) probíhají určité cyklické změny. Tyto změny jsou součástí přípravy k početí (koncepti). V průběhu cyklu se cervikální hlen působením hormonů proměňuje. V proliferační fázi zejména před ovulací je řídký, hojný, tažný, průhledný. Jeho pH je alkalické, což usnadňuje pohyb a prostupu spermií. V sekreční fázi hlen naopak houstne, je vazký a neprůhledný. Cervikální kanál mění také svoji prostupnost. V první polovině cyklu je širší, jeho okrouhlá zevní branka s čirým hlenem zeje a ve druhé polovině cyklu je užší, zevní branka je štěrbinovitá (Rob, Martan, & Citterbart, 2008; Skřenková, 2019).

Ovulační cyklus

Ačkoliv je menstruace nejnápadnějším projevem endometriálního cyklu, je tento cyklus pouze epifenomenem ovulačního neboli ovariálního cyklu (Čepický; 2021). Primárním stimulatorem ovulačního cyklu (OC) je vaječník (*ovarium*) se selekcí a růstem dominantního folikulu (Driák, 2020). Růst folikulů podmiňuje vliv hypofyzárních gonadotropinů. Rostoucí folikuly produkují ženské pohlavní hormony, estrogeny. Hlavním ovariálním estrogenem je 17β -estradiol, jehož produkce je spojena s negativní zpětnou vazbou gonadotropinů (Čepický; 2021).

OC je rozdělen na dvě odlišné hlavní fáze, a to sice na folikulární a na luteální, které jsou založeny na výskytu menstruace, dozrávání folikulů, ovulaci a tvorbě žlutého tělíska. Tyto dvě fáze jsou definovány ovariální funkcí a jsou odlišeny různou koncentrací estrogenu a progesteronu. Klasifikace OC pouze pomocí těchto dvou fází však dostatečně nerozlišuje mnohočetná hormonální prostředí, která se v nich vyskytují. Proto se ve výzkumu OC typicky vyjadřuje pomocí dílčích fází, jako je např. časně folikulární, pozdní folikulární, ovulační, časně luteální, střední luteální a pozdní luteální. Subfáze OC a kolísání ženských pohlavních hormonů, jako jsou estrogen, progesteron, FSH a LH, jsou uvedené na Obrázku 10 (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021).

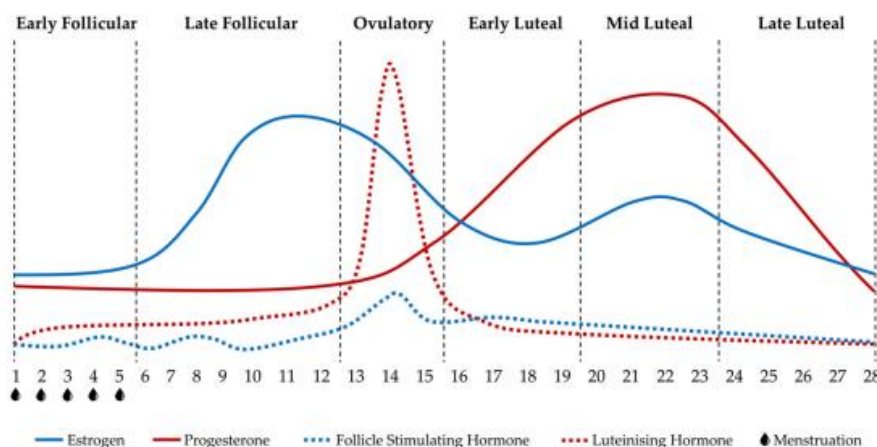
Folikulární fáze začíná prvním dnem menstruace (1.–5. den) a je charakterizovaná nízkými a stabilními koncentracemi estrogenu i progesteronu (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020). Folikulární fáze pokračuje, dokud nenastane ovulace. Během pozdní folikulární fáze dochází ke zvýšení estrogenu, protože ovariální folikuly dozrávají. Když estrogen stoupá do kritického bodu, dochází ke zvýšené

sekreci hormonu uvolňujícího gonadotropin, což způsobuje rychlé zvýšení LH. Prudký nárůst LH v pozdní folikulární fázi spouští ovulaci, při které praskne zralý Graafův folikul a uvolní se zralé, fertilizovatelné vejce z vaječníku do dělohy (Castanier et al., 2021; Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021). Při ovulaci nastává vzestup bazální tělesné teploty asi o 0,5° (Merkunová, & Orel, 2008).

Po ovulačním období nastává časná luteální fáze, která je charakterizována klesajícími hladinami estrogenu a postupným vzestupem progesteronu. Během této fáze z prasklého folikulu vzniká *corpus hemorrhagicum*. Pokud nedojde k oplození, *corpus hemorrhagicum* se přemění na *corpus luteum*, tzv. žluté tělísko (Rokyta, 2015). Žluté tělísko je přechodný endokrinní orgán, který dozrává přibližně 5 dní po ovulaci a jeho životnost je 12–15 dnů. Prochází fází vaskularizace, proliferace, sekrece a regrese. Vylučuje progesteron a malé množství estrogenu. Při oplodnění vznikne *corpus luteum graviditatis* (Driák, 2020; Skřenková, 2019).

Střední luteální fáze zaznamenává vrchol progesteronu a druhý, menší vrchol estrogenu, k přípravě endometria na uhníždění (nidaci) oplodněného vajíčka. Dochází k zbytnění děložní sliznice a zvětšují se děložní žlázy. Luteální fáze může skončit těhotenstvím, pokud je implantováno oplodněné vajíčko. Pokud vajíčko zůstane neoplozené, žluté tělísko degeneruje a mění se na vazivové bílé tělísko (*corpus albicans*). Rozpad žlutého tělíska způsobí pokles progesteronu a estrogenu během pozdní luteální fáze. Spirální arterie se stahují, to způsobí ischemii a ischemická nekróza povrchní vrstvy sliznice vyvolá menstruační krvácení (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021; Rokyta, 2015; Merkunová, & Orel, 2008).

I když tento vzorec hormonální fyziologie je široce přítomen u všech eumenoreických žen, koncentrace hormonů a načasování událostí cyklu vykazuje velkou interindividuální variabilitu (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020).



Obrázek 10. Subfáze OC a kolísání ženských pohlavních hormonů (Carmichael, Thomson, Moran, & Wycherley, 2021)

Vaginální cyklus

Vaginální neboli poševní cyklus označuje změny, které lze pozorovat na poševní sliznici v závislosti na OC. Změny jsou méně výrazné a týkají se kvality výstelky (Merkunová, & Orel, 2008).

Působením estrogenů proliferační epitel zejména v horní třetině pochvy, zmožují se vrstvy a buňky se diferencují v bazální, intermediální a superficiální. Po této kvantitativní změně se působením progesteronu poševní epitel kvalitativně transformuje (Skřenková, 2019).

Vrcholu proliferační dosahuje poševní sliznice souběžně s vrcholem tvorby estrogenů v ovariu. V luteální fázi se mohutně odlučují povrchové buňky poševní výstelky, které často podléhají rozkladu (Rob, Martan, & Citterbart, 2008).

Ženské pohlavní hormony

Hlavní ženské ovariální hormony jsou estrogeny a gestageny. Hlavním hormonem z estrogenů je estradiol a nejvýznamnější z gestagenů je progesteron. Na základě kolísání ovariálních hormonů je popsán cyklus. Normální MC produkuje nízké hladiny estrogenu a progesteronu v časně folikulární fázi (1–6 den), estrogen je zvýšen v pozdní folikulární fázi (7–14 den) a progesteron je zvýšen během luteální fáze (15.–28. den), zatímco estrogen zůstává zvýšený a pomalu se vrací na základní úroveň (Castanier et al., 2021; Dedrick et al., 2008).

Ovariální hormony cirkulující v krvi mají kromě reprodukční a sexuální funkce, vliv i na množství jiných fyziologických systémů. Kolísání těchto a dalších pohlavních hormonů, dokáže vysvětlit rozdíly ve fyzickém výkonu a fyziologické reakci na silovou zátěž v průběhu MC (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020).

Kolísání hladiny estrogenu v průběhu MC může ovlivnit přímo i nepřímo ženský nervosvalový systém (Sung et al., 2014). Tyto změny mohou mít vliv na svalovou sílu, koordinaci, rozsah pohybu v kloubech i na posturální stabilitu. Mnoho studií zkoumající vliv hormonů a jeho vliv na nervosvalový systém popisují zvýšenou laxitu vazů během periovulační fáze. Proto očekáváme změny ve způsobu provedení chůze i ve změně variability pohybů, která by se měla projevit v rozdílu mezi periovulační a menstruační fází MC.

Do obecných účinků estrogenu lze zahrnout trofický, růstový a diferenciační vliv, což se projevuje růstem pohlavních orgánů, prsů a rozvojem sekundárních pohlavních znaků. Dále pak snižuje cholesterolémii a ovlivňuje sexuální funkci (Mysliveček, Riljak, 2020). Estrogen je zodpovědný za regulaci řady důležitých anabolických procesů a může ovlivnit funkci centrálního nervového systému. Dehydroepiandrosteron (DHEA), prekurzor estrogenu a testosteronu, který dosahuje svého vrcholu před ovulací, vytváří čistý excitační účinek prostřednictvím svého působení na několik receptorů neurotransmiterů. Konkrétně je známo, že estrogen se váže na receptorová místa, která zeslabují

uvolňování kyseliny-aminomáselné, neurotransmiteru zodpovědného za snížení neuronální dráždivosti a svalového tonu. Navíc estrogen podporuje aktivaci glutamátu uvolňujícího neuronové receptory, které způsobují excitační reakci v nervovém systému (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020).

Do účinků progesteronu patří snížení kontraktility těhotné dělohy, stimulace rozvoje lobulů a alveolů mléčné žlázy a zvýšení bazální teploty (Mysliveček, Riljak, 2020). Na rozdíl od estrogenu má progesteron čistý inhibiční účinek na nervový systém prostřednictvím zvýšení účinku kyseliny-aminomáselné. Variace v hladině testosteronu v průběhu MC také způsobují fyziologické účinky, které mohou změnit výkon související se silou. Ačkoli absolutní testosteron je u žen ve srovnání s muži nízký, může jeho nárůst během pozdní folikulární fáze prospět fyzickému výkonu prostřednictvím zvýšení motivace a zlepšené kinetiky vápníku ve svalové buňce. Je také možné, že termogenní působení progesteronu, který způsobuje zvýšení tělesné teploty a teploty kůže během luteální fáze, pozitivně ovlivňuje rychlost nervového vedení a antagonistické ko-kontrakce, a následně může pozitivně ovlivnit výkon v aktivitách souvisejících s výbušnou silou. Na základě těchto teoretických mechanismů lze předpokládat, že estrogen má inotropní účinek na schopnosti související se svalovou silou (Blagrove, Bruinvels, & Pedlar, 2020).

Cíle a hypotézy

Hlavní cíl

Cílem práce je zhodnocení variability pohybu trupu a pánve při chůzi u mladých zdravých žen v periovulační a menstruační fázi MC.

Dílčí cíle

1. Zhodnotit rozdíly v absolutní variabilitě pohybu trupu a pánve při chůzi u mladých zdravých žen v periovulační a menstruační fázi MC.
2. Zhodnotit rozdíly v relativní variabilitě pohybu trupu a pánve při chůzi u mladých zdravých žen v periovulační a menstruační fázi MC.
3. Zhodnotit rozdíly v koordinaci pohybu trupu a pánve při chůzi u mladých zdravých žen v periovulační a menstruační fázi MC, pomocí průměrné hodnoty fázového úhlu (MARP – mean amplitude relative phase).
4. Zhodnotit rozdíly v koordinaci pohybu trupu a pánve při chůzi u mladých zdravých žen v periovulační a menstruační fázi MC, pomocí korelace.

Výzkumné hypotézy

Na základě stanovených cílů byly vytvořeny tyto hypotézy:

Hypotéza 1: U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v absolutní variabilitě pohybu trupu a pánve při chůzi v periovulační a menstruační fázi MC.

Hypotéza 2: U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v relativní variabilitě pohybu trupu a pánve při chůzi v periovulační a menstruační fázi MC.

Hypotéza 3: U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v koordinaci pohybu trupu a pánve při chůzi v periovulační a menstruační fázi MC, hodnocené pomocí průměrné hodnoty fázového úhlu (MARP – mean amplitude relative phase).

Hypotéza 4: U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v koordinaci pohybu trupu a pánve při chůzi v periovulační a menstruační fázi MC, hodnocené pomocí korelace.

Hypotézy 1 až 4 budou ověřeny v každé ze sledovaných rovin. Kritérium pro potvrzení hypotézy bude nalezení alespoň jednoho statisticky významného rozdílu v dané fázi MC pro danou rovinu pohybu.

Metodika

Design studie

Tato diplomová práce je průřezovou studií, zkoumající variabilitu pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu. Výzkum je součástí projektu „Provedení chůze u zdravých mladých žen v různých fázích menstruačního cyklu“ který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 2/2022 (Příloha 1). Na začátku se uskutečnilo dotazníkové šetření pro stanovení relevantních anamnestických údajů a detekci případných exkluzivních kritérií. Před zahájením výzkumu byly všechny účastnice obeznámeny s jeho cílem a postupem měření a podepsaly informovaný souhlas o zařazení do tohoto výzkumu (Příloha 2).

Na úvodní informační schůzce obdržely ženy LH testovací proužky (BMS Company s.r.o., Ledce u Plzně, Česká republika) pro self-monitoring vzestupu LH, sloužící k potvrzení ovulace přímo v domácím prostředí. V období očekávané ovulace si účastnice denně prováděla test z ranní moči dle doporučeného postupu uvedeného výrobcem. V případě detekce pozitivního testu byla žena pověřena kontaktovat koordinátora studie a do 72 hod bylo zrealizováno měření v periovulační fázi cyklu. Měření v menstruační fázi probíhalo do 72 hod od začátku krvácení. Postup prováděných výzkumných úkonů byl v obou fázích cyklu totožný. Pro vyšetření chůzového cyklu byla využita laboratoř pro 3D kinematickou analýzu chůze, která se nachází v prostorách Katedry přírodních věd v kinantropologii na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření bylo v obou fázích menstruačního cyklu shodné.

Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný subor tvořilo 18 účastnic. Věkové rozmezí bylo 20–27 let, průměrný věk $23,3 \pm 1,7$ let, průměrná výška $169 \pm 5,3$ cm, průměrná váha $63,4 \pm 6,8$ kg a průměrné BMI $22,25 \pm 2,5$ kg/m². Inkluzivním kritériem byl pravidelný MC v délce 28 ± 5 dní v průběhu posledních 6 měsíců. Mezi exkluzivní kritéria patřil nepravidelný cyklus, premenstruační nebo menstruační bolestivost ($VAS > 3$), krvácení mimo dny menstruace, současná a/nebo předchozí gravidita a porody, užívání hormonální antikoncepce či jiných systémových hormonálních preparátů v posledních 6 měsících, známé gynekologické onemocnění, přítomnost jiných systémových onemocnění vyžadujících léčbu, obezita ($BMI > 30$ kg/m²), onemocnění nebo úrazy pohybového aparátu interferující s charakterem výzkumu (akutní úraz, vrozené deformity dolních končetin apod.), kouření, abúzus a profesionální sportovní činnost. Většina účastnic ve výzkumu byly studentky z Univerzity Palackého v Olomouci.

Metody sběru dat

Všechny účastnice byly předem individuálně seznámeny s charakterem jednotlivých měřících postupů a instruovány k provedení konkrétních úloh. Na začátku studie každá z účastnic vyplnila dotazníky popisující subjektivní vnímání menstruace MAQ (Menstrual Attitude Questionnaire), dále hodnotící menstruační bolesti na desetibodové škále VAS (Visual Analogue Scale) a dotazník upřesňující menstruační symptomy MSQ (Menstrual Symptom Questionnaire). Na podkladě ankety vytvořené v prostředí Google Forms byly dále stanoveny základní údaje k identifikaci účastnice, jako věk, BMI, vzdělání, základní anamnestická data včetně gynekologické anamnézy a doplňujících informací ohledně MC. Dále pak byly zjišťovány doplňující informace týkající se pohybového a stravovacího režimu, abusu, stresu apod. Účastnice měly příležitost pokládat doplňující otázky a byla jim byla nabídnuta možnost telefonické konzultace s členem studijního týmu, v případě otázek či potíží v průběhu výzkumu.

Před samotným měřením bylo zapotřebí snímaný prostor nakalibrovat v softwaru Vicon Nexus. Kalibrace se prováděla pomocí kalibrační hůlky, s kterou výzkumný účastník chodil v měřeném prostoru a pohyboval s ní v oblasti mezi kamerami a kalibračním rámečkem položeného do jednoho rohu silové plošiny. Pro každou probandku byla v počítači vytvořena složka, do které se následně uložila veškerá data z obou měření. Pro analýzu chůze byl využit kinematický systém Vicon Vantage V5 (Oxford Metrics, Oxford, UK), který disponuje 8 kamerami s rozlišením 5 megapixelů. Na měřenou osobu byly umístěny reflexní značky v oblasti dolních končetin, pánve a trupu. Reflexní značky byly umístěny přímo na kůži pomocí oboustranné lepicí pásky, dále na stehna a bérce byly upevněny klastry pomocí elastické pásky tím způsobem, aby byl znemožněn jejich posun během chůze. Body byly umístěny na obou dolních končetinách v následující lokalizaci, a to sice na spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior, dále byly umístěny na stehně 4 body, na koleni 2 body a na kotníku 2 body. Na chodidle byl umístěn 1 bod na palci, malíku, mediálním metatarzu, laterálním metatarzu a na patě byly umístěny 2 body. Na trupu byl 1 bod umístěn nad obratle TH12/L1, C7, dále na pravé lopatce, pravém a levém akromionu, xiphoidu a ve fossa jugularis. Po umístění všech reflexních značek provedla účastnice klidový stoj a byla provedena statická kalibrace dat.

Pohyb jednotlivých značek v průběhu měření byl snímán, a následně byl ze záznamu odvozen pohyb zkoumaných segmentů těla. Všechny účastnice měly před měřením dostatek prostoru na nácvik chůze, aby byla chůze co nejvíce přirozená. Účastnice byly instruovány k chůzi o stabilním tempu, které bylo přirovnáno k tempu, kterým chodí běžně na procházku. Neměly se během testování zastavovat ani mluvit. Jakmile byl celý systém nastaven a účastnice byly připravené, proběhlo samotné měření chůze. Bylo nasnímáno 10 pokusů chůze přirozenou rychlostí. Měřilo se v úseku délky 10 m a pohyb

byl zaznamenán s frekvencí 200 Hz. Měření se účastnili dva členové výzkumného týmu, přičemž jeden instruoval probandku a lepil reflexní značky a druhý ovládal systém Vicon.

Zpracování dat

Data z kinematické analýzy byly prvně zpracována v programu Vicon Nexus 2.11, kde byly označeny jednotlivé body na těle zkoumaných osob. Poté došlo k doplnění trajektorií bodů v místech, kde nebyly kompletní a byla provedena jejich filtrace. Data byla po té pomocí interpolace normalizována na 100 % chůzového cyklu. Následně byla data přenesena do programu Microsoft Excel, kde byly pro každou ze sledovaných proměnných odvozeny rozsahy pohybu ve všech třech rovinách.

Z šesti pokusů v každých podmínkách byla vypočítána z rozsahů pohybu směrodatná odchylka (absolutní variabilita) a variační koeficient (relativní variabilita). Výpočet variačního koeficientu (CV) byl proveden následovně (Svoboda, 2020):

$$CV = \frac{SD}{\text{průměr}} * 100\%.$$

Pro zhodnocení úrovně koordinace mezi pávní a trupem v jednotlivých rovinách byl použit postup nazývaný kontinuální relativní fáze (Continuous relative phase – CRP). Podstatou této metody je, že zahrnuje informace o úhlu segmentu a úhlové rychlosti segmentu ve stejném časovém okamžiku a poskytuje tak časověprostorový vhled do koordinace mezi segmenty.

Pracujeme zde s fázovým úhlem, který je v průběhu celého pohybu získán z grafu závislosti úhlu a úhlové rychlosti daného segmentu. Při výpočtu jsme postupovali podle postupu popsáním dostatečně detailně v práci Svobody (2020).

Velikost fázového úhlu je vypočítána podle vztahu:

$$\phi_i = \arctan \frac{\theta_{Ni}}{\omega_{Ni}},$$

kde θ_N je normalizovaný úhel, ω_N normalizovaná úhlová rychlost a i je datový bod ve stejné fázi nebo chůzovém cyklu.

Kontinuální relativní fáze je definována jako rozdíl mezi normalizovanými fázovými úhly charakterizující pohyb dvou segmentů během stejné fáze nebo celého chůzového cyklu, tedy v našem případě:

$$\phi_{CRP} = \phi_{trup} - \phi_{pánev}.$$

Aby, bylo možné míru koordinace v rámci celého cyklu vyjádřit jedním číslem, použili jsme průměrnou hodnotu fázového úhlu (MARF – mean amplitude relative phase). Hodnota blíží se 0

stupňům znamená, že pohyb segmentů je souhlasný (ve fázi), hodnota blíží se 180 stupňům znamená protichůdný pohyb (anti fáze). Hodnoty kolem 90 stupňů znamenají, že mezi pohyby segmentů není žádný vztah (vzájemná koordinace je minimální).

Pro posouzení míry koordinace mezi trupem a pánví jsme využili také korelaci mezi průběhem fázového úhlu trupu a průběhem fázového úhlu pánve v každé ze sledovaných rovin. Výstupní proměnnou je hodnota Pearsonova korelačního koeficientu.

Statistické zpracování dat

Výsledky byly statisticky zpracovány v programu Statistica (verze 13, Palo Alto, CA, USA). Nejprve byla pomocí testu Kolmogorov-Smirnov zhodnocena normalita rozložení dat. Data měla normální rozdělení. Hodnoty z různých měření byly porovnány pomocí párového t-testu. Věcná významnost byla hodnocena pomocí koeficientu Cohenovo d. Hladina statistické významnosti byla stanovena na úrovni $\alpha = 0,05$.

Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny výsledky naší studie, která hodnotí variabilitu pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu. V závěru kapitoly jsou všechny výsledky výzkumu shrnuty.

Výsledky k hypotéze 1

U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v absolutní variabilitě pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi MC.

Variabilita trupu v sagitální a frontální rovině byla mírně vyšší v menstruační fázi ve srovnání s ovulační fází. Variabilita pánve v sagitální a transverzální rovině byla v menstruační fázi naopak mírně menší ve srovnání s ovulační fází (Tabulka 1). Žádný z rozdílů však nebyl statisticky významný.

Tabulka 1

Hodnoty absolutní variability rozsahu pohybu trupu a pánve u měřených žen

Parametr	Menstruační fáze			Ovulační fáze			Hladina p
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Trup_X	0,70	0,60	0,93	0,62	0,53	1,02	0,133
Trup_Y	0,71	0,50	0,81	0,61	0,47	0,90	0,557
Trup_Z	1,20	1,01	1,50	1,19	0,96	1,55	0,557
Pánev_X	0,50	0,40	0,87	0,66	0,62	0,90	0,327
Pánev_Y	0,81	0,55	1,16	0,80	0,70	1,02	0,777
Pánev_Z	1,54	1,15	2,25	1,79	1,27	2,05	0,777

Legenda: X – sagitální rovina, Y – frontální rovina, Z – transverzální rovina

Výsledky u hypotézy 2

U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v relativní variabilitě pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi MC.

Variabilita trupu byla ve všech 3 rovinách mírně vyšší v menstruační fázi ve srovnání s ovulační fází. Variabilita pánve v sagitální a frontální rovině byla v menstruační fázi naopak mírně menší ve srovnání s ovulační fází (Tabulka 2). Žádný z rozdílů však nebyl statisticky významný.

Tabulka 2

Hodnoty relativní variability rozsahu pohybu trupu a pánve u měřených žen

Parametr	Menstruační fáze			Ovulační fáze			Hladina p
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Trup_X	20,3	16,7	26,1	18,9	15,6	30,6	0,122
Trup_Y	22,6	16,7	31,3	18,8	15,1	25,7	0,616
Trup_Z	16,6	13,5	24,8	15,3	12,7	24,5	0,983
Pánev_X	18,0	13,6	26,3	20,4	17,2	26,2	0,528
Pánev_Y	7,2	6,1	10,9	7,5	6,1	9,1	0,528
Pánev_Z	12,2	9,6	17,4	11,7	8,3	13,5	0,286

Legenda: X – sagitální rovina, Y – frontální rovina, Z – transversální rovina

Výsledky u hypotézy 3

U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v koordinační variabilitě pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi MC, hodnocené průměrnou hodnotu fázového úhlu (MARF – mean amplitude relative phase).

Nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v koordinační variabilitě pohybu pánve a trupu mezi periovulační a menstruační fází MC, hodnocené pomocí MARF. Ve frontální rovině výsledky v obou fázích naznačují tendenci pohybu pánve a trupu blížící se více *anti-phase*, ukazující na vyšší míru asociace mezi pohybem segmentů a tedy jejich větší koordinaci (Tabulka 3).

Tabulka 3

Hodnoty koordinační variability rozsahu pohybu trupu a pánve u měřených žen, hodnocené pomocí MARF.

Parametr	Menstruační fáze			Ovulační fáze			Hladina p
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Pelvis-Trunk_X	89,7	74,9	94,1	88,5	79,8	97,8	0,586
Pelvis-Trunk_Y	126,3	111,2	133,3	126,5	114,4	134,2	0,616
Pelvis-Trunk_Z	99,1	88,4	104,8	95,1	74,2	110,0	0,913

Legenda: X – sagitální rovina, Y – frontální rovina, Z – transversální rovina

Výsledky u hypotézy 4

U zdravých mladých žen existují významné rozdíly v koordinaci pohybu trupu a pánve při chůzi v periovulační a menstruační fázi MC, hodnocené pomocí korelace.

Nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v koordinační variabilitě pohybu pánve a trupu mezi periovulační a menstruační fází MC, hodnocené pomocí korelace. Ve frontální a transversální

rovině výsledky v ovulační fázi naznačují tendenci pohybu pánve a trupu blíží se více *anti-phase*, ukazující na vyšší míru asociace mezi pohybem segmentů a tedy jejich větší koordinaci (Tabulka 4).

Tabulka 4

Hodnoty koordinační variability rozsahu pohybu trupu a pánve u měřených žen, hodnocené pomocí korelace.

Parametr	Menstruační fáze			Ovulační fáze			Hladina p
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Pelvis-Trunk_X	-0,001	-0,071	0,097	0,008	-0,081	0,118	0,777
Pelvis-Trunk_Y	-0,200	-0,393	-0,036	-0,220	-0,403	-0,048	0,616
Pelvis-Trunk_Z	-0,115	-0,262	-0,043	-0,200	-0,289	0,131	0,744

Legenda: X – sagitální rovina, Y – frontální rovina, Z – transverzální rovina

Souhrn k výsledkům

Hypotézu 1 jsme ověřovali v sagitální, frontální i transverzální rovině. Hypotéza nebyla potvrzena, neboť nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v absolutní variabilitě pohybu pánve a trupu mezi perioovulační a menstruační fází MC.

Hypotézu 2 jsme ověřovali opět ve všech 3 rovinách. Hypotéza nebyla potvrzena, protože nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v relativní variabilitě pohybu pánve a trupu mezi perioovulační a menstruační fází MC.

Hypotézu 3 jsme ověřovali ve všech 3 rovinách. Hypotéza nebyla potvrzena, neboť nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v koordinační variabilitě pohybu trupu a pánve mezi perioovulační a menstruační fází MC, hodnocené pomocí MARP.

Hypotézu 4 jsme ověřovali ve všech 3 rovinách. Hypotéza nebyla potvrzena, neboť nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v koordinační variabilitě pohybu trupu a pánve mezi perioovulační a menstruační fází MC, hodnocené pomocí korelace.

Diskuse

Chůze je forma fyzické aktivity, představující komplexní motorický úkol. Pro zdravé jedince je chůze pohodlný a každodenní druh cvičení, který vyžaduje značné množství metabolické energie a probíhá u nich automaticky. Poruchy chůze jsou jedním z největších rizikových faktorů pádů, proto je nezbytné identifikovat jedince s nestabilní chůzí, aby byla zajištěna preventivní a účinná strategie. Variabilita může být považována za nepřímou míru stability chůze, zejména s ohledem na variabilitu časových nebo prostorových parametrů. Variabilita má tendenci se zvyšovat s věkem a souvisí s predikcí poruchy pohybu. Zvýšená variabilita chůze je dále spojena s mnoha faktory, které souvisejí s riziky pádu, jako je síla a rovnováha, ale také s vitalitou, duševním stavem a kvalitou života. Variabilita také silně koreluje s funkčním stavem jedince (Ciprandi, 2017).

Variabilita může být způsobena externími nebo interními faktory. Externí faktory představují vnější vlivy, jako jsou např. osvětlení, převýšení, drsnost povrchu, překážky. Interní faktory souvisí zejména se stavem nervové a muskuloskeletální soustavy. Interní variabilitu lze dále klasifikovat podle příčiny, zda vzniká jako důsledek přirozených fluktuací, fyziologického stárnutí nebo patologických procesů. Působením patologických jevů, které ovlivňují chůzi, se může přirozená variabilita změnit. Například následkem svalové spasticity se zvětší variabilita časoprostorových parametrů (Chau et al., 2005).

Pří méně efektivní korekci patologického narušení variabilita zpravidla roste. Zvýšená variabilita vede k posunu dynamického stavu blíže k hranici stability, proto může sloužit jako nepřímý ukazatel stability chůze (Hamacher et al., 2011). Měřená variabilita však může být pouze odrazem mnoha stupňů volnosti, které má systém k dispozici, a nemusí nutně znamenat destabilizaci systému. Proto argument spojující zvýšenou variabilitu se zvýšenou nestabilitou platí pouze tehdy, známe-li jak omezení, tak strategii řízení systému (Bruijn et al., 2013). Stupeň variability tedy v některých případech nemusí být ústředním prvkem definující stabilitu chůze. Můžeme si například představit dva subjekty se stejnou variabilitou šířky kroku i antropometrií, ale lišící se v šířce kroku. Subjekt s menší šířkou kroku bude vykazovat větší míru ztráty kontroly těžiště, a proto by v této situaci variabilita šířky kroku nepostačila pro účely porovnání stability obou subjektů. V případě normalizace variability na šířku kroku, by se již rozdíl prokázal (Bruijn et al., 2013).

Předchozí výzkumy naznačují, že studium variability chůze je spolehlivým způsobem, jak kvantifikovat lokomoci (Hausdorff, 2005). Mechanismus úpravy variability pohybu je považován za přínosný pro zvládnání změn, udržení stability, prevenci zranění a dosažení vyšších pohybových schopností (Davids, Glazier, Araújo, & Bartlett, 2003). Dle Owingse a Grabinera (2004) je variabilita prostorových parametrů chůze pro zdravé mladé a starší dospělé důležitějším ukazatelem kontroly

lokomoce než variabilita časových parametrů chůze, přičemž variabilita šířky kroku je nejcitlivější deskriptor řízení lokomoce.

Mnoho studií se věnuje celé řadě faktorů, které ovlivňují variabilitu chůze. Byl zkoumán vliv rychlosti chůze, struktury či sklonu povrchu, vnějších či vnitřních podmínek nebo různé zátěže. V jiných studiích je rozebírán vliv věku nebo fyzický či mentální deficit na variabilitu chůze. Variabilita trupu a pánve při chůzi u zdravých mladých žen v periovulační a menstruační fázi, kterou se zabývá tato práce, však nebyla zatím blíže zkoumána.

Ačkoli existuje mnoho měřítek pro kvantifikaci variability, většina měřítek variability je založena na směrodatné odchylce (SD) nebo na variačním koeficientu (CV). Pro diskrétní proměnné chůze (např. doba kroku a šířka kroku), se variabilita obvykle počítá z celé série datových hodnot. Pro souvislé proměnné chůze je časová řada proměnných obvykle rozdělena na kroky a tyto kroky jsou časově normalizovány (obvykle na 0–100 % časové fáze). Pro každý z časových intervalů se pak vypočítá variabilita a průměr nebo součet těchto hodnot variability se obvykle dále analyzuje (Bruijn, Meijer, Beek, & van Diëën, 2013).

V našem výzkumu byla variabilita pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi vyhodnocována pomocí absolutní (SD), relativní (CV) a koordinační variability (MARP). Výsledky nejsou jednoznačné. Výsledky absolutní i relativní variability ukázaly mírnou tendenci vyšší variability pohybu trupu a pánve v menstruační fázi MC. Poslední výsledky koordinační variability hodnocené pomocí MARP a korelace neposkytují žádné statisticky významné rozdíly ani nenaznačují žádné tendence k rozdílu ve variabilitě ve dvou fázích MC.

Absence rozdílů ve variabilitě může signalizovat, že se chůze žen v menstruační a ovulační fázi neliší, avšak analýza dat naší studie, která je však součástí jiné diplomové práce, ukázala, že významné odlišnosti v pohybu pánve se vyskytují. Je tedy možné, že výsledky byly ovlivněny i jinými faktory, které se na míře variability podílejí.

Častým tématem mnoha studií je vliv rychlosti chůze na změnu variability. Více studií podporuje názor, že vyšší rychlost chůze koreluje s vyšší variabilitou chůze. V našem výzkumu ženy vykazovaly tendenci k rychlejší chůzi v ovulační fázi, avšak variabilita pohybu trupu a pánve při chůzi byla oproti menstruační fázi nižší.

Dle Hamachera D., Hamachera, D. a Schega, (2014) souvisí změna rychlosti při chůzi nebo provádění kognitivního úkolu při chůzi se změnami ve variabilitě chůze, a to se projevuje v populaci s neurologickými a muskuloskeletálními patologiemi, stejně jako u zdravých, mladých jedinců. Přesto v literatuře neexistuje shoda, jak tyto změny interpretovat.

Předchozí studie, které zkoumaly variabilitu chůze při různých rychlostech chůze u mladších a starších dospělých, přinesly rozporuplné výsledky, v některých se nepodařilo najít žádný vztah (Kang & Dingwell, 2008), zatímco jiné uváděly lineární nebo nelineární vztah (Jordan, Challis, & Newell, 2007; Beauchet, Annweiler, & Lecordroch, 2009).

Výsledky z naší studie poukazují na vyšší variabilitu pohybu trupu a pánve při nižší rychlosti v menstruační fázi, což podporuje studie dle Dingwella a Marina (2006). Podle nich se zdraví mladší dospělí stávají variabilnějšími, když chodí pomaleji. Zpomalení rychlosti chůze je jednou z nejkonzistentnějších změn chůze souvisejících s věkem. Proto by mohla zvýšená variabilita chůze u zdravých starších dospělých jednoduše souviset s jejich pomalou rychlostí chůze (Almarwani et al., 2016). Tento předpoklad podporuje tvrzení dle Laurentia et al. (2022), že během stárnutí se sice zhoršují časoprostorové parametry chůze, nicméně u zdravých dospělých v průběhu času zřejmě zůstávají ukazatele variability chůze konstantní.

Almarwani et al. (2016) rovněž popisují stejné výsledky jako v naší studii, co se týče rychlosti chůze a její variability. Pozorovali variabilitu chůze za obvyklých a náročnějších podmínek chůze mezi mladšími a staršími dospělými a bylo zjištěno následující. Mladší dospělí byli významně variabilnější při pomalejší chůzi ve srovnání s variabilitou při obvyklé rychlosti chůze v rychlosti kroku a v době stojné fáze. Při vyšší rychlosti ve srovnání s obvyklou rychlostí chůze byli mladší dospělí výrazně variabilnější pouze v délce kroku. Starší dospělí byli výrazně variabilnější při nižší rychlosti ve srovnání s obvyklou rychlostí chůze ve všech charakteristikách chůze kromě šířky kroku. U starších dospělých nebyl nalezen žádný významný rozdíl ve variabilitě chůze v kterékoli z charakteristik chůze mezi rychlejší chůzí a chůzí při obvyklé rychlosti.

Předchozí výzkum naznačil, že během pomalejší chůze je zaznamenána zvýšená variabilita dolních končetin, což může být přičítáno větší zátěži nervosvalového systému v důsledku dočasného zvýšení jednoopporové fáze chůze (Chiu & Chou, 2012).

Některé další studie uvádějí, že pomalejší chůze je úkol náročný na pozornost i u zdravých mladších dospělých kvůli snížené automatizaci chůze a vyšší kortikální kontrole, zahrnující změny ve vzorci svalové aktivity (den Otter, Geurts & Mulder, 2004; Nascimbeni et al., 2015). To by mohlo naznačovat, že zdraví mladší dospělí věnují část své pozornosti řízení chůzového mechanismu při pomalejší rychlosti (Nascimbeni et al., 2015).

Martin et al. (2013) našli asociace mezi horší exekutivní funkcí, pozorností a rychlost zpracování informací s vyšší variabilitou časových, ale nikoliv prostorovými parametry. Horší exekutivní funkce, pozornost a zpracování rychlosti byly spojeny s horším výkonem ve všech absolutních měřených parametrech chůze s větší variabilitou ve všech měřených parametrech chůze kromě doby kroku. To je v souladu s předchozími zjištěními u mladších lidí, že při při kognitivní interferenci se dvěma úkoly (*dual-tasking*) se zvyšuje variabilita času kroku, ale nikoli variabilita délky kroku (Brach, Studenski,

Perera, VanSwearingen, & Newman, 2008). Také další studie prokázaly stejné výsledky ukazující, že duální kognitivní úkol vyvolává u zdravých dospělých významné změny ve variabilitě doby dvojkroku (STV – stride time variability), nikoli však ve variabilitě délky dvojkroku (SLV – stride length variability) (Beauchet, Dubost, Herrmann, Kressig, 2005; Dubost et al., 2008). Jak navrhuje Beauchet et al. (2005) může to naznačovat, že řízení prostorových parametrů chůze vyžaduje méně zdrojů CNS než řízení časových parametrů chůze.

Několik studií naznačuje, že změny ve variabilitě chůze u starších dospělých mohou být odrazem základní subklinické patologie v důležitých korových oblastech pro motoriku, nikoli pouze projevem pomalé rychlosti chůze. Nižší rychlost chůze může být náročným úkolem pro jejich motorické ovládání chůze (Hausdorff, 2007). Jiná studie naznačila, že zvýšená variabilita chůze pozorovaná u starších dospělých může mít jiné příčiny, jako je ztráta síly nebo flexibility, než jejich nižší rychlost (Kang & Dingwell, 2008). Kromě toho představuje vyšší rychlost chůze pro starší dospělé vysoce stresující stav, který pro ně představuje výzvu a tím umožňuje lepší detekci poruch chůze (Ko et al., 2010; Kressig et al., 2006).

Několik studií uvádí zvýšenou variabilitu při dvojí úloze (*dual task*) (Beauchet, Dubost, Herrmann, & Kressig, 2005; Dubost et al., 2008) nebo při rychlé/pomalé rychlosti chůze (Beauchet et al., 2009; Jordan, Challis, Newell, 2007), některé uvádějí sníženou variabilitu při dvojí úloze nebo pomalé rychlosti chůze (Grabiner & Troy, 2005; Springer & Gottlieb, 2017; Wrightson, Ross, & Smeeton, 2016), zatímco jiné neprokázali žádný vliv dvojího úkolu na variabilitu chůze (Springer, 2006; Hollman, Kovash, Kubik, & Linbo, 2007). Wrightson, Ross a Smeeton (2016) se domnívají, že rozdíly mezi výsledky mohou souviset s metodou měření chůze a rozdíly mezi chůzí na zemi a na běžícím pásu. Další vysvětlení upozorňuje na možné rozdíly v použitém kognitivním úkolu a instrukci, jak snížit nebo zvýšit rychlost chůze. Nic z výše uvedeného však neposkytuje uspokojivé vysvětlení různých výsledků. K lepšímu pochopení je tedy zapotřebí další výzkum.

V našem výzkumu ženy neměly za úkol při chůzi plnit kognitivní úlohu. Jelikož se však výzkum odehrával v laboratorních podmínkách, které pro ně představovalo neznámé prostředí, nelze zcela vyloučit vliv kognitivní složky, která má rovněž vliv na variabilitu chůze.

Springer a Gottlieb (2017) prováděli studii na populaci mladých dospělých s chronickou nestabilitou kotníku (CAI) a na kontrolní skupině. Zkoumali, jaký efekt má provádění kognitivního úkolu nebo změna rychlosti při chůzi na změnu variability časoprostorových parametrů (stride time variability – STV). V kontrolní skupině byla variabilita doby kroku nižší za všech podmínek oproti chůzi vlastním tempem, a to sice při chůzi vlastním tempem s dvojí úlohou (*dual task*), při vyšší rychlosti a při vyšší rychlosti s dvojitým úkolem. Ve skupině CAI ve srovnání s chůzí s vlastním tempem byla prokázána snížená časová variabilita v chůzi pouze při vysoké rychlosti s dvojitým úkolem. Bylo shrnuto, že snížená variabilita během složitých podmínek chůze může odrážet reorganizaci senzomotorického systému

směrem ke stabilnějšímu vzoru provádění pohybu. Tento copingový mechanismus přizpůsobení variability může pomoci při prevenci zranění při složitých úkonech chůze a u jedinců s CAI je tento mechanismus narušen (Springer & Gottlieb, 2017). Naopak zvýšení variability může naznačovat nižší synergický stav mezi různými centry řízení pohybu (Harbourne & Stergiou, 2009).

Současná zjištění snížení variability časoprostorových parametrů (STV) v reakci na náročné podmínky chůze podporují domněnku, že u mladých dospělých mohou změny v úkolu a prostředí přesměrovat chůzi ke stabilnějšímu, méně rozmanitému mechanismu. Alternativně bylo také navrženo, že zvýšená variabilita může indikovat flexibilitu CNS a adaptabilitu na změny požadavků na úkoly (Springer & Gottlieb, 2017).

Je otázkou, zda v našem výzkumu zvýšená variabilita vypovídá o nižším synergickém stavu mezi centry řízení pohybu nebo zda se jedná o flexibilitu CNS. Stojí také za zvážení otázka, zda některé ženy v našem výzkumu nemohly využívat při ovulační fázi o nižší variabilitě výše uvedený copingový mechanismus popisující Springer a Gottlieb (2017).

Jak již bylo řečeno výše, variabilita se také mění v závislosti na fyziologickém stárnutí nebo patologických procesech. Našeho výzkumu se účastnily pouze zdravé mladé ženy, proto by výsledky neměly být ovlivněny těmito příčinami. Pro hlubší pochopení a rozšíření povědomí o interpretaci variability za různých podmínek zde však bude uvedeno několik studií věnujících se i tomuto tématu.

Dle Akihira, Yasuyuki, Shunpei a Taishina (2021), kteří zkoumali variabilitu chůzového cyklu u zdravých mladých osob, vykazuje variabilita pozitivní stálost, která má tendenci se ztrácet stárnutím a u neurologických onemocnění, včetně Parkinsonovy choroby. Tento objev naznačuje, že pozitivní perzistence odráží endogenní stabilitu chůze.

Bryant, Rintala, Hou, Collins a Protas (2015) ve své studii pozorovali variabilitu u osob s Parkinsonovou nemocí (PN). Zjistili, že zvýšená variabilita cyklu chůze ukazuje na nekonzistenci v chůzovém vzoru a na sníženou posturální kontrolu při chůzi. Tyto vlastnosti naznačují, že schopnost udržovat stálý rytmus chůze je narušen u osob s PD. Bylo zjištěno, že rychlost „kývání“ těla je spojena s pády.

Extrémní úroveň variability chůze představuje klíčový neuromuskulární deficit u starších osob (Hamacher, Herold, & Schega, 2016). Zvýšená variabilita chůze je pravděpodobně rizikovým faktorem pádů u starších dospělých. V předchozích studiích byla u starších dospělých zjištěna větší variabilita délky kroku (Kang & Dingwell, 2008) nebo šířky kroku bez ohledu na rozdíly v rychlosti (Owings & Grabiner, 2004). Nicméně Brach et al. (2008) zjistili, že extrémní variabilita šířky kroku (tj. buď příliš velká nebo příliš malá) byla spojena s anamnézou pádů u starších dospělých, při chůzi o rychlosti normální chůze nebo blízko ní. Ve studii dle Hausdorffa, Riose a Edelberga (2001) výsledky poukazují na stejnou korelaci mezi zvýšenou variabilitou chůze a zvýšeným rizikem budoucích pádů. Ve skutečnosti se pravděpodobnost pádu zvýšila asi pětinasobně pouze s mírným zvýšením variability

dooby kroku (STV). Dále popisují, že hodnoty variability nebyly spojeny pouze s mnoha faktory, které intuitivně souvisí s rizikem pádu, jako jsou síla, rovnováha a chůze, ale také s vitalitou a duševním stavem.

Sakurai, Suzuki, Ogawa, Takahashi a Fujiwara (2021) zkoumali souvislosti mezi poruchou sluchu a zvýšenou variabilitou chůze u starších dospělých. Vzhledem ke společnému umístění kochley a vestibulárních smyslových orgánů v kostěném labyrintu vnitřního ucha, může vznikat jejich současná dysfunkce a ta se projevuje zhoršenou rovnováhou a vyšší variabilitou chůze. V souladu s předchozími nálezy (Li, Simonsick, Ferrucci, & Lin, 2013; Viljanen, 2009) byly horší úrovně sluchu také nezávisle spojeny s pomalejší chůzí. Dále byla větší variabilita chůze, u starších dospělých se ztrátou sluchu, spojena s pádem. Byla pozorována souvislost mezi poruchou sluchu a větší prostorovou variabilitou chůze (tj. délkou kroku). Nicméně nebyla pozorována žádná souvislost s časovou variabilitou chůze (tj. dobou kroku). Ačkoli je základní mechanismus těchto selektivních asociací nejasný, možným důvodem mohou být cerebrální změny, které jsou základem ztráty sluchu a souvisí se zvýšenou prostorovou variabilitou chůze.

V našem výzkumu chodily probandky pouze po rovném povrchu, nakloněná rovina by pro ně představovala vyšší nároky na koordinaci mezi segmenty dolních končetin. Jelikož studie níže popisuje úhlové změny v tělesných segmentech a jejich variabilitu, mohli bychom se z ní dozvědět užitečné informace o strategiích, které řídicí systém využívá k zajištění dostatečné míry stability v reakci na náročnější podmínky narušující stabilitu. Určitou formu výzvy by pro organismus mohlo znamenat hormonální působení na pohybový systém především v období ovulace, které také může měnit stabilitu mezi pohybovými segmenty. Důkaz o zhoršené posturální stabilitě poskytuje studie dle Sung a Kim (2018), která zde bude později více rozebrána.

Cílem studie dle Sarvestana et al. (2021) bylo posoudit úhlové změny v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a jejich variabilitu při chůzi u zdravých dospělých po podložce s různým sklonem 0°, 5° a 10° stupňů. V průběhu měření účastníci chodili po nakloněném běžeckém pásu po rovině (úroveň chůze – LW) a do svahu 5° (chůze s nízkým sklonem LSW) a 10° (chůze s vysokým sklonem, HSW). Bylo zjištěno, že HSW výrazně mění úhly kyčle, kolena a kotníku a jejich variabilitu ve srovnání s LW a LSW. Chůze do svahu zahrnuje více úhlových změn v kloubech dolních končetin s cílem regulovat pohyby trupu v souladu s novým sklonem povrchu. Kromě toho se zdá, že variabilita pohybů kotníku ve frontální a horizontální rovině klesá s rostoucím sklonem. Hlezenní kloub pravděpodobně přijímá novou strategii (s menší variabilitou), aby zajistil celému systému dostatečnou stabilitu, protože na tento kloub působí větší síly. Tato strategie by mohla zvýšit riziko zranění v důsledku opakovaného přetížení konkrétní struktury. Přesto v sagitální rovině hlezenní kloub vykazuje větší variabilitu. To ukazuje na to, že sagitální pohyby hlezna reagují hlavně na povrchové změny způsobené nárůstem sklonů.

V našem výzkumu uchazečky chodily naboso. Tato skutečnost mohla mít vliv na jejich přirozenou chůzi a ovlivňovat také míru variability pohybu trupu a pánve.

Studie poukazují na skutečnost, že obuv vede k významné změně variability koordinace dolních končetin a také způsobuje významné změny časoprostorových proměnných během chůze. Bylo vynaloženo značné výzkumné úsilí na popis vlivu obuvi na diskrétní kinematické proměnné během chůze (Lieberman et al., 2010; Wegener et al., 2011). Podobně řada autorů popsala vliv rozšířené taktilní zpětné vazby na časoprostorové proměnné chůze v mnoha různých populacích (Aruin & Kanekar, 2013; Hatton et al., 2012).

Studie dle Romera, Weimara a Foxe (2019) se zaměřuje na koordinační vzorce v celém rozsahu cyklu chůze u zdravých mladých dospělých. Účastníci byli požádáni, aby chodili po 15metrovém chodníku během čtyř náhodně vybraných podmínek obutí a to naboso (BF), v obuvi Adidas Adipure (SH), pouze za použití texturované stélky (IN) a s texturovanou stélkou umístěnou v rámci boty Adidas Adipure (INSH). Ukázalo se, že při chůzi s využitím pouze texturované stélky v podobě upravených sandálů došlo k významnému snížení variability stehna a bérce ve srovnání se všemi ostatními podmínkami. Když však byla texturovaná stélka vsunuta do boty, nebyl zaznamenán žádný významný rozdíl mezi hodnotami v obuvi s a bez stélky. Účastníci také vykazovali významně nižší variabilitu stehna a bérce naboso ve srovnání s oběma druhy obuvi (SH a INSH). Výsledky také naznačují, že primárním zdrojem neuromuskulárních adaptací mezi chůzí v botách a naboso je proximálnější kloub spíše než distální kloub dolní končetiny, a to navzdory značnému vlivu obuvi na kinematiku dolních končetin při došlapu nohy (Kristen et al., 1998; Lieberman et al., 2010; Wegener et al., 2011). Na základě výsledku z předešlé studie tedy může chůze bez obuvi snížit míru variability pohybu mezi tělesnými segmenty.

Množství variability v chůzovém cyklu se často používá jako metrika pro hodnocení stability. Existuje však méně experimentálních důkazů na podporu představy, že změny v množství variability se rovnají schopnosti nohou rozptýlit místní nestability, které vznikají v chůzovém cyklu (Arellano, O'Connor, Layne, & Kurz, 2009).

Dle Bruijn, Meijer, Beek a van Dieen (2013) v určitých jednoduchých dynamických systémech naznačuje nárůst variability v koordinačním vzoru ztrátu stability příslušného koordinačního vzoru. Podobně zvýšená variabilita chůze může naznačovat ztrátu stability a tím i zvýšenou pravděpodobnost pádu. Je však třeba mít na paměti, že měřená variabilita v komplexním dynamickém systému může také pocházet z deterministické dynamiky samotného systému. V praxi variabilita měřená v biologickém systému pravděpodobně pochází z obou zdrojů (tj. šumu a deterministických složek) a může být nemožné tyto dva zdroje měřené variability oddělit. I když variabilita může souviset se stabilitou, tento vztah je stěží vždy přímočarý, protože neznáme řídicí strategie nervového systému ani převládající omezení.

Ve studii dle Su a Dingwella (2007) se ukázalo, že pravděpodobnost pádu, způsobená nepravidelnostmi ve svahu, po kterém šel chodec, odrážela variabilitu v kinematice, což naznačuje, že variabilita koreluje s pravděpodobností pádu. Naopak Bruijn et al. (2010) zkoumali variabilitu kinematických parametrů a zjistili, že variabilita kinematických parametrů nekoreluje s pravděpodobností pádu.

Roos & Dingwell (2010) uvedli, že vztah mezi mírami variability a pravděpodobností pádu je daleko od lineárního.

Dřívější studie uváděli u jedinců s osteoartrózou (OA) kolena a kyčle sníženou variabilitu kinematických parametrů na postižené končetině. Tento pokles variability byl interpretován jako zvýšená rigidita a nedostatek flexibility na postižené končetině a byl pokládán za prediktor nestability chůze a rizika pádu (Fallah et al., 2010; Kiss, 2010).

V novější studii Loverro, Khuu, Kao a Lewis (2019) zkoumali také variabilitu u jedinců s osteoartrózou (OA) kyčle a došli k jiným výsledkům. Popisují, že jedinci s bolestmi kyčle mají větší variabilitu kinematických parametrů, ale podobnou lokální dynamickou stabilitu, ve srovnání s jedinci bez bolesti kyčle v kontrolní skupině, při chůzi stejnou předepsanou rychlostí. Podobně skupina s bolestí kyčle vykazovala zvýšenou variabilitu ve srovnání s kontrolní skupinou napříč preferovanými i vyššími rychlostmi chůze v oblasti kyčle a trupu, ale účinek nebyl nalezen na pánvi a časoprostorové rozdíly nebyly významné. Výsledky naznačují, že vzorce chůze u osob s OA jsou adaptabilní. Alternativně by zvýšená variabilita mohla naznačovat sníženou neuromuskulární kontrolu pánve a kyčle, zvýrazněné koncentrací účinků na kyčle, pánev a trup. Dále uvedli, že účastníci byly variabilnější v oblasti kotníku, kolena a kyčle při chůzi svou preferovanou rychlostí ve srovnání s vyšší rychlostí.

Dingwell a Marin (2006) ve své studii došli k závěru, že lidé se zvýšeným rizikem pádu chodí pomaleji, aby zlepšili svou stabilitu, a to i za cenu zvýšené variability. Zdá se tedy, že neuromuskulární řídicí systémy, které řídí chůzi, se mohou přizpůsobit alespoň nějakému mírnému zvýšení variability, která doprovází pomalejší rychlosti chůze, výměnou za lepší lokální dynamickou stabilitu.

Jelikož se náš výzkum odehrával v laboratorním prostředí, tedy ve vnitřních prostorech, můžeme se opět zamyslet nad tím, jaký vliv na variabilitu může mít prostředí. Tuto problematiku sleduje následující studie a současně zkoumá, jestli změny variability souvisí se změnami stability.

Tamburini et al. (2018) si ve své studii kladli za cíl otestovat vliv prostředí (vnitřního a venkovního) a testovacích podmínek (řízená a volná chůze) na hodnocení chůze při použití indexů variability a stability u mladé, zdravé populace. Subjekty podstoupily čtyři typy chůze ve dvou různých prostředích a v kontrolovaných i volných podmínkách, označených jako ICW (Indoor Controlled Walking), OCW (Outdoor Controlled Walking), IFW (Indoor Free Walking) a OFW (Outdoor Free Walking). Variabilita chůze byla hodnocena na dobách kroků pomocí indexů variability: směrodatné odchylky (SD), variačního koeficientu (CV), krátkodobé variability kroku odhadnuté pomocí Poincarého

grafů (PSD1). Rozdíly pozorované v hodnotách SD a CV při ICW a OFW ukazují, že časová variabilita kroku při chůzi se významně mění při přechodu z laboratoře do venkovního prostředí. Naopak nebyl nalezen žádný významný rozdíl v indexech stability. Nárůst variability chůze, spojený s různými testovacími podmínkami chůze u zdravých mladých dospělých, naznačuje, že zvýšení variability by nemělo být vždy považováno za varovný příznak, jak se obvykle vykládá u starších subjektů. Změny variability nemusí nutně souviset se snížením stability chůze, a proto nemusí být nutně interpretovány jako zvýšení rizika pádu. Avšak obecně platí, že tyto výsledky nelze zobecnit na jiné populace (Tamburini et al., 2018).

Hormonální změny během MC mají za následek reorganizaci tělesné dynamiky centrálním nervovým systémem. Ukázalo se, že tato organizace může ovlivnit fyzické, kognitivní a behaviorální reakce v závislosti na fázi menstruačního cyklu (Keklicek et al., 2021). Během menstruačního cyklu, kdy hladiny estrogenu a progesteronu v těle procházejí dynamickou regulací se mění i účinky těchto hormonů na CNS. Během časně folikulární fáze (dny 3 ± 5 cyklu) jsou nízké hladiny estrogenu a téměř žádný cirkulující progesteron. Během pozdní folikulární fáze (dny 12 ± 14) je vrchol hladiny estrogenu, následovaný dalším vrcholem estrogenu a progesteronu během střední luteální fáze (dny 21 ± 23).

Ústředními tématy ve výzkumu MC jsou změny posturální stability a náchylnost ke zraněním v důsledku laxity vazů, působením hormonů v průběhu cyklu. Nejprve se zde budeme zabývat problematikou posturální stability v průběhu MC, jelikož dle některých autorů je míra stability a variability provázána. Následně zde bude rozebrán vliv hormonů na pohybový systém, který by nám mohl více objasnit interpretaci výsledků variability trupu a pánve v periovulační (PeO) a M fázi MC v našem výzkumu. Výsledky našeho výzkumu zahrnují jeden signifikantní rozdíl, popisující vyšší variabilitu pohybu pánve v M fázi MC. Ve variabilitě pohybu trupu nebyl nalezen signifikantní rozdíl, ale je zde náznak podporující tendenci ke zvýšené variabilitě v M fázi MC.

Dle Vařeky (2002) je posturální stabilita schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu. Postura je také aktivní držení tělních segmentů proti působení zevních sil. Dle Horak (2006) je účelem posturálního kontrolního systému podpora rovnovážné orientace a stability. Definice posturální orientace spočívá v udržení vhodné interakce mezi segmentem těla, úkolem a prostředím. Dle obou výše zmíněných autorů je pro posturální stabilitu nutné aktivní a vhodné držení segmentů těla. Na základě těchto výroků se dá předpokládat, že posturální stabilita je závislá na pozici tělních segmentů. Z toho by se dalo usuzovat, že míra posturální stability souvisí se stabilitou mezi tělními segmenty, s ohledem na naše téma také se stabilitou trupu a pánve. Proto se budeme inspirovat ze studií popisující posturální stabilitu a jejich výsledky se pokusíme interpretovat do našeho výzkumu.

Mnoho studií prokázalo odchylky v posturální nestabilitě v průběhu MC, ale výsledky nebyly jednoznačné a byly závislé především na obtížnosti úkolu při testování (Iman Akef & Haneul, 2020;

Sung & Kim, 2018; Mokošáková, 2018). Celkově výzkumníci předpokládali, že jelikož jsou hlavní struktury přispívající k rovnováze ovlivněny hormonálními fluktuacemi, budou pozorovatelné rozdíly v rovnováze v průběhu MC, pokud nedojde k adaptačním mechanismům. Objevily se dvě hypotézy založené na tom, kdy v průběhu MC dochází k posturální nestabilitě. Někteří výzkumníci hlásí menší stabilitu během PeO a argumentují tím, že estrogen spouští laxitu vazů a oslabuje svalovou sílu (Lee et al. 2018; Park, Stefanyshyn, Ramage, Hart, & Ronsky, 2009), protože má inhibiční účinek na syntézu kolagenu (Silbernagel et al., 2015). Jiní vědci tvrdí, že hormonální změny probíhající v průběhu MC mohou být ovlivněny mnoha aspekty posturální stability současně, spíše než jen jedním zdrojem posturálních informací, jako je např. vestibulární systém (Darlington, 2001).

Studie žen po menopauze ukazují, že snížení estrogenu a progesteronu v menopauze je spojeno se snížením posturální stability a zvýšeným rizikem pádu. Naopak bylo prokázáno, že hormonální substituční terapie u žen po menopauze snižuje posturální nestabilitu a riziko pádu (Ekblad, Lomborg, Berg, Odkvist, & Ledin, 2000).

Zvýšení posturální nestability na začátku MC je také v souladu s informacemi od žen, popisujících zvýšené pocity nemotornosti na začátku menstruace (viz výsledky výše). Bylo popsáno, že progesteron moduluje funkci GABA i glutamátového receptoru v mozečku, proto jednou z možností je, že zvýšené laterální kývání je způsobené účinky nízkých hladin progesteronu v cerebelárních drahách (Darlington, Ross, King, & Smith, 2001).

Výsledky dalších studií naznačují, že změny hladin estrogenu a progesteronu během MC mohou mít významný vliv na neurologické funkce. Řada studií naznačovala, že estrogen a progesteron by mohly významně ovlivnit zrakově-vestibulární funkce, související s posturální stabilitou (Darlington, Ross, King, & Smith, 2001). Grunfeld a Gresty (1998) uvedli, že ženy zažívají zvýšení kinetózy před menstruací a také během dnů 1 ± 7 menstruačního cyklu.

Ve studii dle Darlingtona, Rosse, Kinga a Smithe (2001), bylo dokázáno, že hormonální změny probíhající napříč MC nemají žádný významný vliv na zrakové funkce, zatímco významně ovlivňují posturální stabilitu ve smyslu míry laterálního, nikoli však předozadního „kývání“. Míra laterálního kývání byla významně větší ve dnech 5 a 25 cyklu než ve dnech 12 a 21. Nepotvrdilo se ani, že by laterální „kývání“ přímo souviselo se změnami ve vestibulárním systému. Existuje však souvislost mezi sníženou posturální stabilitou v laterální rovině a nízkými hladinami cirkulujících estrogenů a progesteronu (Darlington, Ross, King, & Smith, 2001).

Výsledky studií podporující výskyt vyšší nestability v souvislosti s nižšími hladinami estrogenu souhlasí s výsledky naší studie. V naší studii se totiž prokázala vyšší variabilita pohybu trupu a pánve (rozdíl však nebyl statisticky významný), která může souviset s nestabilitou tělesných segmentů, právě v menstruační fázi MC, kdy jsou hladiny estrogenu nízké. Avšak závěr nelze globalizovat, jelikož existují studie popisující opačný jev. Ve studii dle Sunga a Kima (2018) i ve studii dle Lee a Petrofsky (2018) je

popisována vyšší posturální nestabilita během PeO ve srovnání s menstruační fází. Autoři Yim, Petrofsky a Lee (2018) ve své studii taktéž popisují, že tělesná výkonnost je během MC ovlivněna zvýšenou flexibilitou v PeO. V průběhu PeO klesá výkon posturální stability a posturální oscilace se zvyšují.

Kolísání hladiny estrogenu v průběhu MC může ovlivnit přímo i nepřímo ženský nervosvalový systém, což může mít vliv mimo jiné na posturální stabilitu i svalovou koordinaci. Změny hodnot estrogenu a progesteronu kvalitativně i kvantitativně ovlivňují svalovou sílu, hypertrofii svalových vláken 2. typu i poměr jader k svalovým vláknům (Sung et al., 2014). Dále se uvádí, že estrogény a androgeny ovlivňují verbální plynulost, verbální paměť, výkon v prostorových úkolech a jemnou motorickou dovednost (Sung, & Kim, 2018). Některé hypotézy podporující změny v nervosvalovém systému v průběhu MC zde budou představeny, protože vysvětlují, proč lze očekávat změny v chůzi u žen v různých fázích MC.

Během MC dochází ke změnám tělesné teploty a k působení estradiolových receptorů na pojivové tkáně. Zvýšení teploty tělesného jádra i tělesného povrchu je spojeno s druhou polovinou pravidelného MC. Při ovulaci může teplota centrální i periferní tkáně stoupnout o více než 1 °C. Zvýšená teplota tkání činí šlachy a vazy pružnějšími. Estrogen i zvýšená teplota mohou mít komplexní účinky na laxitu vazů (Lee & Petrofsky, 2018).

Ženy trpí zraněním předního zkříženého vazů (ACL) čtyřikrát až šestkrát častěji než muži, což vede k domněnce, že faktorem mohou být fluktuace endokrinního prostředí žen (Hewett, Zazulak, Myer, 2007). Přítomnost pohlavních hormonů nebo relaxačních receptorů v ACL by mohla vést k vysvětlení jejich účinku na tuto strukturu. K tomuto procesu však mohou přispívat i jiné vnější nebo vnitřní faktory (Khowailed, Petrofsky, Lohman, Daher, & Mohamed, 2015). Zdá se, že nedávné přehledy ukazují snížené riziko poranění ACL během luteální fáze (L) oproti folikulární fázi (F) a periovulačnímu období (PeO). Během PeO v porovnání s jinými fázemi MC, byla nalezena zvýšená laxita ACL, což se vysvětlovalo vysokou hladinou estradiolu (Herzberg et al., 2017; Somerson, Isby, Hagen, Kweon, Gee, 2019). Ve studii dle Shultz et al. (2012) je také popisována vyšší laxita vazů během PeO oproti jiným obdobím menstruačního cyklu. Ve studii dle Lee a Petrofsky (2018), byla zkoumána laxita plantární fascie v průběhu MC. Bylo popsáno zvýšení laxity se zvýšením hodnot estrogenu, který ovlivnil vazy a šlachy.

Estrogen uvolňuje kolagenové příčné můstky ve vazech a mění aktivitu aktomyosin ATPázy v kosterním svaly. Estrogen působí relaxaci vazů a zpomalení rychlosti svalové kontrakce, což je kompenzováno větší svalovou aktivitou k udržení motorické kontroly v kloubech (Lee, & Petrofsky, 2018).

Závěry ovšem nejsou zcela přesvědčivé, protože se nepotvrdila žádná souvislost mezi zvýšeným rizikem trhlin ACL a zvýšenou laxitou (Somerson, Isby, Hagen, Kweon, Gee, 2019). Jiní autoři navíc

neuedli žádnou významně odlišnou laxitu ACL u sportovkyň na vysoké úrovni v F, PeO a L, v klidu nebo při cvičení (Belanger et al., 2004; Beynon et al., 2005).

Různé studie naznačily potenciální 20% snížení rizika ruptury ACL při užívání estrogen-progestinové perorální antikoncepce (COC) (Herzberg et al., 2017, Konopka, Hsue, Chang, Thio, Drago, 2020). Byla vyslovena hypotéza, že relativní progestativní dominance u COC zmírňuje estrogení účinek (Herzberg et al., 2017). Nicméně všichni autoři uvedli jako omezení studie malou velikost vzorku, heterogenitu subjektů a metodologické obavy. Konečně, Nose-Ogura et al. (2017) ukázali, že COC během L snížily hladiny relaxinu-2 v séru u sportovců s vysokými koncentracemi relaxinu-2.

Jak lze vidět dle výsledků předložených studií, současné znalosti o vlivu MC na pohybový systém zůstávají řídké a rozporné. Longitudinální multidisciplinární přístup by mohl být vhodnou výzkumnou volbou k určení, zda fáze cyklu, jeho absence nebo užívání různých antikoncepčních prostředků má dopad na pohybový systém ženy a její fyzický výkon (Castanier et al., 2021).

Na základě současného poznání o MC a variabilitě pohybu by se výsledky našeho výzkumu s ohledem na téma práce daly interpretovat následovně. Řada studií deklaruje v PeO zvýšenou laxitu vazů, vyšší nestabilitu a tím pádem i zvýšený rozsah pohybů v tělesných segmentech. To se potvrdilo i v našem výzkumu, v části zkoumající rozsah pohybu v průběhu dvou fází MC, která je však součástí jiné diplomové práce. Byl popsán větší rozsah pohybu v periovulační fázi MC, který může podporovat teorii o vlivu estrogenu na laxitu vazů a tím je umožněn pohyb v kloubech do větších rozsahů. Předpokládali jsme, že současně v periovulačním období také dojde k nárůstu variability pohybu trupu a pánve. Tato tendence se ovšem nepotvrdila. Vyšší variabilitu řada autorů považuje za projev vyšší nestability tedy za sníženou neuromuskulární kontrolu pánve a trupu. V tom případě, bychom výsledky mohly vyhodnotit jako vyšší nestabilitu pohybu trupu a pánve v menstruačním období MC. Proto ačkoliv je v periovulačním období větší rozsah pohybu trupu a pánve, dá se předpokládat, že i tak je pohyb v těchto segmentech oproti menstruační fázi stabilnější. Možným vysvětlením je copingový mechanismus popisovaný autory Sarvestanem et al. (2021) a Springerem a Gottliebem (2017). Tito autoři navrhuje, že snížená variabilita během složitých podmínek chůze může odrážet reorganizaci senzomotorického systému směrem ke stabilnějšímu vzoru provádění pohybu. Složitější podmínky pro chůzi by v našem případě mohly představovat interní faktory, kterými jsou především estrogeny a zvýšená tělesná teplota v PeO vedoucí k zvýšené laxitě vazů. Je možné že senzomotorický systém v důsledku těchto změn přeměrovává chůzi ke stabilnějšímu, méně rozmanitému mechanismu.

Zvýšená variabilita je často považována za nevýhodu, ale někdy také za známku adaptability a flexibility CNS v tom smyslu, že může být důsledkem využívání mnoha stupňů volnosti dostupných v systému. Je zřejmé, že je zapotřebí dalšího výzkumu, aby se tyto dva pohledy sladily do jednoho koherentního rámce, který je schopen s jistotou předvídat, kdy a jaká variabilita je „dobrá“ a kdy a jaká

je „špatná“. Bez takového koherentního rámce, nemůžeme s jistotou dojít k závěru, že existuje dobrá konstrukční validita pro míry variability jako prediktorů stability nebo nestability systému. Důležitým krokem k dosažení takového koherentního rámce by bylo uvažovat z hlediska „ekvivalentu cíle“ variability jako „strategie kontroly“ nebo „kontroly omezení“. Míry variability jsou prediktivní pro pravděpodobnost stability pouze tehdy, když je kontrolní strategie invariantní mezi srovnávanými skupinami nebo měřeními. Navíc je stále otevřenou otázkou, které parametry variability nejlépe predikují stabilitu systému, protože výzkum ukázal, že některá měřítka variability mohou být lepšími prediktory než jiná (Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013).

V našem výzkumu nebyli zjištěny přesvědčivé statisticky významné rozdíly ve variabilitě pohybu trupu a pánve při chůzi v PeO a M fázi MC je. Možným důvodem je, že mezi jednotlivými měřeními ženami byly velké rozdíly ve variabilitě pohybu trupu a pánve v obou fázích MC. Také je nutné podotknout, že k nízkému počtu probandů (18) zjištěné trendy nemusí být reprezentativní a není vyloučené, že by při vyšším počtu probandů byly zcela vyvráceny. Mohou však sloužit jako inspirace pro další zkoumání.

Závěry

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit variabilitu pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu. Chůze byla měřena při přirozené rychlosti chůze s využitím kamerového systému Vicon. Hodnotili jsme směrodatnou odchylku (absolutní variabilita) a variační koeficient (relativní variabilita) rozsahu pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi. Dále jsme hodnotili koordinaci mezi pohybem trupu a pánve v jednotlivých rovinách pomocí kontinuální relativní fáze konkrétně pomocí průměrné hodnoty fázového úhlu a pomocí korelace. Na základě výsledků této práce lze vyvodit následující závěry:

1. Variabilita pohybu trupu a pánve se mezi periovulační a menstruační fází MC neliší.
2. Koordinace pohybu trupu a pánve mezi periovulační a menstruační fází MC se neliší.

Souhrn

Diplomová práce se zabývá variabilitou pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu.

V teoretické části diplomové práce jsou shrnuty poznatky o mechanismu chůze, kde je podrobněji popsán chůzový cyklus, jehož znalost je základním předpokladem vyšetření chůze ve fyzioterapeutické praxi. Dále zde byl vymezen prostor pro kinematiku trupu a pánve při chůzi, jelikož tyto části těla byly v popředí této práce. Další kapitoly pojednávají o variabilitě pohybu a především o variabilitě chůze. Jsou zde také popsány metody hodnocení variability objasňující zejména lineární přístup a stanovení koordinační variability. Závěrečné kapitoly prezentují průběh menstruačního cyklu a pojednávají o vlivu ženských hormonů na nervově-pohybový systém. Praktická část zahrnuje výsledky výzkumu, jehož hlavním cílem bylo zhodnotit variabilitu trupu a pánve při chůzi v průběhu periovulační a menstruační fáze menstruačního cyklu. Hodnotili jsme směrodatnou odchylku (absolutní variabilita) a variační koeficient (relativní variabilita) rozsahu pohybu trupu a pánve v periovulační a menstruační fázi. Dále jsme hodnotili koordinaci mezi pohybem trupu a pánve v jednotlivých rovinách pomocí kontinuální relativní fáze. Výzkumu se zúčastnilo 18 žen ve věku 20–27 let.

Každá účastnice podstoupila jedno měření v periovulační a v menstruační fázi menstruačního cyklu. Pro vyšetření chůzového cyklu byly využity prostory laboratoře pro 3D kinematickou analýzu chůze. Na ženy byly v konkrétních místech umístěny reflexní značky, jejichž pohyb byl v průběhu měření snímán, a následně byl ze záznamu odvozen pohyb zkoumaných segmentů těla. Bylo nasnímáno 10 pokusů chůze přirozenou rychlostí v laboratorních podmínkách. Z šesti pokusů byla vypočítána z rozsahů pohybu směrodatná odchylka (absolutní variabilita) a variační koeficient (relativní variabilita). Pro zhodnocení úrovně koordinace mezi trupem a pánví ve všech třech rovinách byl použit postup nazývaný kontinuální relativní fáze (CRP). Pro vyjádření míry koordinace v rámci celého cyklu jedním číslem byla použita průměrná hodnota fázového úhlu (MARP). Pro posouzení míry koordinace mezi trupem a pánví byla dále využita korelace mezi průběhem fázového úhlu trupu a průběhem fázového úhlu pánve v každé ze sledovaných rovin.

Dle výsledků této práce nebyl prokázán významný rozdíl ve variabilitě pohybu trupu a pánve mezi periovulační a menstruační fázi v žádné z použitých hodnotících metod. Neukázal se významný rozdíl mezi měřeními ani v absolutní ani v relativní variabilitě. Také u hodnocení koordinace pohybu mezi trupem a pánví v jednotlivých rovinách nebyl zjištěn žádný významný rozdíl mezi měřeními. Jedním z důvodů mohou být velké inter-individuální rozdíly mezi měřeními ženami.

Summary

The diploma thesis deals with the variability of the movement of the trunk and pelvis during walking in women in the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle.

In the theoretical part of the diploma thesis, knowledge about the mechanism of walking is summarized, where the walking cycle is described in more detail, the knowledge of which is a basic prerequisite for the examination of walking in physiotherapy practice. Furthermore, space was defined here for the kinematics of the trunk and pelvis during walking, as these parts of the body were at the forefront of this work. The next chapters discuss the variability of movement and especially the variability of walking. Methods of evaluating variability are also described here, clarifying in particular the linear approach and the determination of coordination variability. The final chapters present the course of the menstrual cycle and discuss the influence of female hormones on the neuromotor system. The practical part includes the results of the research, the main goal of which was to evaluate the variability of the trunk and pelvis while walking during the periovulatory and menstrual phases of the menstrual cycle. We evaluated the standard deviation (absolute variability) and the coefficient of variation (relative variability) of the range of motion of the trunk and pelvis in the periovulatory and menstrual phases. Furthermore, we evaluated the coordination between trunk and pelvis movement in individual planes using continuous relative phase. 18 women aged 20–27 participated in the research.

Each participant underwent one measurement in the periovulatory and in the menstrual phase of the menstrual cycle. The premises of the laboratory for 3D kinematic analysis of gait were used to examine the gait cycle. Reflective markers were placed on the women in specific places, the movement of which was recorded during the measurement, and the movement of the examined body segments was subsequently derived from the recording. 10 walking trials at natural speed were recorded. From the six trials in each condition, the standard deviation (absolute variability) and coefficient of variation (relative variability) were calculated from the range of motion. A procedure called continuous relative phase (CRP) was used to assess the level of coordination between the trunk and pelvis in all three planes. To express the degree of coordination within the entire cycle with one number, the average value of the phase angle (MARP) was used. To assess the degree of coordination between the trunk and the pelvis, the correlation between the course of the phase angle of the trunk and the course of the phase angle of the pelvis in each of the monitored planes was used.

According to the results of this work, no significant difference in the variability of trunk and pelvis movement between the periovulatory and menstrual phases was demonstrated in any of the evaluation methods used. No significant difference between measurements was shown in either

absolute or relative variability. Also, in the evaluation of the coordination of movement between the trunk and the pelvis in individual planes, no significant difference was detected by the measurements. One of the reasons may be large inter-individual differences between the measured women.

Referenční seznam

- Ahmadi, S., Wu, C., Sepehri, N., Kantikar, A., Nankar, M., & Szturm, T. (2017). The Effects of Aging and Dual Tasking on Human Gait Complexity During Treadmill Walking: A Comparative Study Using Quantized Dynamical Entropy and Sample Entropy. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(1). doi: 10.1115/1.4037945
- Ajong, A. B., Tankala, N. N., Yakum, M. N., Azenoi, I. S., & Kenfack, B. (2020). Knowledge of peri-menarcheal changes and a comparative analysis of the age at menarche among young adolescent school girls in urban and rural Cameroon. *BMC Public Health*, 20(1). doi: 10.1186/s12889-020-09787-y
- Alkjær, T., Raffalt, P., Petersen, N. C., & Simonsen, E. B. (2012). Movement Behavior of High-Heeled Walking: How Does the Nervous System Control the Ankle Joint during an Unstable Walking Condition? *PLoS ONE*, 7(5). doi: 10.1371/journal.pone.0037390
- Almarwani, M., VanSwearingen, J., Perera, S., Sparto, P. J., & Brach, J. S. (2016). Challenging the motor control of walking: Gait variability during slower and faster pace walking conditions in younger and older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 66, 54–61. doi: 10.1016/j.archger.2016.05.001
- Arauz, P. G., Garcia, M. G., Chiriboga, P., TacoVasquez, S., Klaic, D., ... Verdesoto, E. (2022). Spine and lower body symmetry during treadmill walking in healthy individuals—In-vivo 3-dimensional kinematic analysis. *PLoS ONE* 17(10). Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275174>
- Arellano, C. J., O'Connor, D. P., Layne, C., & Kurz, M. J. (2009). The independent effect of added mass on the stability of the sagittal plane leg kinematics during steady-state human walking. *Journal of Experimental Biology*, 212(12), 1965–1970. doi: 10.1242/jeb.026153
- Baida, S. R., King, E., Richter, C., Gore, S., Franklyn-Miller, A., & Moran, K. (2021). Hip muscle strength explains only 11% of the improvement in HAGOS with an intersegmental approach to successful rehabilitation of athletic groin pain. *Am J Sports Med*, 49(11), 2994–3003. doi: 10.1177/03635465211028981
- Baida, S., King, E., Gore, S., Richter, C., Franklyn-Miller, A., & Moran, K. (2022). Movement Variability and Loading Characteristics in Athletes With Athletic Groin Pain: Changes After Successful Return to Play and Compared With Uninjured Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 10(10). doi:10.1177/23259671221125159
- Barber, S. J., Hamel, K., Ketcham, C., Lui, K., Taylor-Ketcham N. (2020). The effects of stereotype threat on older adults' walking performance as a function of task difficulty and resource evaluations. *Psychol Aging*, 35(2), 250-266. doi: 10.1037/pag0000440.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F. R., & Kressig, R. W. (2009). Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *J Neuroeng Rehabil*, 6, 1. doi: 10.1186/1743-0003-6-32.

- Beauchet, O., Dubost, V., Herrmann, F. R., & Kressig, R. W. (2005). Stride-to-stride variability while backward counting among healthy young adults. *J Neuroeng Rehabil*, 2, 1. doi: 10.1186/1743-0003-2-26.
- Belanger, M. J, Moore, D. C, Crisco, J. J., Fadale, P. D., Hulstyn, M. J., & Ehrlich, M. G. (2004). Knee laxity does not vary with the menstrual cycle, before or after exercise. *Am J Sports Med*, 32(5), 1150-7. doi: 10.1177/0363546503261360
- Berger, A., Horst, F., Steinberg, F., Thomas, F., Müller-Eising, C., Schöllhorn, W. I., & Doppelmayr, M. (2019). Increased gait variability during robot-assisted walking is accompanied by increased sensorimotor brain activity in healthy people. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 1-13.
- Berne, R. M., Koeppen, B. M., & Stanton, B. A. (210). *Physiology*. Philadelphia, PA: Mosby/Elsevier.
- Beynon, B. D., Bernstein, I. M., Belisle, A., Brattbakk, B., Devanny, P., Risinger, R., & Durant, D. (2005). The effect of estradiol and progesterone on knee and ankle joint laxity. *Am J Sports Med*, 33(9), 1298–304. doi: 10.1177/0363546505275149.
- 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*. doi: 10.1016/j.jsams.2020.04.022
- Brach, J. S., Berlin, J. E., Van Swearingen, J. M., Newman, A. B., & Studenski, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J Neuroeng Rehabil*, 26(2), 21.
- Brach, J. S., Studenski, S., Perera, S., Van Swearingen, J. M., & Newman, A. B. (2008). Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture*, 27, 431–439.
- Bruijn, S. M., Bregman, D. J. J., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2011). The validity of stability measures: A modelling approach. *Journal of Biomechanics*, 44(13), 2401–2408. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.0
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(83), 20120999–20120999. doi: 10.1098/rsif.2012.0999
- Caldwell, W. E., & Moloy, H. C. (1938). Anatomical Variations in the Female Pelvis: Their Classification and Obstetrical Significance: Section of Obstetrics and Gynaecology. *Proc R Soc Med*, 32(1), 1-30.
- Cappello, A., Cappozzo, A., Croce, U. D., & Leardini, A. (1997). Bone Position and Orientation Reconstruction Using External Markers. In: Allard, P., Cappozzo, A., Lundberg, A., Vaughan, C. L. (eds.), *Three-dimensional Analysis of Human Locomotion*. Chichester: John Wiley & Sons, UK.
- Cappozzo A., Lundberg, A., Allard P., & Vaughan, Ch., L. (1997). *Three-dimensional analysis of human locomotion*. Chichester: John Wiley.

- 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), 1667. doi: 10.3390/ijerph18041667
- Castanier, C., Bougault, V., Teulier, C., Jaffré, C., Schiano-Lomoriello, S., Vibarel-Rebot, N., ... Collomp, K. (2021). The Specificities of Elite Female Athletes: A Multidisciplinary Approach. *Life*, *11*(7), 622. doi: 10.3390/life11070622
- Cromwell, R. L., Aadland-Monahan, T. K., Nelson, A. T., Stern-Sylvestre, S. M., & Seder, B. (2001). Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther*, *31*, 255–62, doi: 10.2519/jospt.2001.31.5.255
- Čepický, P. (2021). *Gynekologické minimum pro praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Dapp, U., Vinyard, D., Golgert, S., Krumpoch, S., & Freiburger, E. (2022). Reference values of gait characteristics in community-dwelling older persons with different physical functional levels. *BMC Geriatr*, *22*(1), 713. doi: 10.1186/s12877-022-03373-0.
- Darlington, C. L., Ross, A., King, J., & Smith, P. F. (2001). Menstrual cycle effects on postural stability but not optokinetic function. *Neuroscience Letters*, *307*(3), 147–150. doi:10.1016/s0304-3940(01)01933-4
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems. *Sports Med*, *33*, 245–260. doi: 10.2165/00007256-200333040-00001.
- Dedrick, G. S., Sizer, P. S., Merkle, J. N., Hounshell, T. R., Robert-McComb, J. J., Sawyer, S. F., ... Roger James, C. (2008). Effect of sex hormones on neuromuscular control patterns during landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(1), 68–78. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.09.004
- Dingwell, J. B. & Kang, H. G. (2007). Differences between local and orbital dynamic stability during human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, *129*, 586–593.
- Dingwell, J. B. & Marin, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, *39*(3), 444–452. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.01
- Dotov, D. G, Cochen de Cock, V., Geny, C., Ihalainen, P., Moens, B., Leman, M., Bardy, B., & Dalla Bella, S. (2019). The role of interaction and predictability in the spontaneous entrainment of movement. *J Exp Psychol Gen*, *148*(6), 1041-1057. doi: 10.1037/xge0000609. PMID: 31180717.
- Drake, R. L., Vogl, Mitchell W. A. W. M., & Horn, A. (2020) *Gray's anatomy for students*. Philadelphia: Elsevier.
- Driák, D. (2020). *Antikoncepce*. Praha: Galén.
- Dubost, V., Annweiler, C., Aminian, K., Najafi, B., Herrmann, F. R., & Beauchet, O. (2008). Stride-to-stride variability while enumerating animal names among healthy young adults: result of stride velocity or effect of attention-demanding task? *Gait Posture*, *27*, 138–143. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.011.
- Dylevský, I. (2006). *Základy anatomie*. Praha: Triton.

- Earls, J. (2021). *Zrozeni k chůzi: proč a jak chodíme po dvou: myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. Praha: Grada Publishing.
- Ekblad, S., Lomberg, B., Berg, G., Odkvist, L., Ledin, T. & Hammar, M. (2000). Estrogen effects on postural balance in postmenopausal women without vasomotor symptoms: a randomized masked trial, *Obstetrics and Gynecol.*, *95*, 278±283.
- Ekvall Hansson, E., Akar, Y., ... Liu, T. (2022). Gait parameters when walking with or without rollator on different surface characteristics: a pilot study among healthy individuals. *BMC Res Notes* *15*, 308. Retrieved from <https://doi.org/10.1186/s13104-022-06196-9>
- Fallah Yakhdani, H. R., Bafghi, H. A., Meijer, O. G., Bruijn, S. M., Dikkenberg, N. van den, Stibbe, A. B., ... van Dieën, J. H. (2010). Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, *25*(3), 230–236. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.12
- Gombatto, S. P., Brock, T., DeLork, A., Jones, G., Madden, E., & Rinere, C. (2015). Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. *Gait & Posture*, *42*(4), 539–544. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.08.01
- González, A., Medellín-Castillo, H., & Cardenas, A. (2017). Analysis of the kinematic variation of human gait under different walking conditions using computer vision. *Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica* *38*. 437-457. Retrieved from [dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.2](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.2)
- Grabner, M. D. & Troy, K. L. (2005). Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *J Neuroeng Rehabil*, *2*, 1. doi: 10.1186/1743-0003-2-25.
- Grunfeld, E. & Gresty, M., (1998). Relationship between motion sickness, migraine and menstruation in crew members of a 'round the world' yacht race, *Brain Res. Bull.*, *47*, 433± 436.
- Hamacher, D., Hamacher, D., Herold, F., & Schega, L. (2016). Effect of dual tasks on gait variability in walking to auditory cues in older and young individuals. *Experimental Brain Research*, *234*(12). doi: 10.1007/s00221-016-4754-x
- Hamacher, D., Singh, N. B., Van Dieen, J. H., Heller, M. O., & Taylor, W. R. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of The Royal Society Interface*, *8*(65), 1682–1698. doi: 10.1098/rsif.2011.0416
- Hamill, J. & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Han, S. H, Kim, C. O., Kim, K. J, Jeon, J., Chang, H., ... Kim, E. S., et al. (2019) Quantitative analysis of the bilateral coordination and gait asymmetry using inertial measurement unit-based gait analysis, *PLOS ONE*, *14*(10), e0222913. doi: 10.1371/journal.pone.0222913

- Harbourne, R. T., Deffeyes, J. E., Kyvelidou, A., & Stergiou, N. (2009). Complexity of postural control in infants: Linear and nonlinear features developed by principal component analysis. *Nonlinear Dynamics, Psychology and Life Sciences*, *13*, 123–144.
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil*, *2*, 1. doi: 10.1186/1743-0003-2-19.
- Hausdorff, J. M. (2007). Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, *26*, 555–589.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(8), 1050–1056. doi: 10.1053/apmr.2001.24893
- Herzberg, S. D, Motu'apuaka, M. L, Lambert, W., Fu R, Brady, J., & Guise, J. M. (2017). The Effect of Menstrual Cycle and Contraceptives on ACL Injuries and Laxity: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med*, *21*, 5(7). doi: 10.1177/2325967117718781.
- Hewett, T. E., Zazulak, B. T., & Myer, G. D. (2007). Effects of the Menstrual Cycle on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *Am. J. Sports Med*, *35*, 659–668.
- Hirai, H., Matsui, K., Imura, T., Mitsumori, K., & Miyazaki, F. (2010). Modular control of limb kinematics during human walking. *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*. doi: 10.1109/biorob.2010.5628042
- Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture*, *26*, 113–119. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.08.005.
- Hoskovcová, M., Hradil, V., Jandová, D. J., Michalíček, P., & Vacek, J. (2017). *Léčebná rehabilitace bolestivých stavů hybné soustavy*. Praha: Raabe.
- Cheatham, S., W., & Kolber, M., J., (2016). *Orthopedic management of the hip and pelvis*. St. Louis, MO: Elsevier.
- Chiasson-Poirier, L., Younesian, H., Turcot, K., Sylvestre, J. (2022). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture*, *26*, 128–134. doi: 10.3390/s22197180
- Chmelík, F. (2014). Manuál pro publikování v kinantropologii podle normy APA. Retrieved from <https://www.knihovna.upol.cz/fileadmin/userdata/cm/knihovna/FTK/ManualAPA.pdf>
- Jordan, K., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*, *26*, 128–134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.08.010.
- Kálal, J., Kolář, P., Korbelař, P., Noble, C., Otáhal, S., Dylevský, I., & Kučera, M. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada.
- Kang, H. G. & Dingwell, J. B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait and Posture*, *27*(4), 572–577.

- 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 & Posture*, *85*, 88–95. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.01.01
- Khowailed, I. A. & Lee, H. (2021). Neuromuscular Control of Ankle-stabilizing Muscles-specific Effects of Sex and Menstrual Cycle. *Int J Sports Med*, *42*(3),270-276. doi: 10.1055/a-1236-3654.
- Khowailed, I. A., Petrofsky, J., Lohman, E., Daher, N., & Mohamed, O. (2015). 17β-Estradiol Induced Effects on Anterior Cruciate Ligament Laxness and Neuromuscular Activation Patterns in Female Runners. *J. Womens Health*, *24*, 670–680.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Kishali, N. F., Imamoglu, O., Katkat, D., Atant, T., & Akyol, P. (2006). Effects of menstrual cycle on sports performance. *International Journal of Neuroscience*, *116*(12), 1549–1563. doi: 10.1080/00207450600675217
- Kiss, R. M. (2010). Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, *20*, 1044–1051. Retrieved from <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.005>.
- Ko, S. U., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2010). Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age and Ageing*, *39*, 688–694.
- Kolář, P. (2013). *Clinical rehabilitation*. Praha: Alena Kobesová.
- Konopka, J. A., Hsue, L., Chang, W., Thio, T., & Dragoo, J. L. (2020). The Effect of Oral Contraceptive Hormones on Anterior Cruciate Ligament Strength. *Am J Sports Med*, *48*(1), 85-92. doi: 10.1177/0363546519887167.
- Kračmar, B., Chrástková, M. a Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum.
- Kressig, R. W., Beauchet, O., & European GNG (2006). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, *18*, 174–176.
- Kumar, D., Villarreal, D. J., & Meuret, A. E. (2021) Walking on the bright side: Associations between affect, depression, and gait. *PLoS ONE*, *16*(12). Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal>.
- Laurentius T., Quandel, J., Bollheimer, L. C., Leonhardt, S., Ngo, C., & Lüken, M. (2022). Spatiotemporal gait parameters in young individuals wearing an age simulation suit compared to healthy older individuals. *Eur Rev Aging Phys Act*, *18*, 19(1), 29. doi: 10.1186/s11556-022-00298-w.
- Le, J., Thomas, N., & Gurvich, C. (2020). Cognition, The Menstrual Cycle, and Premenstrual Disorders: A Review. *Brain Sciences*, *10*(4), 198. doi: 10.3390/brainsci10040198

- Lee, H. & Petrofsky, J. (2018). Differences Between Men and Women in Balance and Tremor in Relation to Plantar Fascia Laxity During the Menstrual Cycle. *Journal of Athletic Training*, 53(3), 255–261. doi: 10.4085/1062-6050-2-17
- Lee, H., Petrofsky, J. S., Daher, N., Berk, L., Laymon, M., & Khowailed, I. A. (2013). Anterior cruciate ligament elasticity and force for flexion during the menstrual cycle. *Med Sci Monit*, 19, 1080-8. doi: 10.12659/MSM.889393
- Lee, M. & Park, S. (2020). Estimation of Three-Dimensional Lower Limb Kinetics Data during Walking Using Machine Learning from a Single IMU Attached to the Sacrum. *Sensors*, 20(21), 6277. doi:10.3390/s20216277
- Lewis, C. L., Laudicina, N. M., Khuu, A., & Loverro, K. L. (2017). The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *Anat Rec (Hoboken)*, 300(4), 633-642. doi: 10.1002/ar.23552.
- Li, L., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., & Lin, F. R. (2013). Hearing loss and gait speed among older adults in the United States. *Gait & Posture*, 38(1), 25–29. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.006
- Li, Y., Kakar, R. S., Walker, M. A., Guan, L., & Simpson, K. J. (2018). Upper Trunk–Pelvis Coordination During Running Using the Continuous Relative Fourier Phase Method. *Journal of applied biomechanics*, 34(4), 312-319.
- Lord, S., Howe, T., Greenland, J., Simpson, L., & Rochester, L. (2011). Gait variability in older adults: A structured review of testing protocol and clinimetric properties. *Gait & Posture*. 34, 443-450.
- Lv, C., Turel, O., & He, Q. (2021). The Onset of Menstruation and Social Networking Site Use in Adolescent Girls: The Mediating Role of Body Mass Index. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(19), 9942. Retrieved from <https://doi.org/10.3390/ijerph18199942>
- Martin, K. L., Blizzard, L., Wood, A. G., Srikanth, V., Thomson, R., Sanders, L. M., & Callisaya, M. L. (2012). Cognitive Function, Gait, and Gait Variability in Older People: A Population-Based Study. *The Journals of Gerontology: Series A*, 68(6), 726–732. doi: 10.1093/gerona/gls224
- Merkunová, A. & Orel, M. (2008). *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada Publishing.
- Miller, D. J., Stergiou, N., & Kurz, M. J. (2006). An improved surrogate method for detecting the presence of chaos in gait. *Journal of Biomechanics*, 39, 2873–2876.
- Mokošáková, M., Senko, T., Okuliarová, M., Kršková, L., Hlavačka, & F., Zeman, M. (2018). Effect of oral contraceptives intake on postural stability in young healthy women throughout the menstrual cycle. *Gen Physiol Biophys*, 37(5), 581-588. doi: 10.4149/gpb_2018015
- Monga, A. K., (2006). *Gynaecology by ten teachers*. London: Hodder Arnold.
- Mysliviček, J., & Riljak, V. (2020). *Fyziologie: repertorium*. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton.

- Najmabadi, S., Schliep, K. C., Simonsen, S. E., Porucznik, C. A., Egger, M. J., & Stanford, J. B. (2020). Menstrual bleeding, cycle length, and follicular and luteal phase lengths in women without known subfertility: A pooled analysis of three cohorts. *Paediatric and Perinatal Epidemiology*, *34*(3), 318–327. doi: 10.1111/ppe.12644
- Nakamura, A., Suzuki, Y., Yano, S., & Nomura, T. (2021). EEG Activity Related to Decrease in Persistency of Gait Cycle Variability during Distracted Walking. *Life Sciences and Technologies*, 183-184, doi: 10.1109/LifeTech52111.2021.9391888.
- Nandy, A., Chakraborty, S., Chakraborty, J., & Venture, G. (2021). *Modern methods for affordable clinical gait analysis: theories and applications in healthcare systems*. London: Academic Press.
- Neumannová, K., Janura, M., Dzirbiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nordin, M. & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Norman, J. & Hart, M. D. (2000) *Gynaecology illustrated*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Nose-Ogura, S., Yoshino, O., Yamada-Nomoto, K., Nakamura, M., Harada, M., Dohi, M., Okuwaki, T., Osuga, Y., Kawahara, & T., Saito, S. (2017). Oral contraceptive therapy reduces serum relaxin-2 in elite female athletes. *J Obstet Gynaecol Res*, *43*(3), 530-535. doi: 10.1111/jog.13226.
- Owings, T. M. & Grabiner, M. D. (2004). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J Biomech*, *37*, 935–8.
- Park, S. K., Stefanyshyn, D. J., Ramage, B., Hart, D. A., & Ronsky, J. L. (2009). Alterations in knee joint laxity during the menstrual cycle in healthy women leads to increases in joint loads during selected athletic movements. *Am J Sports Med*, *37*(6), 1169-77. doi: 10.1177/0363546508330146
- Pathak, P., Moon, J., Roh, S., Roh, C., Shim, Y., Ahn, J. (2022) Application of vibration to the soles reduces minimum toe clearance variability during walking. *PLoS ONE* *17*(1). Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0261732>
- Perry, J. (1992). *Gait analysis*. Normal and pathological function. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated.
- Perry, J. (2004). *Normal Gait*. Rosemont: AAOS.
- Perry, J., & Burnfield, J., M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey: Slack Incorporate.
- Pilka, R. (2017). *Gynekologie*. Praha: Maxdorf.
- Preece, S. J., Mason, D., & Bramah, C. (2016). The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Human movement science*, *45*, 110-118.
- Rasouli, F., Kim, S. H., & Reed, K. B. (2021). Superposition principle applies to human walking with two simultaneous interventions. *Scientific Reports*, *11*(1). doi:10.1038/s41598-021-86840-9

- Reitmaier, S., & Schmidt, H. (2020). Review article on spine kinematics of quadrupeds and bipeds during walking. *Journal of Biomechanics*, 102, 109631. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.10963
- Rob, L., Martan, A. & Ventruba, P. (2019). *Gynekologie*. Praha: Galén.
- Rob, L., Martan, A., & Citterbart. (2008). *Gynekologie*. Praha: Galén.
- Roeder, H. J. & Leira, E. C. (2021). Effects of the Menstrual Cycle on Neurological Disorders. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 21(7). doi: 10.1007/s11910-021-01115-0
- Romer, B. H., Weimar, W., & Fox, J. (2019). Footwear Alters Lower Extremity Coordination Variability. *Perceptual and Motor Skills*. doi: 10.1177/0031512519863183
- Roos, P. E., Dingwell, & J. B. (2010). Influence of simulated neuromuscular noise on movement variability and fall risk in a 3D dynamic walking model. *J. Biomech.* 43, 2929– 2935. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.008
- Rose, J., & Gamble, J., G. (1994). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Rose, J., & Gamble, J., G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Roztočil, A. (2011). *Moderní gynekologie*. Praha: Grada Publishing.
- Sakurai, R., Suzuki, H., Ogawa, S., Takahashi, M., & Fujiwara, Y. (2021). Hearing loss and increased gait variability among older adults. *Gait & Posture*, 87, 54–58. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.04.00
- Sarvestan, J., Ataabadi, P. A., Yazdanbakhsh, F., Abbasi, S., Abbasi, A., Svoboda, Z. (2021). Lower limb joint angles and their variability during uphill walking. *Gait Posture*. 90, 434-440. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.09.195.
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2011). Influence of Low Back Pain Status on Pelvis-Trunk Coordination During Walking and Running. *Spine*, 36(16). doi: 10.1097/brs.0b013e3182015f7c
- Shibly, M. M. H., Hossain, M. A., Hossain, M. F., Nur, M. G., & Hossain, M. B. (2021). Development of biopolymer-based menstrual pad and quality analysis against commercial merchandise. *Bulletin of the National Research Centre*, 45(1). doi: 10.1186/s42269-021-00504-2
- Silbernagel, K. G., Brorsson, A., Olsson, N., Eriksson, B. I., Karlsson, J., & Nilsson-Helander, K. (2015). Sex Differences in Outcome After an Acute Achilles Tendon Rupture. *Orthop J Sports Med* 29, 3(6),2325967115586768. doi: 10.1177/2325967115586768
- Skřenková, J. (2019). Pomenarcheální nepravidelnosti menstruace u dospívajících dívek. *Časopis lékařů českých*. 157. 343-349.
- Smidt, G., L. (1990). *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone.
- Smirnova, V., Khamaturova, R., Kharin, N., Yaikova, E., Baltina, T., & Sachenkov, O. (2022). The Automatization of the Gait Analysis by the Vicon Video System: A Pilot Study. *Sensors*, 22, 7178. Retrieved from <https://doi.org/10.3390/s22197178>

- Somerson, J. S., Isby, I. J., Hagen, M. S., Kweon, C. Y., & Gee, A. O. (2019). The Menstrual Cycle May Affect Anterior Knee Laxity and the Rate of Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JBJS Rev*, 7(9), e2. doi: 10.2106/JBJS.RVW.18.00198
- Sparrow, W. A., Donovan, E., Van Emmerik, R. E. A., & Barry, E. B., (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *J Mot Behav*, 19, 115–129.
- Springer, S., & Gottlieb, U. (2017). Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1). doi: 10.1186/s12891-017-1675-1
- Springer, S., Giladi, N., Peretz, C., Yogev, G., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2006). Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. *Mov Disord*, 21, 950–957. doi: 10.1002/mds.20848.
- Stergiou N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006) Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *J Neurol Phys Ther*, 30. 120–129.
- Stergiou, N. & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. doi: 10.1016/j.humov.2011.06.002
- Sturma, A., Schuhfried, O., Hasenoehrl, T., Ambrozy, C., Salminger, S., ... Hruby, L. A. (2019) The long-term effects of an implantable drop foot stimulator on gait in hemiparetic patients. *PLoS ONE* 14(4). Retrieved from <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214991>
- Su, J. L. S. & Dingwell, J. B. (2007) Dynamic stability of passive dynamic walking on an irregular surface. *J. Biomech. Eng.* 129, 802–810. doi: 10.1115/1.2800760
- Summers, J. J. & Anson, J. G. (2009). Current status of the motor program: Revisited. *Human Movement Science*, 28, 566–577.
- Sung, E. S. & Kim, J. H. (2018). The influence of ovulation on postural stability (Biodex Balance System) in young female. *J Exerc Rehabil*, 24, 14(4), 638-642. doi: 10.12965/jer.1836266.133
- 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.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém VICON MX. *Rehabil. fyz. Lék.*, 17(1), 26-31.
- Svoboda, Z. (2020). Variabilita pohybu lidského těla při chůzi [Habilitační práce]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Svoboda, Z., Rosický, J. & Janura, M. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Tamburini, P., Storm, F., Buckley, C., Bisi, M. C., Stagni, R., & Mazzà, C. (2018). Moving from laboratory to real life conditions: Influence on the assessment of variability and stability of gait. *Gait & Posture*, *59*, 248–252. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.024
- Valmassy, R., L. (1996) *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, Missouri: Mosby.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *9*, 115-121.
- Viljanen, A., Kaprio, J., Pyykkö, I., Sorri, M., Koskenvuo, M., Rantanen, T. (2009). Hearing acuity as a predictor of walking difficulties in older women. *J Am Geriatr Soc*, *57*(12), 2282-6. doi: 10.1111/j.1532-5415.2009.02553.x
- Wang, Y. X., Wang, S., Mitsunami, M., Manson, J., E., Rich-Edwards, J., W., Wang, L., ... Chavarro, J. E. (2021). Pre-pregnancy menstrual cycle regularity and length and the risk of gestational diabetes mellitus: prospective cohort study. *Diabetologia*. doi: 10.1007/s00125-021-05531-2
- Wrightson, J., Ross, E., & Smeeton, N. (2016). The effect of cognitive task type and walking speed on dual-task gait in healthy adults. *Motor Control*, *20*, 109–121. doi: 10.1123/mc.2014-0060.
- Yamin, N. A. A. A., Basaruddin, K. S., Bakar, S. A., Salleh, A. F., Som, M. H. M., & Tien-Dat Hoang, H. Y. (2022). Quantification of Gait Stability During Incline and Decline Walking: The Responses of Required Coefficient of Friction and Dynamic Postural Index. *Journal of Healthcare Engineering*, *8*. Retrieved from <https://doi.org/10.1155/2022/7716821>
- Yim, J., Petrofsky, J., & Lee, H. (2018). Correlation between mechanical properties of the ankle muscles and postural sway during the menstrual cycle. *Tohoku J. Exp. Med*, *244*(3) (2018) 201–207.
- Yoon, S., Jung, H.-W., Jung, H., Kim, K., Hong, S.-K., Roh, H., & Oh, B.-M. (2021). Development and Validation of 2D-LiDAR-Based Gait Analysis Instrument and Algorithm. *Sensors*, *21*, 414. Retrieved from <https://doi.org/10.3390/s21020414>
- Zhou, C., Li, G., Wang, C., Wang, H., Yu, Y., Tsai, T., & Cha, T. (2021). In vivo intervertebral kinematics and disc deformations of the human cervical spine during walking. *Medical Engineering & Physics*, *87*, 63–72. doi: 10.1016/j.medengphy.2020.11.0

Přílohy

Příloha 1

Vyjádření etické komise FTK UP



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 Neuis, 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 směrnici 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

Informovaný souhlas

Název projektu:

Provedení chůze u mladých zdravých žen v různých fázích menstruačního cyklu

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis investigátora pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3

Potvrzení o překladu diplomové práce

POTVRZENÍ O PŘEKLADU MAGISTERSKÉ/DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Helena Sochorová

Ročník: 2.

Akademický rok: 2022/2023

Název magisterské práce: Variabilita pohybu trupu a pánve při chůzi u žen v periovulační a menstruační fázi menstruačního cyklu

Forma studia: prezenční

Studijní obor: aplikovaná fyzioterapie

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Eva Procházková, Ph.D.

Datum: 24. 5.2023

Mgr. Eva Procházková
Překladatelka angličtiny
IČ: 75449447
Tylova 29, Prostějov, 796 01
E-mail: gophry@gmail.com
Mobil: 736 620 115

