

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

HODNOCENÍ ZMĚN KROKOVÉHO CYKLU V PRŮBĚHU TĚHOTENTVÍ PŘI POUŽITÍ ZEVNÍ PODPORY

Diplomová práce

Autor: Bc. Terezie Pospíšilíková

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Hana Bundilová, Ph.D.

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Terezie Pospíšilíková

Název práce: Hodnocení změn krokového cyklu v průběhu těhotenství při použití zevní podpory

Vedoucí práce: Mgr. Hana Bundilová, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Diplomová práce se zabývá vlivem podvazového šátku jako jedné z forem zevní podpory v těhotenství na vybrané parametry statické posturální stability a chůze (variabilita, symetrie, doba chůze, frekvence chůze) u těhotných žen. Výzkumný soubor byl rozdělen dle týdne těhotenství do třech skupin, a to do skupiny žen ve druhém trimestru ($n=10$; 21 ± 3 tt; 27 ± 5 let), žen na přelomu druhého a třetího trimestru ($n=10$; 30 ± 1 tt; 30 ± 5 let), a žen ve třetím trimestru ($n=10$; 35 ± 1 tt; 28 ± 5 let). Kontrolní skupina byla tvořena netěhotnými ženami ($n=10$; 23 ± 4 let). K hodnocení posuzovaných parametrů byla využita silová plošina AMTI OR6-5 a telemetrické senzory Trigno IMU/EMG.

Z výsledků vyplývá významný efekt zevní podpory při snížení parametrů posturální stability při stoji na dominantní dolní končetině pro parametry SDx ($p=0,026$), MVx ($p<0,001$) a MVy ($p<0,001$), při tandemovém stoji s dominantní končetinou vpředu pro parametry MVx ($p<0,001$), MVy ($p<0,001$) a Mva ($p<0,001$) a při tandemovém stoji s nedominantní dolní končetinou vpředu pro parametry MVx ($p<0,001$), MVy ($p<0,001$) a Mva ($p<0,001$). Nebyl nalezen statisticky významný efekt zevní podpory pro vybrané parametry chůze a pro rozložení zatížení na dolních končetinách. Na základě výsledků lze zevní podporu doporučit jako vhodnou pomůcku pro těhotné ženy.

Klíčová slova:

těhotenství, posturální stabilita, chůze, zevní podpora, podvazový šátek

Bibliographical identification

Author: Bc. Terezie Pospíšilíková
Title: Assessment of changes in the gait cycle during pregnancy with the use of external support

Supervisor: Mgr. Hana Bundilová, Ph.D.
Department: Department of Physiotherapy
Year: 2024

Abstract:

The thesis focuses on the influence of a maternity scarf as one form of external support during pregnancy on selected parameters of static postural stability and gait (variability, symmetry, gait duration, gait frequency) in pregnant women. The research sample was divided by gestational week into three groups: women in the second trimester (n=10; 21±3 weeks; 27±5 years), women at the transition from the second to the third trimester (n=10; 30±1 weeks; 30±5 years), and women in the third trimester (n=10; 35±1 weeks; 28±5 years). The control group consisted of nulliparous women (n=10; 23±4 years). Assessment of the parameters was performed using the force platform AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA; sampling frequency 200 Hz) and telemetric sensors Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA).

The results indicate a significant effect of external support on reducing parameters of postural stability while standing on the dominant lower limb for the SDx ($p=0.026$), MVx ($p<0.001$), and MVy ($p<0.001$) parameters, during tandem stance with the dominant limb in front for the MVx ($p<0.001$), MVy ($p<0.001$), and Mva ($p<0.001$) parameters, and during tandem stance with the non-dominant lower limb in front for the MVx ($p<0.001$), MVy ($p<0.001$), and Mva ($p<0.001$) parameters. No statistically significant effect of external support was found for selected gait parameters and for the distribution of load on the lower limbs. Based on the results, external support can be recommended as a suitable aid for pregnant women.

Keywords:

pregnancy, postural stability, gait, external support, maternity scarf

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Hany Bundilové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2024

.....

Děkuji vedoucí práce Mgr. Haně Bundilové, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, udělení množství cenných rad a především věnovaný čas. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Lucii Bizovské Ph.D. za podnětné rady a obětavou práci při zpracování dat. Mé poděkování patří také všem probandům, kteří mi umožnili uskutečnit tento výzkum. V neposlední řadě děkuji mým blízkým, kteří mi byli podporou po celou dobu mého studia.

OBSAH

Obsah	7
1 Úvod	9
2 Přehled poznatků	10
2.1 Těhotenství.....	10
2.1.1 Fyziologické změny v organismu ženy v průběhu těhotenství	10
2.1.2 Biomechanické změny v těhotenství	13
2.1.3 LBP v těhotenství	16
2.1.4 Pohybová aktivita v těhotenství.....	18
2.2 Chůze	21
2.2.1 Analýza chůze	24
2.2.2 Změny krokového cyklu v průběhu těhotenství	25
2.2.3 Vztah chůze a LBP v těhotenství	28
2.3 Posturální stabilita	28
2.3.1 Základní terminologie	30
2.3.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu	32
2.3.3 Testování posturální stability	33
2.3.4 Posturální stabilita ve vztahu k těhotenství.....	34
2.3.5 Posturální stabilita ve vztahu k LBP	38
2.4 Využití zevní podpory v těhotenství	39
3 Cíle.....	41
3.1 Hlavní cíl	41
3.2 Dílčí cíle.....	41
3.3 Výzkumné otázky.....	41
4 Metodika	42
4.1 Výzkumný soubor	42
4.2 Metody sběru dat.....	43
4.2.1 Přístrojové vybavení.....	43
4.3 Postup měření	44
4.4 Posuzované parametry.....	46

4.5	Statistické zpracování dat	47
5	Výsledky.....	49
5.1	Výzkumná otázka č. 1	49
5.1.1	Stoj.....	49
5.1.2	Stoj na dominantní dolní končetině	49
5.1.3	Tandemový stoj s dominantní dolní končetinou vpředu	52
5.1.4	Tandemový stoj s nedominantní dolní končetinou vpředu	54
5.2	Výzkumná otázka č. 2	56
5.2.1	Variabilita chůze	56
5.2.2	Symetrie chůze	57
5.3	Výzkumná otázka č. 3	59
5.3.1	Doba chůze	59
5.3.2	Frekvence chůze	60
5.4	Výzkumná otázka č. 4	60
6	Diskuse.....	62
6.1	Diskuze ke změnám posturální stability v těhotenství.....	63
6.2	Diskuze ke změnám chůze v těhotenství.....	64
6.3	Diskuze k významu podvazového šátku	65
6.4	Limity diplomové práce	68
7	Závěry	69
8	Souhrn	70
9	Summary.....	72
10	Referenční seznam	74
11	Přílohy.....	92

1 ÚVOD

Těhotenství představuje pro většinu žen významnou přirozenou část života, v jehož průběhu je tělo vystaveno četným fyziologickým a hormonálním změnám, které umožňují vývoj plodu a následný porod. Pohybový systém se musí adaptovat na základě těchto změn přijímáním nových kontrolních strategií k udržení stability těla ve stoji a během chůze.

Lze bezpochyby tvrdit, že člověk vždy tíhl ke vzpřímenému držení těla a chůze je pro něj přirozenou aktivitou, čímž se odlišuje od ostatních primátů. Vertikální poloha je zároveň velmi nestabilní a udržení stability v této poloze je podmíněno komplexní motorickou činností, jež je výsledkem souhry biomechanických a neurofyziologických aspektů. Mezi základní zdroje informací patří propriocepce, zrakový systém a vestibulární systém (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1990). Komplexní děj, který představuje schopnost reagovat na změny vnitřních a zevních podmínek, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu, se nazývá posturální stabilita (Kolář, 2009). Je předpokladem funkční způsobilosti vztahující se k vykonávání každodenních aktivit (Ragnarsdóttir, 1996). Právě chůze představuje nenáročnou pohybovou aktivitu, kterou ženy v průběhu těhotenství běžně udržují, a která se vlivem změn vázaných na těhotenství mění. Těhotné ženy jsou v porovnání s nulipary náchylnější k pádům vlivem změn posturální stability a chůze (Butler, Colón, Druzin, & Rose, 2006; Dunning et al., 2003; Inanir, Cakmak, Hisim, & Demirturk, 2014; Jang, Hsiao, & Hsiao-Wecksler, 2008; McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern, 2014).

Podvazový šátek není pouze jedním z trendů poslední doby, jen došlo k jeho větší popularizaci. Mimo těhotenství má své opodstatnění i v průběhu porodu, šestinedělí, ba dokonce jej lze využít i v období menstruace, ovšem s jinými účely.

Cílem diplomové práce je přispět k objektivnímu objasnění pozitivních účinků podvazového šátku, které jsou doposud založeny na subjektivním hodnocení těhotných žen a rozšířit povědomí o jeho pozitivních účincích mezi laickou i odbornou veřejnost, jakožto zevní prostředek pro zlepšení kvality života. Konkrétním cílem je objektivní zhodnocení, zdali jsme schopni krokový cyklus a posturální stabilitu modifikovat při použití zevní podpory v podobě podvazového šátku s využitím akcelerometrie a silových plošin.

Náplní teoretické části bude seznámení s těhotenstvím a změnami ženského těla v jeho průběhu. V následujících kapitolách se budu věnovat krokovému cyklu a posturální stabilitě a jejich odlišnostem v závislosti na těhotenství.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Těhotenství

Těhotenství představuje období charakteristické změnami napříč systémy sloužící k vytvoření vhodného prostředí pro vývoj plodu a jeho následný porod. Lze jej časově vymezit jako období od prvního dne poslední menstruace po porod, přičemž trvání tohoto období bývá v rozpětí 30–40 týdnů, tj 280 dní. Následně lze období dělit do tří trimestrů: I. trimestr (1. - 12. týden), II. trimestr (13.-28. týden) a III. trimestr (29.-40 týden) (Kolář, 2009).

2.1.1 Fyziologické změny v organismu ženy v průběhu těhotenství

Mnohé z fyziologických změn spojených s těhotenstvím lze připsat změnám hormonů produkovaných placentou. Příkladem takového hormonu je hCG (Human chorionic gonadotropin, choriový gonadotropin), konkrétněji podjednotkou beta-hCG, jež udržuje žluté tělísko produkující progesteron nutný pro udržení těhotenství (Betz & Fane, 2023). Ten zároveň zabraňuje další ovulaci a stimuluje ovariální produkci estrogenu a progesteronu do doby, než funkci okolo 10.-12. týdne těhotenství přebere placenta (Kumar & Magon, 2012). U těhotných žen navíc placenta produkuje hormon TRH (tyreotropin uvolňující hormon), jenž stimuluje uvolnění hormonů z hypofýzy, a to prolaktinu a tyreotropinu (TSH, thyroid stimulating hormone). Tento hormon zajistí zvýšení produkce hormonů štítné žlázy asi o 50 %, přičemž hladina trijodtyroninu (T3) a tetrajodtyroninu (T4-tyroxin) zůstává stejná z důvodu simultánního zvýšení sekrece thyroxinu vázící globulin (TBG), na který se váže T4 a T3 (Harada et al., 1979). Zvýšená sekrece hormonů štítné žlázy je pak nezbytná pro správný vývoj mozku a funkci štítné žlázy plodu (Napso, Yong, Lopez-Tello, & Sferruzzi-Perri, 2018). Hladina prolaktinu se v průběhu těhotenství na základě zvětšení hypofýzy navýší dokonce desetinásobně, což zajišťuje vývoj prsní tkáně a produkci mateřského mléka (Al-Chalabi, Bass, & Alsalman, 2023). Relaxin, uvolňovaný žlutým tělískem u netěhotných i těhotných (u nichž je navíc vylučován i placentou a deciduou), remodeluje pojivovou tkáň, změkčuje porodní cesty, podporuje růst mléčné žlázy, inhibuje děložní stahy a vyvolává systémovou vazodilataci uvolňováním oxidu dusnatého, čímž zapříčiní snížení krevního tlaku (Bani, 1997; Conrad, 2011). Rovněž kortizol je v těhotenství vyšší, a to 2,5krát, což přispívá ke správnému vývoji mozku plodu. V těhotenství jsou zároveň vyšší i hladiny endorfinů a enkefalinů zvyšující práh bolesti v průběhu samotného těhotenství a následně zmírňující bolesti při porodu (Abboud et al., 1983; Kapoor, Dunn, Kostaki, Andrews, & Matthews, 2006; Rosenthal, Slaunwhite, & Sandberg, 1969).

Těhotenství je provázeno změnami kardiovaskulárního systému, kam se řadí zvýšená srdeční frekvence, zvýšený tepový objem, zvýšený srdeční výdej spolu se sníženým vaskulárním odporem (Klein & Pich, 2003). Objem krve těhotné ženy se zvyšuje o 45 % na přibližně 1 200 až 1 600 ml nad hodnoty netěhotné ženy. V prvním trimestru způsobí vazodilatace 20% zvýšení srdečního výdeje, což má za následek snížení krevního tlaku s nejnižší hodnotou kolem 20.-24. týdne těhotenství. Popsaný stav je označován jako fyziologická hypotenze. Zvýšení srdečního výdeje je způsobeno především zvýšeným tepovým objemem i zvýšením srdeční frekvence. Díky zvýšení srdečního výdeje je distribuováno větší množství krve do oblastí jako děloha, placenta, ledviny, kůže a končetiny, což přispívá ke zlepšení schopnosti termoregulace matky. V časných stádiích těhotenství je zvýšení srdečního výdeje primárně udržováno zvýšením tepového objemu, což se ale mění ve třetím trimestru, kdy je zvýšený srdeční výdej udržován zvýšenou tepovou frekvencí. Progredujícím těhotenstvím se zvyšuje průtok krve dělohou až 10krát a průtok ledvinami se zvyšuje až o 50 % (Soma-Pillay, Nelson-Piercy, Tolppanen, & Mebazaa, 2016). V těhotenství taktéž stoupá plazmatický renin, naopak atrální natriuretické peptid (ANP) má tendenci klesat, což zapříčiní systémovou vazodilataci a zvětšení vaskulární kapacity. Zároveň na základě větší produkce erytropoetinu u matky nabude množství červených krvinek o 30 %. Stav, kdy je objem plazmy větší než hmotnost červených krvinek, je označován jako diluční anémie neboli fyziologická anémie v těhotenství (Chandra, Tripathi, Mishra, Amzarul, & Vaish, 2012). Zvýšené množství červených krvinek optimalizuje transport kyslíku plodu a také navyšuje množství železa na 1000 mg potřebné pro tělo těhotné ženy (Brannon & Taylor, 2017). Změny ve složení krve vytváří z těhotenství hyperkoagulační stav se nadměrnou hladinou koagulačních faktorů vyvolaný vyšší hladinou estrogenů, což má za následek až pětinasobně vyšší pravděpodobnost rozvoje hluboké žilní trombózy těhotných žen (Devis & Knuttinen, 2017).

Zvýšený objem krve v kombinaci se zvětšenými žilami a tlakem způsobeným rostoucím plodem na pánevní cévy (zejména dolní dutou žílu), může změnit průtok krve a zapříčinit hromadění krve v žilách. Tahle kombinace může vést k tvorbě křečových žil, které se během těhotenství často vyskytují na nohou, v oblasti genitálií a konečníku (Lim & Davies, 2009).

Během těhotenství prochází děloha významnými změnami, aby se přizpůsobila rostoucímu plodu. Tyto změny zahrnují změny její velikosti a polohy. Hmotnost dělohy se změní ze 70 g na 1100 g a její objemová kapacita se zvýší z 10 ml až do objemu 5 l. Zatímco před otěhotněním má děloha velikost pěsti a nachází se v malé pánvi, v průběhu prvního trimestru roste prostřednictvím hypertrofie svalových buněk, díky čemuž ve druhém trimestru dosáhne takové velikosti, že se začne rozšiřovat do břišní dutiny a kraniálně vytlačovat orgány. Od 20. týdne se zrychluje růst plodu, děloha se rychle prodlužuje a její stěny se začínají

ztenčovat. Ve třetím trimestru dochází k maximálnímu nárůstu dělohy umožněnému natahováním a značným ztenčováním děložní stěny. V osmém měsíci těhotenství se děloha nachází mezi pupíkem a mečovitým výběžkem a v devátém měsíci je zaznamenána její maximální velikost. Z důvodu jejího uklánění dopředu dochází k postupnému snižování fundu dělohy opět na úroveň osmého měsíce. V závěru těhotenství se pak děloha svým fundem opírá o přední břišní stěnu, načež se po porodu do pár týdnů vrací do svého původního stavu (Myers & Elad, 2017).

Změny tělesné konstituce mají za následek posun bránice kranialně přibližně o 5 cm, s čímž souvisí snížení expiračního rezervního objemu (ERV) a funkční reziduální kapacity (FRC). Vitální kapacita plic zůstává stabilní a kompenzuje ji zvýšený inspirační rezervní objem (IRV). Progesteron způsobuje zvýšení dechového objemu, což zvyšuje minutovou ventilaci o 30–50 %. Dechová frekvence přesto zůstává po dobu těhotenství nezměněna (Shankar, Moseley, Vemula, Ramasamy, & Kumar, 1989).

Se zvýšeným srdečním výdejem v těhotenství se pojí vyšší průtok krve ledvinami, zvýšení rychlosti glomerulární filtrace o 50 % a zvýší se i renální průtok plazmy až o 80 %. Na základě toho dojde ke snížení sérového kreatinu, močoviny a kyseliny močové. V důsledku zadržování tekutin se objevují zvětšené ledviny a fyziologická hydronefróza. Progesteron a relaxin způsobují dilataci sběrného močového systému, což může vést ke stázi moči, načež je těhotná žena až o 40 % náchylnější k infektu močových cest (Cheung & Lafayette, 2013).

Změny ovlivňující gastrointestinální systém se projevují jako pálení žáhy, nevolnost, zvracení, zácpa, či GERD. Gastroezofageální refluxní choroba vzniká na podkladě zvýšeného progesteronu, přičemž dochází ke snížení klidového svalového tonusu dolního jícnového svěrače, opožděnému vyprazdňování žaludku a prodloužení doby průchodu potravy tenkým střevem. K těmto nálezům se progredujícím těhotenstvím přidává komprese gravidní dělohou, což opět vede k predispozici GERD (Ali & Egan, 2007; Everson, 1992). Komprese gravidní dělohy způsobuje i utlačování kliček tenkého střeva nahoru a do strany, načež klinickým projevem může být zácpa.

Zvýšené hladiny hormonů v průběhu těhotenství, jako estrogen či progesteron, mohou stimulovat nadměrnou produkci melaninu, jež se projevuje hyperpigmentací v obličeji známá jako melasma. Následkem hyperpigmentace v průběhu těhotenství je i rozvoj Linea nigra probíhající středem břicha, kterou doprovází i zvýšená pigmentace dvorců, podpaží a genitálií (Bieber et al., 2017).

V důsledku popisovaných změn může v průběhu těhotenství vzniknout i řada komplikací. Ve spojitosti s pánevním pletencem se jako komplikace vyskytuje symfyzeolýza, jež je nejčastěji spojená s hormonálními změnami a procesem zadržování vody v těle těhotné ženy, vedoucí

k větší hydrataci chrupavek a kostní tkáně. To má za následek změkčení chrupavek, meziobratlových plotének, symfýzy a sakroiliakálních kloubů. Nejnápadnější změny se ale týkají právě symfýzy, která je během těhotenství a porodu nejvíce náchylná k protažení (Abramson, Roberts, & Wilson, 1934; Thoms, 1936). Ve studii Schoellner, Szöke, & Sieburg (2001) měřili šířku symfýzy u těhotných žen, přičemž značně zvýšená vzdálenost mezi stydkými kostmi byla právě u žen se symfyzárními bolestmi. V kontrolní skupině složené z netěhotných žen byla pozorována šířka kolem 4 mm, u asymptomatických těhotných žen byla průměrná šířka 6,3 mm a u symptomatologických těhotných žen se symfyzární bolestí byla naměřena šířka 9,5 mm a více.

2.1.2 Biomechanické změny v těhotenství

Zvýšení hmotnosti, změna polohy těžiště a hormonální změny spojené se zvýšenou laxitou vazů jsou v těhotenství stimulem pro odpovídající přizpůsobení se muskuloskeletálního systému. Následkem těchto nezbytných změn je konkrétně odlišné držení těla i odlišný způsob chůze těhotných žen v porovnání s nulliparami (Forczek & Staszkiwicz, 2012).

S progredujícím těhotenstvím je zejména stále nápadnější přírůstek tělesné hmotnosti. Ribeiro, Joao a Sacco (2013) označili za optimální váhový přírůstek v průběhu celého těhotenství 11-16 kg. Obecně platí, že nárůst hmotnosti je během prvního trimestru nízký a stává se vyšší a lineárnější až během druhého a třetího trimestru (Carmichael, Abrams, & Selvin, 1997). Lze pozorovat zejména rozšíření hrudníku, zvětšení obvodu břicha, hýždových svalů a lýtek, ale dochází také ke zvětšení kožních řas nad bicipsem a tricipsem. Na lýtkových svalech je pozorován úbytek svalové hmoty a přírůstek hmoty tukové (Sunaga, Kanemura, Anan, Takahashi, & Shinkoda, 2016).

Jednou z nejvýraznějších změn, v porovnání s ostatními částmi těla, je změna objemu i hmotnosti dolní části trupu. Nejnápadnější změny v této oblasti jsou obdobně jako u jiných systémů mezi 16. až 32. týdnem těhotenství (Ribeiro et al., 2013). Abdominální oblast se od druhého trimestru nápadně mění z důvodu narůstající hmotnosti plodu a zvětšující se placenty. Abdominální hmota se přitom zvyšuje až o 30 % (Jensen, Doucet, & Treitz, 1996).

Tělo těhotné ženy se vzhledem k postupně akcentující abdominální mase, která může mít v pozdějším těhotenství s ohledem na uložení dítěte a napětí měkkých tkání dokonce více podob, přijímá kompenzační mechanismy zajišťující lepší stabilitu, bezpečnější chůzi a stoj (Ogamba, Loverro, Laudicina, Gill, & Lewis, 2016). Právě napětí měkkých tkání zkoumali Gilleard a Brown (1996), kteří dali do souvislosti změny tonu abdominálních svalů se zvýšenou

hladinou relaxinu a progesteronu či nadměrným protažením z důvodu progresivně se zvětšující dělohy na podkladě rychle rostoucího plodu.

Na základě zkušeností z klinické praxe se popisují tři typy držení těhotenského břicha: normotonní, hypotonní a hypertonní. Normotonní tvar břicha v podobě hrušky je spojen s harmonickým bezbolestným zapojováním svalů. Plod se v tomto typu těhotenského břicha na závěr těhotenství uchyluje nejčastěji do levého předního postavení, při kterém jeho páteř směřuje k levé přední stěně dělohy. Klinický obraz hypotonního těhotenského břicha, pro který je nápadný kapkovitý převislý tvar, se vytváří při insuficienci břišní stěny s pánevním dnem a ochabnutím ligament spolu s dolním děložním segmentem. Další příčinou takového nálezu však může být i nedostatečný prostor pro rostoucí dělohu mezi pávní a hrudním košem. Posledním typem těhotenského břicha je hypertonní typ, jenž je popisován u žen se zvýšeným napětím měkkých tkání. V pohybovém aparátu jsou pak pozorovány nálezy jako hypertonus pánevního dna, zkrácení vazů, uzavření hrudního koše a zvýšený tonus dělohy. Uložení dítěte v tomto typu těhotenského břicha ke konci těhotenství převládá v jedné pozici, a to nejčastěji uložení koncem pánevním nebo uložení v zadní pozici, pro kterou je charakteristické naléhání páteře plodu na zadní stěnu dělohy (Gruberová, Jiráková, & Kohutová, 2023).

Na abdominální masě se může v průběhu těhotenství objevit nález diastázy přímých břišních svalů, jenž se nejčastěji dává do souvislosti právě s těhotenstvím, objevuje se ovšem i u žen v období menopauzy (Spitznagle, Leong, & Van Dillen, 2007), případně i u mužů (Palanivelu et al., 2009). Ve studii Sperstad, Tennfjord, Hilde, Ellström-Engel a Bø (2016) byla u těhotných žen ve 21. týdnu těhotenství prevalence dokonce 33,1 %. Autoři Fernandes da Mota, Pascoal, Carita a Bø (2015) se zabývali prevalencí diastázy přímých břišních svalů u 84 žen ve 35. týdnu těhotenství a následně v období postpartum, přičemž z původní 100% prevalence v 35. týdnu těhotenství došlo ke snížení jejího výskytu 6 měsíců po porodu na 39 %. Ve studii nadto nebyly nalezeny žádné statisticky významné korelace u žen s či bez diastázy přímých břišních svalů 6 měsíců po porodu s indexem tělesné hmotnosti před těhotenstvím (BMI), přírůstkem hmotnosti, porodní hmotností dítěte nebo obvodu břicha. Zároveň z výsledků studie vyplývá, že ženy s diastázou přímých břišních svalů 6 měsíců po porodu nehlásily častější lumbo-pánevní bolesti oproti ženám bez ní.

Abdominální masa vyskytující se v době těhotenství dále s sebou přináší jistá omezení v pohybu, a to především ve flexi trupu, což bylo pozorováno ve studii Biviá-Roig, Lisón, & Sánchez-Zuriaga (2019). Ti ve své studii popsali omezenou flexi trupu těhotných žen v porovnání s kontrolní skupinou složenou z nullipar. Naopak lateroflexe ve spojitosti s akcentující abdominální masou ovlivněna není. Ve studii Schröder, Kundt, Otte, Wendig a Schober (2016) byla zkoumána i síla svalů trupu, přičemž podle jejího závěru byla síla trupu

ve všech směrech pohybu ve druhém trimestru vyšší než ve třetím trimestru, a to zejména ve směru pohybu do extenze trupu. Autoři tuto skutečnost vysvětlují kvůli tendenci břišních svalů stále se uvolňovat během těhotenství.

Další významnou změnou, kterou podněcuje zvětšená abdominální masa a translace těžiště anteriorně, je změna křivky páteře v průběhu těhotenství, kdy dochází ke zvýšení bederní lordózy (Franklin & Conner-Kerr, 1998). Z tohoto důvodu se kompenzačně ve druhém a třetím trimestru akcentuje hrudní kyfóza a s tím související zvýšení protrakce ramenních kloubů (Yoo, Shin, & Song, 2015). Studie Whitcome, Shapiro a Lieberman (2007) se zabývala výzkumem bederní lordózy u 19 těhotných žen a popsala translaci těžiště anteriorně, a to až do doby, než plod přesáhne 40 % z odhadované porodní váhy. Následně dochází ke kompenzaci lordotickým zakřivením páteře korelující přímo úměrné s akcentující abdominální masou, což má význam pro udržení stability. Přesto se v názorech na zakřivení páteře autoři studií na danou problematiku rozcházejí. Studie Betsch et al. (2015) popisuje signifikantní nárůst hrudní kyfózy bez simultánní akcentace bederní lordózy u 13 těhotných žen, jež byly změřeny ve druhém i třetím trimestru a porovnány s kontrolní skupinou netěhotných žen za pomoci povrchového topografického systému bez radiace. Naopak ve studii Dumas, Reid, Wolfe, Griffin a McGrath (1995) je popsáno zvýšení bederní lordózy bez akcentace hrudní kyfózy u většího vzorku výzkumné skupiny, jež byla složena z 65 těhotných žen, které byly opakovaně měřeny od počátku druhého trimestru každé čtyři týdny a 4 měsíce pospartum, načež se výsledky vyvozovaly z laterálních fotografií v relaxovaném stoji. Glinkowski et al. (2016), kteří pro jednorázové měření využili 3D topografii povrchu, ve své studii nepotvrdili žádné změny týkající se zakřivení páteře v průběhu těhotenství ve skupině 65 těhotných žen ve 4. až 39. týdnu těhotenství. Odůvodnění odlišných výsledků lze jistě připsat odlišným velikostem výzkumných skupin a využívaných metod. V systematickém přehledu Conder, Zamani a Akrami (2019) vysvětlují ještě možnou skutečnost variace výsledků na základě odlišných hmotností těhotných žen a odlišné adherenci k pohybové aktivitě v průběhu těhotenství.

Další popisovaná biomechanická změna, kterou je translace těžiště anteriorně, má s progredujícím těhotenstvím za následek vyšší předklon trupu, jak bylo popsáno ve studii Krkeljas (2018) i Schröder et al. (2016). Ve studii Betsch et al. (2015) pak byla zjištěna korelace mezi sníženým sklonem trupu a vyšší úrovní bolesti. V důsledku toho lze uvažovat, že ženy preferují vyšší záklon, aby zmírnily diskomfort a bolest v bederní oblasti. Ve studii Paul a Frings-Dresen (1994), jež se zaměřovala na způsob zaujetí pracovní pozice u těhotných a netěhotných žen, dokonce dospěli k závěru, že těhotné ženy volí při zaujetí pracovní pozice umístění kyčlí více vzadu, vyšší flexi trupu, větší flexe paží a větší extenze v loketním kloubu.

U těhotných žen se pánev klopí více anteriorně, což Gilleard a Brown (1996) dávají do souvislosti se změnou tonu abdominálních svalů. Významný anteriorní tilt pánve těhotných žen ve třetím trimestru během chůze je rovněž popsán ve studii McCrory et al. (2014) i Krkeljas (2018). Naopak ve studii Betch et al. (2015), kteří se zabývali volným stojem těhotné ženy, nenašli významné změny ve sklonu pánve v porovnání s kontrolní skupinou složenou z netěhotných žen.

Pokud jde o dolní končetiny, zde tvoří významnou změnu především hyperextenze kolenních kloubů stimulovaná pro zachování vzpřímeného držení těla nezbytným anteriorním posunem těžiště těla v průběhu těhotenství dopředu (Yoo et al., 2015). Tato změna má za následek napínání předního zkříženého vazů (ACL), což Dehghan et al. (2014) popisují jako faktor pro jeho adaptaci v podobě prodloužení následkem jeho opakovaného narážení na femorální zářez. Dřívější studie Dumas a Reid (1997) také popisuje změnu v laxitě kolena během těhotenství. Z výsledků bylo zjištěno, že laxita kolenního kloubu se zvyšuje na začátku těhotenství a konstantní úroveň dosáhne před pátým měsícem těhotenství. Zároveň byl pozorován její signifikantní pokles 4 měsíce po porodu, a to asi o 14 %. Dále je na dolních končetinách pozorováno výrazné snížení klenby a zvětšení šířky chodidla (Gijon-Nogueron et al., 2013), což vede ke zvýšení plochy kontaktu mezi středem chodidla, laterální částí paty a podložkou (Mei, Gu, & Fernandez, 2018). Tomu odpovídají i zjištění autorů Fessler et al. (2005), kteří ve své studii popisují asociaci drobných chodidel s mládím a nulliparitou. Studie Gijon-Nogueron et al. (2013) zároveň poukazuje na zvýšení tlaku na druhém metatarzu, a to zejména ve třetím trimestru těhotenství. Změny ve struktuře chodidel a zejména jejich zvětšeném objemu jsou pak připisovány zvýšenému zadržování tekutin, a to i v době až 8 týdnů po porodu. Změny klenby nohy jsou naopak vysvětlovány zvýšenou laxitou vazů a měkkých tkání v důsledku hormonálních změn, nárůstem hmotnosti a zvýšením nároků na plantární fascii, načež se nedoporučuje její další protahování, které by napomáhalo dalšímu snižování klenby (Ribeiro et al., 2013).

Změny posturální stability a změny chůze v průběhu těhotenství budou popsány v následujících kapitolách.

2.1.3 LBP v těhotenství

Bolest dolní části zad (Low back pain, LBP) je stav charakterizovaný jako bolest a diskomfort mezi dolní hranicí žeber a gluteofemorální rýhou (van Tulder et al., 2006). Jde o široce rozšířený zdravotní problém, podle Maher, Underwood a Buchbinder (2017) a Hoy et al. (2012) dokonce celosvětově nejčastější muskuloskeletální problém, který postihuje lidi

všech věkových kategorií a původu. Hoy et al. (2012) nejvíce ohroženou skupinou označují ženy a starší osoby ve věku 40–80 let, přičemž prevalence a zátěž pro člověka rostla s věkem.

Akutní LBP může být vyvolána fyzickými faktory (např. neobratné zvedání) nebo psychosociálními faktory (např. únava), nebo kombinací obou (Steffens et al., 2015). Nicméně ve studii do Carmo Silva Parreira et al. (2015) byla zjištěna neschopnost vybavení spouštěče asi u třetiny pacientů s akutní epizodou LBP. Spolehlivé stanovení etiologie obtíží, jak u akutní, tak i neakutní LBP, je přitom velkým problémem. Důvodem může být nesouznění neurologického nálezu se subjektivními obtížemi a výsledky zobrazovacích metod. Kolář (2009) vysvětluje možnou příčinu na základě nestandardního vyšetřování pacienta v různých posturálních podmínkách. Porozumění komplexní souhrě biologických, psychosociálních a environmentálních faktorů je přitom zásadní pro účinnou prevenci a léčbu.

V těhotenství je LBP velmi časté. V jeho průběhu má tyto problémy takřka polovina žen a 25 % žen se s nimi potýká v období šestinedělí. Studie Öztürk, Geler Külcü, Aydoğ, Kaspar a Uğurel (2016) popisuje vyšší riziko pádu a s tím spojenou nižší posturální stabilitu u těhotných žen s LBP než u těhotných žen, které bolesti nemají. U těhotných žen i žen po šestinedělí je pak významným neopomenutelným faktorem emoční distres, s nímž je vázané vyšší riziko zintenzivnění LBP (Bjelland, Stuge, Engdahl & Eberhard-Gran, 2013). Etiologie bolesti zad během těhotenství a po něm ovšem zatím není stejně jako u netěhotných zcela objasněna. Předpokládá se nicméně, že vyšší prevalenci LBP, ale i vyšší četnost pádů těhotných žen, mají za následek hormonální a biomechanické změny, ke kterým v průběhu těhotenství dochází.

Vliv hormonálních změn na LBP v těhotenství ve své studii popisují Dehghan et al. (2014), kteří uvádí, že zvýšená hladina relaxinu v těhotenství je předpokladem pro zvýšenou laxicitu vazů, načež se mění celý muskuloskeletální systém, a to převážně na dolních končetinách, které nesou váhu celého těla. Efekt zvýšené hladiny hormonů, jež má při zvýšené sekreci za následek destabilizační účinky na pohybový aparát v průběhu těhotenství, je však sporný. Na to upozorňuje i systematický přehled Aldabe, Ribeiro, Milosavljevic a Dawn Bussey (2012), který uvádí nízkou kvalitu důkazů spojenou s vlivem vyšší hladiny relaxinu v těhotenství na LBP, přičemž doporučuje další výzkum v této oblasti.

Významný vliv na vznik LBP může mít i posunutí těžiště těla dopředu a akcentace křivek páteře vedoucí ke zvýšení zátěže a stresu na spodní části zad, jež je důsledkem zvětšené abdominální masy. Na tuto souvislost poukázalo i několik studií (Betsch et al., 2015; Bullock J.E., Jull, & Bullock, M. I., 1987; Glinkowski et al., 2016; Moore, Dumas, & Reid, 1990). Bullock et al. (1987) popisují významné změny v držení těla během pátého až devátého měsíce těhotenství, přičemž u osmi ze čtrnácti žen, které doposud neměly žádné bolesti, se bolesti

objevily. Ve studii byl nalezen významný vliv akcentace kyfózy v průběhu těhotenství, kdy ženy pociťující bolest měly vyšší stupeň kyfózy v porovnání s ženami bez bolestí. Podobné výsledky vykazuje studie Betch et al. (2015), jež měřila 13 těhotných žen. Zaznamenán byl významný nárůst ODQ (Oswestry low back disability questionnaire) a index invalidity Rolanda Morrise v průběhu těhotenství v souvislosti s významně akcentovanou hrudní kyfózou a méně relevantním zvýšením bederní lordózy. Naopak studie Moore et al. (1990) spojuje s LBP akcentovanou bederní lordózu. Glinkowski et al. (2016) ve své studii sice nepozorovali statisticky významné změny ve změně zakřivení páteře v průběhu těhotenství u 65 těhotných žen, avšak pozorovali vyšší intenzitu bolesti u žen, u nichž byly změny v zakřivení nápadnější. Z výsledků lze tedy usuzovat, že samotná změna v zakřivení páteře má vliv na rozvoj LBP, což však není v souladu s výsledky starší studie Franklin a Conner-Kerr (1998), ve které nebyl nalezen žádný významný vztah mezi velikostí změny držení těla a bolestí zad.

2.1.4 Pohybová aktivita v těhotenství

Pohybová aktivita představuje přínosný způsob, jak se ve všech dekadách života věnovat svému zdraví a ani období těhotenství by tak nemělo být důvodem jejího omezení. Přesto k omezení pohybové aktivity v průběhu těhotenství dochází, což potvrzuje studie Forczek et al. (2019), ve které byl k hodnocení fyzické aktivity během těhotenství využit dotazník fyzické aktivity pro těhotenství (PPAQ). Na jeho základě byla vypočtena celková fyzická aktivita vyjádřená v MET hodin/týdně a závěrem studie bylo, že měla celková úroveň fyzické aktivity v průběhu těhotenství tendenci klesat (246 ± 74 MET hodin/týden v prvním trimestru, 227 ± 76 MET hodin/týden v druhém trimestru a 206 ± 84 MET hodin/týden v třetím trimestru). Klesající trend lze vysvětlit možnými obavami týkajícími se ublížení plodu, nedostatečnou informovaností těhotné ženy o vhodných aktivitách, změnami ve fyzické zdatnosti nebo nedostatkem motivace.

Pravidelná pohybová aktivita v průběhu těhotenství má pozitivní vliv na celkové zdraví ženy, snižuje riziko komplikací a zvyšuje povšechný well-being. Díky uvolňování endorfinů se pohybem snižuje riziko úzkostí a depresí, a také přináší výhody jako zlepšení kvality spánku a navození pocitu celkové energie. Pohyb rovněž napomáhá k udržení zdraví matky i vyvíjejícího se plodu v podobě prevence snížení výskytu gestačního diabetu, hypertenzních poruch, poporodní deprese, komplikovaných porodů, nadměrného přibírání na váze a napomáhá k optimalizaci tělesné hmotnosti v poporodním období (Davenport et al., 2018a; Davenport et al., 2018b; Davenport et al., 2018c; Davenport et al., 2019a,). Další z výhod, pokud žena v průběhu těhotenství udržuje pravidelnou pohybovou aktivitu, představuje

průměrně nižší porodní váha novorozence, načež tuto pozitivní korelaci potvrdila i metaanalýza Shieh, Cullen, Pike a Pressler (2018). K pozitivním efektům pohybové aktivity v těhotenství lze zařadit i snížení intenzity LBP, což potvrdily studie Studie Chan, Yeung a Law (2019) a Nascimento, Surita a Cecatti (2012).

Pokud jde o frekvenci a dobu trvání pohybové aktivity, doporučuje se akumulovat 150 až 300 minut cvičení týdně, přičemž jednotky cvičení by měly probíhat ve většině dnů v týdnu (≥ 3 dny) a trvají alespoň 20 až 30 minut. Při rozhodování o intenzitě cvičení by měla být vždy zvážena předchozí kondice žen. Dříve aktivním těhotným ženám lze doporučit, aby cvičily se střední intenzitou, avšak ženy se sedavým způsobem života by měly začít svůj cvičební program s intenzitou lehčí s pozvolnější progresí (American College of Obstetricians and Gynecologists [ACOG] Committee Opinion No. 650, 2015). Chan et al. (2019) nadto dodali, že větší vliv na zlepšení úrovně fyzické aktivity těhotných žen byl pozorován u lekcí cvičení pod dohledem. Ve studiích byla preskripce pohybové aktivity specifikována i pro určité cíle. Pro nižší nárůst hmotnosti v průběhu těhotenství metaanalýza Wang, Wen, Liu a Liu (2019) stanovila frekvenci cvičení 3krát týdně po dobu 30 až 45 minut. Nižší prevalence gestačního diabetu až o 90 % byla naopak pozorována ve studii Cordero, Mottola, Vargas, Blanco a Barakat (2015) při vykonávání fyzické aktivity 150 až 180 minut týdně.

Na základě dřívějšího přesvědčení společnosti je cvičení o vyšší intenzitě často spojováno s možnými nežádoucími účinky jako například předčasným porodem či smrtí plodu. Korelace objemu, intenzity a frekvence cvičení s úmrtností plodu byla každopádně v systematickém přehledu Davenport et al. (2019b) vyvrácena. Ve studii Ribeiro, Andrade a Nunes (2021) nejenže dospěli k souladnému názoru, navíc ještě výslovně prohlásili, že neexistují žádné důkazy, které by naznačovaly škodlivost intenzivního cvičení u žen, které byly vysoce aktivní před otěhotněním. Autoři si jsou ovšem vědomi, že je v této oblasti prozatím proveden pouze omezený výzkum a je třeba dalšího zkoumání.

Při výběru pohybové aktivity v těhotenství je vhodné zařadit aktivity, které byly shledány bezpečnými. Těmito jsou především chůze, stacionární cyklistika, aerobní tanec, odporová cvičení (s použitím lehkých vah, tělesné hmotnosti, elastických pásů), protahovací cvičení, plavání a vodní aerobik (ACOG Committee Opinion No. 650, 2015; Ribeiro et al., 2021). Důležité je se přitom vyvarovat aktivitám, při kterých je vyšší riziko pádu a poranění břicha.

Při vyskytnutí varovných příznaků, mezi které patří například krvácení, bolesti břicha, pravidelné děložní stahy, únik plodové vody, přetrvávající nadměrná dušnost, závratě, bolesti hlavy, silná bolest na hrudi, svalová slabost, či bolest nebo otok lýtky, by měla žena pohybovou aktivitu ukončit (ACOG Committee Opinion No. 650, 2015; Mottola et al., 2018; Ribeiro et al., 2021). Podle Kanadského guideline jsou absolutní kontraindikace cvičení ruptura blan,

předčasný porod, nevysvětlitelné přetrvávající vaginální krvácení, placenta praevia po 28. týdnu těhotenství, inkompetentní děložní hrdlo, omezení intrauterinního růstu, vícečetné těhotenství vyššího řádu (trojčata), nekontrolovaný diabetes I. typu, nekontrolovaná hypertenze, nekontrolované onemocnění štítné žlázy a další závažné kardiovaskulární, respirační nebo systémové poruchy. Relativními kontraindikacemi jsou opakované potraty, spontánní předčasný porod v anamnéze, dvojčetné těhotenství po 28. týdnu, mírné či středně těžké kardiovaskulární nebo respirační onemocnění, symptomatická anémie, podvýživa, poruchy příjmu potravy a další významné zdravotní stavy (Mottola et al., 2018).

Pohybová aktivita během těhotenství má také protektivní efekt před pády, jejichž prevalence se v těhotenství z důvodu snížené posturální stability zvyšuje. McCrory, Chambers, Daftary a Redfern (2010b) na základě dat ze své studie navíc zjistili, že u těhotných žen se sedavým způsobem zaměstnání se vyskytuje vyšší četnost pádů oproti ženám, které aktivně cvičily. Vhodným tréninkem zvyšujícím posturální stabilitu u těhotných žen přitom podle studie Takeda, Yoshikata a Imura (2019) je pravidelné cvičení dřepů. Další metodou pozitivně ovlivňující posturální stabilitu, tentokrát zkoumaný ve studii El-shamy, Ribeiro a Gazie (2019), je proprioceptivní trénink. Po čtyřtýdenní intervenci dospěli k závěru, že krátkodobý proprioceptivní trénink byl účinný při podpoře redukce posturálního kývání během těhotenství, zejména anterioposteriorní oscilace. Celkové zlepšení ve všech parametrech bylo sledováno i při opětovném měření po 8 týdnech. Všeobecné zlepšení při pravidelné pohybové aktivitě bylo popsáno i ve studii Swaroopa, Kumar a Kiruthika (2019), pomocí níž bylo zároveň porovnáváno, který typ cvičení je při zvyšování posturální stability efektivnější. Autoři dospěli k závěru, že posilovací i balanční trénink mají pozitivní vliv pro těhotné ženy ve druhém i třetím trimestru, přičemž balanční cvičení se jeví jako účinnější forma cvičení při snižování posturálního kývání u těhotných žen. Stejně tak zlepšení posturální stability popisují výsledky studie Fontana Carvalho et al. (2020) po 6týdenním pravidelném cvičení zaměřeném na protahování i stabilizaci bederní páteře. Ve studii zároveň popisují zvýšení aktivity musculus obliquus externus abdominis. V porovnání s výše zmíněnými studiemi Drabišáková et al. (2022) na základě dotazníkového šetření nepotvrdili, že by pravidelné cvičení snižovalo riziko pádů v těhotenství. Dospěli však k závěru, že přispívá k pozitivnímu subjektivnímu hodnocení stability.

Ve studii Foti, Davides a Bagley (2000) byl popsán i významný vliv pohybové aktivity na chůzi těhotných žen. Ve 3. trimestru byla zjištěna významná pozitivní korelace celkové pohybové aktivity na rychlost chůze a délku kroku. Výsledky popisují, že celková pohybová aktivita zvyšuje rychlost chůze a délku kroku, což je žádoucím efektem při změnách pohybového aparátu, jímž ženské tělo čelí v průběhu těhotenství.

2.2 Chůze

Chůze je neodmyslitelnou součástí každodenního života. Představuje bezpečný a efektivní způsob lokomoce, jež vyžaduje minimální úsilí, přičemž vede k udržování kondice. Enoka (2008) definuje chůzi jako střídání sekvencí jednoduché a dvojité opory dolní končetiny. Perry (2004) stereotyp chůze vysvětluje na základě opakující se sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakující se pro každou končetinu, která současně posunuje tělo vpřed a udržuje stabilitu. Dvořák (2007) a Kolář (2009) charakterizující lokomoci jako stereotyp, jež byl vybudován v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech typických pro každého jedince. Jedná se o sofistikovaný pohybový vzorec ovlivněný širokou škálou faktorů, mezi které se řadí především principy energetické úspornosti (Inman, 1966; Ralston, 1958; Saunders, Inman, & Eberhart, 1953), (pato)anatomicky dané možnosti a limity, nocicepce, aktuální psychický stav spolu s motivací a metabolické a hormonální změny a poruchy (Bano et al., 2016; Misu et al., 2017; Yu, 2014). Výhodami, které s sebou fylogeneze lokomoce přinesla, je uvolnění horních končetin pro manipulaci a zlepšení vizuální orientace. Bezmála se k tomu pojí i nevýhody spojené se snížením stability a rychlosti pohybu a s vyššími nároky na koordinaci segmentů těla (Levine, Richards, & Whittle, 2012; Véle, 2006).

Jedná se o cyklický pohyb dolních končetin, jehož základní jednotkou je tzv. krokový cyklus, během kterého jedna dolní končetina zůstává vždy v kontaktu s podložkou (Perry & Burndfield, 2010). Od určité rychlosti je pro člověka výhodnější přejít z chůze do běhu, v poslední době se jako hlavním faktorem přechodu do běhu považuje kroková frekvence (Hansen, Kristensen, Nielsen, Voigt, & Madeleine, 2017; Rotstein, Inbar, Berginsky, & Meckel, 2005). Vařeka, Janura a Vařeková (2018) upozorňují na odlišnost v terminologii, zároveň vyzdvihují podrobnější rozdělení oporné fáze a představení nového termínu Initial Contact v práci autorů Perry a Burnfield (2010), který lépe popisuje počátek zmiňované oporné fáze, jelikož bere do úvahy i patologické typy chůze. Pro popis dělení krokového cyklu je v následujícím textu využita terminologie dle Perry a Burnfielda (2010) spolu s Sutherlandem, Kaufmanem a Moizozou (1994).

Krokový cyklus se skládá ze dvou hlavních fází, a to z fáze švihů (Swing Phase), během které se dolní končetina pohybuje dopředu zatímco není v kontaktu se zemí a z druhé fáze definované jako fáze opory (Stance Phase, StP), při které je dolní končetina v kontaktu s podložkou. Fáze švihů standardně představuje 40 % z celkového krokového cyklu, zbylých 60 % zůstává tedy pro fázi opory, přičemž může dojít k jejímu překrytí se stejnou fází druhé dolní končetiny, načež vzniká dvouoporové období (Double Support, DS) střídající jednooporové období (Single Support, SS). Doba dvouoporové fáze se v závislosti na zvyšování rychlosti

zkracuje, až vymizí během přechodu k běhu. Každá fáze je událostmi (events) rozdělena na samotná období (periods). Samotná oporná fáze se sestává z počátečního kontaktu (Initial Contact, IC, 0 % GC), pro který je typický kontakt paty (Heel Strike, HS) zahajující období postupného zatěžování (Loading Response, LR, 0–10 % GC), na jehož konci musí dojít k plnému kontaktu plosky (Foot Flat, FF), poté se zahajuje období střední opory (MidStance, MSt, 10–30 % GC), při kterém dochází ke zvednutí palce kontralaterální nohy (opposite Toe Off, oTO) a končí okamžikem zvednutí paty (Heel Off, HO). Dalším obdobím fáze opory je období aktivního odrazu (Terminal Stance, TSt, 30–50 % GC), při které dochází k vlastní propulzi a je zakončená kontralaterálním IC (oIC) zahajující definitivní období oporné fáze, a to období pasivního odrazu (PreSwing, PSw, 50–60 % GC), které je ukončeno událostí zvednutí palce (Toe Off, TO). Počátečním obdobím fáze švihů (Swing Phase, SwP) je iniciační švih (Initial Swing, ISw, 60–73 % GC), jež po události míjení nohou (Foot Clearance, FC) přechází do období středního švihů (MidSwing, MSw, 75–87 % GC). Následující vertikální postavení tibie (Tibia Vertical, TV) zahajuje poslední období švihové fáze, kterým je konečný švih (Terminal Swing, TSw, 87–100 % GC) trvající do dalšího IC. Tím je odstartován další krokový cyklus (Perry, & Burnfield, 2010; Sutherland, Kaufman, & Moitza, 1994).

Inman a Eberhart (1953) svým mechanickým pohledem na problematiku bipedální lokomoce popisují v průběhu chůze plynulý pohyb těžiště po sinusoidě v transverzální i sagitální rovině, přičemž plynulost pohybu je jedním z hlavních faktorů energetické úspornosti chůze. Vertikálně nejvýše uložené je přibližně ve středu fáze mezistoje, naopak nejnižší položené je ve fázi dvouopory, během které jsou dolní končetiny v kontaktu s podložkou. Pro plynulost a energetickou úspornost chůze Inman a Eberhart (1953) popsali funkčně – anatomické mechanismy, které sami definovali jako „šest determinantů chůze. Zařadili mezi ně střídavou horizontální rotaci pánve, pokles pánve na straně švihové končetiny spolu s flexí kolene, flexi kolene během prvních dvou třetin oporné fáze, spojení plantiflexe hlezna a flexe kolene během první a poslední šestiny oporné fáze a přirozenou valgozitu kolene s relativní addukcí kyčle pro redukci horizontální výchylky těžiště. Vertikální výchylku těžiště značně omezují právě první tři výše popsané funkčně – anatomické mechanismy, nižší velikost vertikální výchylky těžiště je významným faktorem energeticky úsporné chůze (Soderberg, 1997), která má v porovnání s vertikálním pohybem dvojnásobnou velikost periody.

Výše zmiňovaná komplexnost chůze představuje dopředný pohyb ve všech třech anatomických rovinách – sagitální, frontální i transverzální, na základě sdružování pohybů (joint coupling) v samotném kloubu i mezi více klouby navzájem. Výsledný pohyb je následkem vnitřní síly, jež představuje kontrakční sílu svalů, a i vnějších sil, mezi které se řadí tíhová síla, reakční síla podložky, setrvační síla, tření a odpor prostředí. Právě svalová práce generuje

kinetickou a potencionální energie, jež se cyklicky mění. Zároveň dochází i ke ztrátám energie, a to prostřednictvím zevních sil, neelastickou deformací tkání a jejich viskózním odporem a také energetickou kontrakcí svalů při tlumení energie dopadu paty (Vařeka et al., 2018).

Supinované hlezno přechází do fáze opory iniciálním kontaktem, nejčastěji v podobě heel strike, a výrazný pronační moment reakční síly podložky vyvolá pronaci subtalárního kloubu. Pantový mechanismus subtalárního kloubu podněcuje odemknutí Chopartova kloubu a vnitřní rotaci bérce (Inman, 1969; Manter, 1941). Následkem reakční síly podložky je intenzivní flekční moment kolene zapříčiňující odemknutí kolene, k čemuž se pojí i vnitřní rotace bérce. To má spolu s mechanismem hlezna význam ve formě proaktivního mechanismu tlumení energie dopadu. V následném období MSt je koleno extendováno ve spojení se zevní rotací bérce, čímž dochází k uzamknutí kolenního kloubu. Zároveň lze pozorovat relativní dorziflexi hlezna a supinaci zánoží způsobenou tahem tricepsu a plantární aponeurózou. S tím spojená později nastupující zevní rotace bérce stimuluje uzamknutí Chopartova kloubu, což má za následek spolu s kalkaneokuboidním zámkem zpevnění celého předonoží (Bojsen-Møller, 1979). Mezitím na straně švihové dolní končetiny poklesává pánev, koleno se flektuje a odemýká za účasti vnitřní rotace bérce, kalkaneus pronuje a Chopartův kloub se odemýká, čímž se snižuje rigidita předonoží. Vyjmenované sdružené pohyby jsou značně ovlivněny funkčním typem chodidla a anatomickými poměry v oblasti kyčelního kloubu. Dochází tím tak k řetězení kompenzačních mechanismů od nohy po bederní páteř (Vařeka et al., 2018). Pro člověka je typická křížmochoďní chůze (resp. kontralaterální či Kreuzgang), jež má význam při tlumení rotace těla kolem oporné dolní končetiny na základě kinetické energie vyvolané švihovou dolní končetinou. Zároveň se připojuje charakteristický kyvadlový pohyb horních končetin s fázovým posunem. V souhybu se stejnostrannou dolní končetinou bude u člověka pouze za situace, při které jsou standardní podmínky mírně ztížené, příkladem může být chůze proti silnému větru, chůze v hlubokém sněhu, či chůze ve vodě. V takové situaci se chůze nazývá mimochodní (resp. homolaterální či Passgang). Kyvadlové pohyby horních končetin nejsou pasivním prvkem chůze, nýbrž naopak, jejich aktivní švih facilituje svalovou aktivitu dolních končetin (Ferris, Huang, & Kao, 2006).

Centrální nervový systém a svalový aparát zajišťuje stabilizaci vzpřímené polohy těla v klidu i v pohybu, což vede k zajištění chůze, avšak nelze opomenout i další významnou složku zajišťující chůzi, jež zajišťuje pravidelné střídání flexe a extenze, a to centrálními generátory vzorů na míšňí či nižší mozkové úrovni (Vařeka, Bednář & Vařeková, 2015).

Lokomoce představuje dynamickou aktivitu, jejíž důležitou součástí je směrovost. Dynamická aktivita je při hodnocení stability komplikovanější z důvodu změny plochy kontaktu, čímž dochází ke změně opěrné plochy a opěrné báze. Známá pravidla pro udržení rovnováhy,

zde nejsou plně uplatněna. COP se v průběhu lokomoce může nacházet mimo hranice opěrné báze, a to právě ve dvouoporové fázi, avšak za podmínek, že směřuje zpět do opěrné báze, jež je cíleně a plánovaně zajištěna (Vařeka, 2002).

2.2.1 Analýza chůze

Nejjednodušší a nejvíce používanou metodou v klinické praxi je aspekční analýza, během které lze získat základní údaje o chůze jako rytmus chůze, délku kroku, postavení stojné dolní končetiny, pohyb pánve, souhyb horních končetin, šířku kroku a koordinaci pohybů při chůzi. Pro podrobnější analýzu se využívají speciální biomechanické metody, které můžeme na základě výstupních hodnot rozdělit do dvou skupin, a to kinematická a kinetická analýza chůze (Neumannová, Janura, Kovačiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Pro zhodnocení chůze lze využít délkových a časových parametrů (časoprostorových parametrů), mezi které Janura et al. (2012) řadí rytmus (frekvence, cadence), délku kroku (step length), délku dvojkroku (stride length), šířku kroku (walking base) a úhel chodidla (foot angle). Rytmus neboli frekvence chůze je stanovena počtem kroku za časovou jednotku, zpravidla za jednu minutu, z toho vyplývá jednotka počet kroků/min. Délka kroku je stanovena obvykle vzájemnou vzdáleností (v metrech či centimetrech) pat obou dolních končetin ve fázi dvojí opory. Délka dvojkroku je definován vzdáleností (v metrech nebo centimetrech) IC stejné dolní končetiny. Šířka kroku je vymezená vzdáleností (v metrech nebo centimetrech) nejčastěji středů pat. Úhel chodidla je dán velikostí úhlu mezi osou chodidla a směrem pohybu (Neumannová et al., 2015).

Jednou z laboratorních metod je kinematická analýza chůze, jejíž principem je vyhodnocení záznamu pohybu získaného klasickými videokamerami nebo za pomoci moderních optoelektrických systémů. Dochází k popisování změn v poloze segmentů lidského těla (velikost úhlu, rychlost pohybu) z rovinných souřadnic, jež byly získány z předem definovaných bodů, nimiž jsou nejčastěji anatomické body. Příkladem systému pracující na tomto principu je systém Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Spojené království) (Neumannová et al., 2015).

Kinetická (dynamická) analýza pohybu využívá měření silových parametrů k kvantifikaci pohybové činnosti. Řadí se sem systémy měřící reakční sílu podložky, a dynamická plantografie, s níž lze detekovat distribuci tlaků na kontaktu chodidla s podložkou a trajektorii působíště reakční síly. Využívá se především silových a tlakových plošin, příkladem může být systém footscan, (RS Scan International, Olen, Belgie) (Neumannová et al., 2015).

K analýze chůze lze využít i akcelerometry, kde se využívají pro změření zrychlení, které je za jejich pomoci převáděno na měřitelný elektrický signál. Jejich využití je především při hodnocení variability chůze jako prediktoru pádů (Reynard & Terrier, 2014; Toebes, Hoozemans, Furrer, Dekker, & Van Dieën, 2012).

Analýzu chůze lze využít i k posouzení tělesné zdatnosti testovaných osob na základě reakci kardiovaskulárního a respiračního systému. Pro takové zhodnocení se nejčastěji využívá šestiminutový test chůze (6MWT, 6 – Minutes Walk Test) a kyvadlový test chůzí, a to ve dvou variantách – kyvadlový test s postupným nárůstem rychlosti (ISWT, Incremental shuttle Walk Test) a kyvadlový test vytrvalostní (ESWT, Endurance Shuttle Walk Test) (Neumannová et al., 2015).

2.2.2 Změny krokového cyklu v průběhu těhotenství

V průběhu těhotenství dochází u žen k významným změnám krokového cyklu jako následek fyziologických změn, kterým je ženské tělo vystaveno. Mění se hormonální profil, narůstá hmotnost, mění se postura, zvyšuje se laxicita vaziva, je narušena neuromuskulární kontrola a svalová síla (Abrams & Parker, 1990; Gilleard & Brown, 1996; Hansen, Jensen, Larsen, Petersen & Wilken-Jansen, 1996). Změny vázající se na těhotenství mají za následek vyšší riziko pádu těhotných žen v porovnání s nulliparami (Butler et al., 2006; Dunning et al., 2003; Inanir et al., 2014, Jang et al., 2008; McCrory et al., 2014). Posturální změny během chůze a následné změny v mechanice chůze spojené se stabilitou jsou dle Krkeljas (2018) nejvíce ovlivněny relativním přírůstkem hmotnosti. Vliv tělesné hmotnosti na rovnovážné funkce jedince je popisována i ve studii Yadav et al. (2022), jejíž závěrem je snížení rovnováhy při vzestupu BMI, protože ženy, považovány za obézní v období před otěhotněním, již mohou mít adaptovaný vzorec chůze (Del Porto, Pechak, Smith, & Reed-Jones, 2012).

Studie McCrory et al. (2014) hodnotila změnu kinematiky trupu při chůzi v průběhu těhotenství. Výzkumná skupina, jež byla složena z 29 těhotných žen v polovině 2. trimestru (21. týden) a 3. trimestru (36. týden), vykazovala výraznější laterální posun těla a zvýšení extenze hrudní páteře při úderu paty, a to výrazněji ve skupině 3. trimestru. Naopak v kontrolní skupině složené z netěhotných žen s váhou odpovídající váze experimentální skupiny před otěhotněním, vykazovaly ženy při úderu paty do podložky lehkou flexi hrudní páteře. Větší laterálním pohyb těla u výzkumné skupiny autoři dávali do souvislosti s větší šířkou kroku, jež je další změnou vázanou na těhotenství. Gilleard (2013) ve své studii poukázal i na sníženou rotaci thoracolumbální páteře kolem vertikální osy u těhotných žen v porovnání s kontrolní

skupinou složené z nullipar. Jeho longitudinální studie se sestávala z 9 těhotných žen opakovaně vyšetřovaných v 18., 24., 32., a 38. týdnu těhotenství.

Pánev se v průběhu těhotenství rozšiřuje důsledkem vyšší koncentrace relaxinu zapříčiňující rozvolnění pánevních vazů. Tahle antropometrická změna je dávana do souvislosti s kompenzační postavením dolní končetiny do větší abdukce při stojné fázi, aby chodidlo bylo vycentrováno pod tělem, což má za následek chůzi o širší bázi, se kterou se pojí energeticky neefektivní laterální exkurze COM (Gilleard, 2013; McCrory et al., 2014; Ribeiro et al., 2013). Další změnou pozorovanou na pánvi je větší anteriorní tilt pánve, jež Foti et al. (2000) popisují během chůze u těhotných žen zejména ve třetím trimestru, s čímž souhlasí i studie McCrory et al. (2014). Při chůzi na pánvi těhotných žen ve třetím trimestru popisuje také nižší rozsah pohybu v sagitální i transverzální rovině, přičemž nižší rozsah pohybu v sagitální rovině vysvětluje menším poklesem pánve na straně švihové končetiny a dále nižší rozsah pohybu v transverzální rovině vysvětluje zkrácením kroku v těhotenství. Snížení pohybu v transverzální rovině popisuje i studie Wu et al. (2004). Gilleard (2013) během období krokového cyklu toe-off popisuje v prvním a druhém trimestru mírné snížení elevace pánve a mezi druhým a třetím trimestrem popisuje naopak zvýšenou elevaci pánve. Autor popsání zjištění vysvětluje tím, že v pozdním těhotenství souvisí dynamika dvou úhlových vrcholů pánve se snahou řídit moment hybnosti trupu způsobený zvýšením momentu setrvačnosti.

V průběhu těhotenství se v rámci kompenzačních mechanismů zvyšuje i flexe v kyčelním kloubu, což lze vysvětlit jako následek akcentující abdominální masy, načež vyšší flexe kyčelního kloubu napomáhá ke snížení zátěže, které čelí kyčelní kloub. V krokovém cyklu se tento mechanismus projevuje jako prodloužená doba dvojí opory (Foti et al., 2000). Avšak studie Forczek a Staszkiwicz (2012), jejíž součástí byly ženy před otěhotněním, ženy na konci třetího trimestru a půl roku po porodu, žádné změny ve flexi kyčelního kloubu nepozorovala, což sami autoři studie označují jako překvapující a pravděpodobné vysvětlení tohoto zjištění uvádí na základě změn v rozložení hmoty v těle, jež omezuje pohyby pánve kolem podélné osy těla. Ribeiro et al. (2013) ve své studii zároveň popisují změnu zatěžování kyčelního a kolenního kloubu, s čímž může souviset rozvoj dysfunkcí muskuloskeletálního systému. Aguiar et al. (2015) ve své studii popisují vyšší extenzi kolenního kloubu u stojné i švihové fáze krokového cyklu. Studie Forczek a Staszkiwicz (2012) opět nepopisují žádné změny v rozsahu kolenního kloubu v těhotenství. V hlezenním kloubu jsou studie rozporuplné, zdali se plantární flexe zvyšuje (Aguiar et al., 2015), snižuje (Hagan & Wong, 2010), či zůstává nezměněná (Forczek & Staszkiwicz, 2012).

Těhotenství, především pokročilejší fáze, přirozeně vyvolává změny v časoprostorových parametrech chůze. Forczek a Staszkiwicz (2012) změny časoprostorových parametrů

vysvětluje jako nutnost pro zajištění maximální bezpečnosti během chůze. Většina studií především poukazuje na prodloužení doby dvojí opory, významné snížení délky kroku, zvětšení šířky kroku a snížení rychlosti. Důkazy naznačují, že zvýšená délka kroku významně koreluje s nižším indexem stability u těhotných žen (Krkkeljas, 2018). Ve starší studii Davies, Fernando, McLeod, Verma a Found (2002) pozorovali, že těhotné ženy chodily pomalejším tempem a kratšími kroky v porovnání s nulliparitními ženami v kontrolní skupině a zároveň těhotné ženy byly schopny vyvinout menší sílu při přechodu ze sedu do stoje. Studie Branco, Santos-Rocha, Aquiar, Vieira a Veloso (2013) porovnávala 22 těhotných žen ve 27 a 36. týdnu těhotenství s 12 nulligravidními ženami, načež výsledkem studie bylo opět zkrácení délky kroku. Zároveň autoři upozornili na prodlouženou dobu fáze dvojí opory, jež vysvětlují jako strategii zajištění lepší stability. Studie Błaszczuk, Opala-Berdzik a Plewa (2016) se zabývala právě změnami časoprostorových parametrů u 28 těhotných žen, které byly měřeny na konci prvního a třetího trimestru a 2 a 6 měsíců po porodu. Z výsledků vyplývá pomalejší rychlost chůze, kratší a širší krok a delší doba stojné fáze na konci třetího trimestru, přičemž tyto změny přisuzují právě snížené rychlosti zajišťující lepší stabilitu. McCrory et al. (2014) větší šířku kroku dávají do souvislosti s antropometrickými změnami pánve. Naopak studie Gilleard (2013) větší šířku kroku u těhotných žen pojí se sníženou rotací pánve a thoracolumbální páteře. Autoři Wu et al. (2004), kteří zkoumali 12 těhotných žen ve 20.-34. týdnu těhotenství a skupinu nulliparitních žen, dospěli k závěru, že nižší preferovaná rychlost chůze může souviset se zvýšenou zátěží nebo s narušenou propriocepcí, avšak nikoliv s úsporou energie. Dále autoři přednesli myšlenku, že těhotné ženy dávají přednost pomalejší chůzi, aby se vyhnuly koordinačnímu vzoru typickému pro rychlejší chůzi z důvodu změn muskuloskeletálního systému. V pozdější studii autorů Branco, Santos-Rocha, Vieira, Aguiar, & Veloso (2016) nebyl prokázán longitudinální efekt těhotenství na časoprostorové parametry chůze.

Sawa et al. (2015) se ve své studii zabývali charakteristikou chůze včetně funkční schopnosti trupu u žen před a během třetího trimestru těhotenství. Součástí studie bylo 27 žen, které byly dle gestačního týdne rozděleny na skupinu časného a pozdějšího těhotenství (předělovým byl 28. týden těhotenství). Výsledkem studie je významně menší variabilita chůze v anteroposteriorním směru v dolní části trupu těhotných žen ve třetím trimestru v porovnání s ženami před třetím trimestrem těhotenství.

Catena, Bailey, Campbell, Stewart a Marion (2020) se snažili prokázat souvislost mezi změnou kinematiky kloubů a rovnováhy při chůzi během těhotenství, jež jsou odděleně ve studiích opakovaně popisovány. V průběhu druhého a třetího trimestru bylo 23 těhotných žen pětikrát změřeno. Výsledky studie naznačují, že zatímco kinematika chůze a rovnováha chůze

se během těhotenství jasně mění, tak tyto změny mají jen malé korelace. Zároveň ve studii upozorňují, že kinematické změny mohou být řízeny posturálními změnami kyčle.

2.2.3 Vztah chůze a LBP v těhotenství

Alternace chůze v průběhu těhotenství v reakci na biomechanické a fyziologické změny, jimž je tělo těhotné ženy vystaveno, může mít úzkou souvislost s rozvojem LBP. Otázkou změn chůze těhotných žen s LBP se zabývala studie Tanigawa, Morino, Aoyama a Takahashi (2018), jejíž cílem bylo prozkoumat vztah LBP s charakteristikami chůze v těhotenství. Studie nepozorovala žádný významný rozdíl ve variabilitě chůze mezi skupinami těhotných žen s LBP a bez ní, avšak prokázala zhoršenou symetrii v rotaci pánve a trupu u výzkumné skupiny těhotných žen s LBP. Vysvětlení výsledků se může opřít o tvrzení starší studie Damen et al. (2001), jež prokázala asymetrickou laxicitu sakroiliakálních kloubů u žen s pánevními bolestmi v souvislosti s těhotenstvím. Další změnou v chůzi dávána autory Wu et al. (2002) do souvislosti s LBP je významně změněná koordinace pohybu, kterou pojí s nižší rychlostí a nižším fázovým posunem rotace pánve a hrudníku.

Výsledky studií zabývajících se těhotnými ženami korelovali s výsledky studií s výzkumnými skupinami složenými z běžné populace s chronickým LBP (Al-Eisa, Egan, Deluzio, & Wassersug, 2006; Lund, Nydegger, Schlenzka, & Oxland, 2002; Selles, Wagenaar, Smit, & Wuisman, 2001). I studie Selles et al. (2001) popisuje nižší rotace pánve a hrudníku, načež zjištění doplnili míněním, že trup je příliš tuhý, což zapříčiňuje neschopnost provádět plynulý přechod pohybů. Zároveň u skupiny lidí s LBP pozorovali větší asymetrii pohybu v porovnání s kontrolní skupinou složené ze zdravých jedinců.

2.3 Posturální stabilita

Zdroje (Vařeka, 2002; Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017) popisují terminologické i faktické nejasnosti týkající se problematiky posturální stability. Bizovská et al. (2017) zároveň nejasnosti vysvětlují odlišným vnímáním a odlišnými metodami měření napříč spektrem odborníků.

Vařeka (2002) definuje posturální stabilitu jako schopnost, která zajišťuje vzpřímené držení těla a schopnost reagování na změny zevních a vnitřních podmínek, což zamezuje neřízený a nezamýšlený pád. Na udržení vzpřímené polohy těla se podílí tři hlavní složky – sensorická, řídicí a výkonná. Složku sensorickou zajišťují propriocepce, zrak a vestibulární systém. Centrální nervová soustava představuje složku řídicí. Poslední složkou – výkonnou je

anatomická i funkční oblast pohybového systému. Její deficit v pozdějším věku omezuje schopnost lokomoce, sebeobsluhy, má za následek pády a zranění.

Vertikální poloha těla je biomechanicky velmi nestabilní model složen z několika segmentů. Vařeka (2002) tento model popisuje jako případ „obráceného kyvadla“, přičemž základna má malou opěrnou plochu a těžiště je uloženo poměrně vysoko. Aktivní držení vertikální polohy nelze označit za statickou činnost, nýbrž kvazistatickou činnost, jelikož žádná statická činnost nikdy není dokonale nehybná (Vařeka, 2002), a to ať z důvodu neustálé změny kontrakční síly jednotlivých svalů pod kontrolou CNS (Riach & Starkes, 1994), tak z důvodu vnitřních faktorů lidského těla narušující stabilitu. Jsou nimi pohyby hrudníku při dýchání, či změny vnitřních tlaků při roztažení plic (Bizovská et al., 2017).

Účelově orientovaná postura-attituda je biomechanicky definována jako orientace tělesných segmentů vzhledem k vektoru tíhové síly. Je podmiňující pro úspěšné a efektivní řešení situací souvisejících s udržením rovnováhy (Winter, 1990) a lze z ní provést cílený plánovaný pohyb (Vařeka, 2002; Véle, 2006). Shumway-Cook a Woollacott (2011) pro stejnou situaci využili jiný termín, a to „posturální orientace“ definující požadovaný vztah mezi tělesnými segmenty a prostorem. Watkins (2010) definuje stabilitu jako schopnost systémů se ustálit v rovnovážném stavu při působení zevních sil a po ukončení vlivu se navrátit zpět do výchozí pozice. Bizovská et al. (2017) definují stabilitu pro stojícího člověka jako schopnost udržení COG v opěrné bázi, načež lépe vystihujícím termínem je posturální stabilita (Soderberg, 1997). Dynamiku postury popisuje termín balance, jež zajišťuje zamezení pádu na základě konstantního přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů udržující tělo nad opěrnou bází (Winter, 1995). Termín equilibrium – rovnováha popisuje až konečný stav systému, ke kterému došlo po aktivaci mechanismů balance (Shumway – Cook & Woollacott, 2011). Ragnarsdóttir (1996) již dříve rozdělil balanci do dvou oblastí, a to balanci jako „stav“ a balanci jako „funkci“. V českých zdrojích se lze setkat s termínem posturální stabilizace, jež je obdobným termínem balance, přičemž posturální stabilita představuje okamžitý stav (Bizovská et al., 2017). Dalším využívaným pojmem je posturální reaktibilita, která vede k dosažení co nejstabilnější opory, na jejímž základě lze provést účelný pohyb při současném odolávání vedlejších vlivů (Kolář, 2009; Véle, 2006).

Posturální stabilitu lze rozdělit na statickou a dynamickou. Při posturální stabilitě statické je dle Shumway-Cook a Woollacott (2011) tělo v klidu a nemění se opěrná báze, podobně ji popisují i autoři Winter, Patla a Frank (1990). Nashner a McCollum (1985) vztahují statickou stabilitu opět k neměnné opěrné bázi s minimálním pohybem COG. DiStefano, Clark a Padua (2009) definují statickou posturální stabilitu jako schopnost udržet těžiště nad opěrnou bází. Avšak již v roce 1996 Ragnarsdóttir termín statická posturální stabilita označil za nepřesný,

neboť nepopisuje fyziologické kolísání tzv. titubace (body sway, perturbation) sloužící jako korekční pohyby k udržení vertikální postury. Titubace vysvětlují, proč je označení „statická posturální stabilita“ nepřesné. Jejich vysvětlení nabádá k použití termínu „kvazistatická posturální stabilita“. Latash (2008) předložil dvě teorie vzniku titubací. První z nich označuje titubace jako vedlejší produkt neurální kontroly bez funkčního cíle. Druhá teorie naopak titubace definuje jako cílené pohyby neurálních mechanismů při objevování limitů stability.

Během posturální stability dynamické se tělo pohybuje, tudíž dochází ke změně opěrné báze (Shumway-Cook & Woollacott, 2011). DiStefano et al. (2009) ji charakterizují jako schopnost přechodu z dynamického stavu do statické polohy nebo jako udržení stability při provádění dynamických činností. Dále pak Paillard a Noé (2006) ji určili jako schopnost obnovení či udržení stability na nestabilním povrchu při minimálním pohybu mimo původní opěrnou bázi. Winter et al. (1990) ji popsali jako schopnost provést zadaný úkol při zachování nebo obnovení stabilní polohy. Autoři Nashner a McCollum (1985) ji definují jako schopnost kontrolovaného přemístování COG v rámci neměnicí se opěrné báze. Zmiňovaní autoři zároveň popsali termín funkční posturální stabilita, jež definuje schopnost kontrolovaného pohybu COG v rámci měnící se opěrné báze.

Na základě zhodnocení dřívějších prací (Baratto, Morasso, Re, & Spada, 2002; Horak, 1997; Ragnarsdóttir, 1996) Bizovská et al. (2017) upozorňují na chabé výsledky vyplývající z globálních testů při hodnocení posturální stability, a to z důvodu komplexnosti a složitosti této schopnosti, jejíž jednotlivé aspekty nelze sdružovat do zmiňovaných globálních testů.

2.3.1 Základní terminologie

Opěrnou plochu (Area of Support, AS) lze definovat jako část podložky, jež je v přímém kontaktu s opornou částí těla, někdy též definována jako část plochy kontaktu (Area of Contact, AC), na kterém je realizována opora (Bizovská et al., 2017). Dříve byla opěrná plocha popisována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla (Vařeka & Dvořák, 1999; Vařeka, 2000), načež se pro neúplnost od definice odstoupilo.

Opěrná báze (Base of Support) je charakterizována jako plocha ohraničená nejzazšími body opěrné plochy, která je při stoji spojném či stoji na jedné dolní končetině téměř shodná či mírně větší oproti opěrné ploše. Při nevytvoření organizovaného řízení opory, což může vzniknout u novorozenců a lidí v bezvědomí, se popisuje ještě plocha úložná (Area of Load) (Vařeka, 2002; Véle, 2006; Watkins, 2010), avšak z velké části je předmětem zájmu pouze opěrná plocha a opěrná báze. Vzorec $BS \geq AC \geq AS$ stručně popisuje vztah mezi výše popsány

pojmy, avšak nutno uvažovat faktory ovlivňující tvar a velikost opěrné báze a opěrné plochy, kterými jsou anatomické faktory a svalová aktivita, s čímž souvisí činnost CNS (Vařeka, 2002).

Těžiště (COM, center of mass) je hypotetickým bodem reprezentujícím působiště tíhové síly, přičemž výsledný moment tíhových sil jednotlivých segmentů tělesa je roven nule. Soustřeďuje se do něj hmotnost celého těla v globálním vztaženém systému. Pro jeho určení v lidském těle lze využít experimentálních biomechanických metod, ze kterých se nejvíce osvědčila analytická metoda, která jej určuje na základě vyhodnocení těžiště jednotlivých segmentů těla získaných při analýze záznamu pohybu, společně se stanovením momentů tíhových sil působících na jednotlivé segmenty (Vařeka, 2002; Bizovská et al., 2017).

COG (Center of Gravity) se často zaměňuje právě s COM. Jedná se o vertikální projekci společného těžiště (COM) do roviny opěrné báze (BS) (Vařeka, 2002; Bizovská et al., 2017).

COP (Centure of Preassure) určuje působiště vektoru výsledné reakční síly podložky a lze jej vypočítat jako vážený průměr všech tlaků působících na kontaktní plochu (Bizovská et al., 2017). Zmíněné parametry nelze zaměňovat, pouze ve výjimečných případech se hodnoty shodují. Příkladem může být shoda COP a COG u tuhého tělesa, což lidské tělo zajisté není (Vařeka, 2002). Úzký vztah parametrů amplitudy a frekvence COP a COG popisovali Riach & Starkes (1997), později se dospělo k názoru, že vzájemnou závislost popsal už i Winter (1995b). Na poloze COP má dle Vařeky (2002) význam aktivita svalů bérce, především plantárních flexorů z důvodu jejich kontrakční síly. Změna jejich aktivity má za následek změnu reakční síly podložky, přičemž vyšší aktivita plantárních flexorů vychyluje těžiště dopředu a aktivita invertorů naopak těžiště vychyluje laterálně.

Mechanismy posturální kontroly podmiňují funkční motorickou činnost – posturální stabilizaci (ve významu angl. balance). Posturální stabilizace je funkční, komplexní, motorická činnost, jež zodpovídá za udržení polohy a provedení cíleného pohybu v gravitačním poli právě pomocí mechanismů posturální kontroly na základě statických a dynamických strategií. Optimální balanční reakce je podmiňována kvalitou vnímání orientace těla v prostoru, senzoricou organizací, prediktivní centrální složkou, muskuloskeletárním systémem i pohybovou koordinací (Massion & Woollacott, 1996). Prerekvizitami stabilizace systému jsou supraspinálně vytvořené základní vzory, které se programově organizují. Následně na program navazuje cílený pohybový program sloužící k realizaci daného pohybového záměru. Více programů, jež jsou získávány učením, zaručují dokonalou adaptabilitu (Véle, 1997). Posturální stabilizace v bipedálním stoji byla rozdělena Goldiem, Bachem a Evansem (1989) do třech pojmů, a to steadiness, symetrie a dynamická stabilita. Pojem steadiness definuje schopnost s maximálním úsilím udržet tělo takřka nehybně. Symetrie popisuje schopnost rozložení váhy mezi obě dolní končetiny. Dynamická stabilita mění lokalizaci COM v opěrné bázi.

V komplexním pojetí lze pochopit mechanismy posturální kontroly jako součást ne pouze udržování kontroly polohy, avšak i kontroly pohybu celého systému ve vnějším prostředí, což označuje posturální kontrolu jako funkci posturální i lokomoční motoriky (Véle, 2006). Trojan et al. (1990) k nim přiřazují „postojové“ a „vzpřimovací reflexy“, avšak Véle (1995) označuje užití reflexů v tomto komplexním chápání nenáležitě. Nežli posturální stabilizaci vysvětlovat na základě stereotypních reflexů či preprogramovaných reakcí, lépe ji označit jako funkční adaptabilní chování, které je zajištěno integrací aferentních a eferentních vstupů (Enoka, 2008; Horak, 1987; Véle, 1997). Krucální oblast představuje nervový systém, jež detekuje (feedback) a předpovídá (feedforward) instabilitu pohybového aparátu, načež zajišťuje koordinaci motorickými programy svalového systému za působení zevních sil, čímž se posturální kontrola stává proaktivní, adaptabilní a centrálně organizovanou podle předchozích zkušeností a záměrů (Bizovská et al., 2017). Posturální stabilizace vyžaduje centrální zpracování a integraci vícero sensorických vstupů, což zajišťuje adekvátní odpověď specifickou pro danou situaci. Odpovídající pohybová reakce zavezme svaly celého těla rozfázovaných do vzorců svalové aktivity (Horak, 1997; Shumway – Cook & Woolacott, 2011).

Limity stability označují maximální vychýlení COM, resp. COG, v jakémkoliv směru, při kterém nedochází ke ztrátě stability. Pohyby v bipedálním stoji, označované jako titubace, vytvářejí plášť kužele znázorňující zmiňovaný biomechanický model „převráceného kyvadla“. Při poruchách pohybu doprovázených zhoršenými limity stability je vždy omezena senzomotorická integrace (Colné, Frelut, Pérès, & Thoumie, 2008; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010).

2.3.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Na posturální kontrole se podílí nervový i muskuloskeletální systém. Muskuloskeletální systém ovlivňuje posturální kontrolu např. kloubním rozsahem, vlastnostmi svalů či flexibilitou vazů (Bizovská et al., 2017). Posturální stabilita je nepřímo úměrná výšce tělesa nad opěrnou bází a přímo úměrná hmotnosti tělesa a velikosti opěrné báze. Předchozí zjištění naznačují, že tělesná hmotnost je silným prediktorem posturální stability (Hue et al., 2007; Menegoni et al., 2009). Zároveň má význam charakter kontaktu opěrné plochy s tělem, postavení a vlastnosti segmentů a vzdálenost COG od hranic opěrné báze (Kolář, 2009; Véle, 1995; Winter, 1995a). Předpokladem pro stabilitu vertikální polohy je širší báze, avšak zobecnit to lze pouze u tuhých těles, mezi které se lidské tělo neřadí. V rámci vnímání lidského těla nutno uvažovat nad komplexností, jež s sebou přináší provázanost jednotlivých segmentů. Příkladem může být využití širší báze ve stoji rozkročném u člověka, kdy dojde k vyšší stabilitě ve frontální

rovině, avšak v sagitální rovině na základě omezení pohybu v kloubech vznikají vyšší nároky na posturální kontrolu. Významným faktorem posturální stability je i hmotnost tělesa, jež s vyšší hodnotou posturální stabilitu zvyšuje, avšak po narušení posturální stability vyšší hmotnost naopak zvyšuje nároky na posturální kontrolu. Nutno uvážit typ tkáně související s vyšší hmotností, zdali se jedná o tkáň aktivní či pasivní (Bizovská et al., 2017).

Neurofyziologickými faktory ovlivňujícími posturální stabilitu jsou informace ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému (Bizovská et al., 2017). Pro udržení vertikální polohy je zásadní svalový tonus, jehož součinnost na posturální stabilitě zajišťuje nízkofrekvenční asynchronní vzruchová aktivita alfa motoneuronů (Králíček, 2011). Rozložení tonu je kontinuálně regulováno reflexními reakcemi spoléhajícími se na míšní okruhy, okruhy mozkového kmene, mozečku a subkortikální centra za účasti aference z kožních exteroceptorů (Králíček, 2011; Trojan et al., 1990). Významně se podílí i psychické vlivy a vnitřní vlivy ovlivňující excitabilitu nervového systému a spouštějící pohybové programy (Véle, 1997). Neméně důležitá je oblast vlivu vyšších integračních center zajišťujících adaptabilitu a anticipační funkce posturální kontroly. Pozornost, motivace a soustředění jsou také důležitými oblastmi ovlivňujícími posturální kontrolu (Bizovská et al., 2017).

2.3.3 Testování posturální stability

K hodnocení posturální stability lze v klinické praxi využít funkční testy. Nejznámějšími a nejpoužívanějšími funkčními testy pro využívání hodnocení rovnováhy jsou Single leg stance, Functional reach test, Five times sit-to-stand a Timed Up and Go. Další lze využít k hodnocení rovnováhy škály, tyto již jsou více náročné z časového i praktického hlediska. Řadí se zde Dynamic gait index a Functional gait assessment, Tinetti Performance oriented mobility assessment a Berg balance scale. Časově i personálně nejnáročnější způsob testování je pomocí baterií testů, avšak jejich výhodou je komplexní přístup k hodnocení rovnováhy a rozdělení jednotlivých úloh do kategorií, jež mohou dát vyšší specifikaci vedoucí k možným příčinám problémů s rovnováhou. Nejznámější baterií testů je Balance evaluation systems test (Bizovská et al., 2017).

Z přístrojové techniky lze k hodnocení posturální stability využít silové plošiny. Slouží pro měření reakční síly působící od podložky (ground reaction force, GRF). Zaznamenává vertikální (vGRF), mediolaterální (mlGRF) a anteroposteriorní (apGRF) složku GRF a trajektorii působiště reakční síly (center of pressure, COP). Silové plošiny mohou sloužit pouze pro laboratorní využití (AMTI, Watertown, MA, USA) nebo mohou mít komerční využití jako příslušenství ke konzolím (např.: Wii Balance board – Nintendo). Další přístrojovou technikou jsou tlakové

plošiny. Měří tlak na kontaktu těla s podložkou pomocí kapacitních a tenzometrických senzorů, jež jsou rozmístěny odlišně dle výrobce. Výstupní hodnotou je trajektorie COP a průběh GRF. Řadí se zde i balanční úseče disponující určením úhlu náklonu kontaktní plochy získaného z inerciálního senzoru uvnitř úseče (Bizovská et al., 2017).

K hodnocení lze využít i inerciální měřicí jednotky, které obsahují přístroje pro měření zrychlení (akcelerometry) a přístroje zaznamenávající úhlovou rychlost (gyroskopy). Akcelerometry určují odchylky způsobené setrvačností hmotného tělesa umístěného přímo v senzoru při pohybu (Janura et al., 2012). Hodnoty jsou transformovány na výstupní elektrický signál, který je dále přepočítán na jednotky zrychlení. Výslednou hodnotou je tedy průběh zrychlení daného segmentu v čase (Bizovská et al., 2017).

2.3.4 Posturální stabilita ve vztahu k těhotenství

Posturální stabilita se u žen v souvislosti s těhotenstvím mění. Ženské tělo se v jeho průběhu adaptuje a vytváří vhodné podmínky pro vývoj plodu, přičemž důsledkem těchto změn jsou biomechanické alternace způsobující právě změny v posturální stabilitě (Jang et al., 2008). Tyto změny pak mají za následek, že jsou těhotné ženy ohroženy pádem více než nullipary (Inanir et al., 2014). To bylo potvrzeno i mnoha studiemi, které hodnotily posturální rovnováhu a uváděly zvýšenou posturální instabilitu, projevující se především zvýšeným kýváním v anteroposteriorním směru (Butler et al., 2006; Davies et al., 2002; Jang et al., 2008). Ribas a Guirro (2007) nadto ve své studii uvedli, že i když těhotné ženy ve třetím trimestru vykazovaly větší anteroposteriorní kývání než ty v trimestru prvním, nebyl zjištěn žádný rozdíl v posunu mediolaterálně. S tímto zjištěním ostatně souhlasily i výsledky studie Oliveira, Vieira, Macedo, Simpson a Nadal (2009). Jang et al. (2008) ve své studii také poukazují na vyšší stabilitu v laterálním směru během těhotenství a vysvětlují ji na základě větší zvolené šířky stoje. Větší šířka stoje pak byla zjištěna i v studii Ramachandra, Kumar, Bø a Arun Maiya (2023), jež popsala, že těhotné ženy mají tendenci zaujmout širší postoj především v pokročilé fázi těhotenství.

Pokud se zaměříme na změny v posturální stabilitě v jednotlivých fázích těhotenství, tak dle zjištění řady studií nezůstává stejná, ale vyvíjí se. Údaje ze studie Butler et al. (2006) přitom dokonce potvrzují, že klesající posturální stabilita zůstává snížena i 6 až 8 týdnů po porodu. Studie Sancar, Guzel, Cobanoglu, Bayram a Özdemir (2021) si dala za cíl zjistit rozdíl v posturální stabilitě napříč trimestry. Výsledkem pak bylo, že napříč trimestry nedošlo k prokázání statisticky významného rozdílu ve statistické posturální stabilitě. Avšak na základě dvou odlišných metod, jež se v jiných studiích nevyskytovaly, studie prokázala

zhoršenou posturální stabilitu ve třetím trimestru. Ve studii byl použit LOS test, který vypovídá o maximálním úhlu, který může lidské tělo dosáhnout z vertikály bez ztráty rovnováhy, načež tato studie naměřila vyšší skóre ve třetím trimestru v porovnání s trimestrem prvním. Přestože nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl, vyšší skóre LOS bylo také zjištěno ve třetím trimestru v porovnání s druhým. V též studii byl dále pro hodnocení posturální stability použit test mCTSIB, jež využívá různé situace (otevřené/zavřené oči, pevná opěrná plocha/dynamická opěrná plocha), se kterými se jedinec může setkat v každodenním životě. I přestože byly výsledky tohoto testu statisticky významné pouze za situace stoje na pevném povrchu se zavřenými očima, a to při porovnání druhého a třetího trimestru, načež ve třetím trimestru bylo zjištěno zhoršení posturální stability. To potvrzuje i několik dalších studií shodně naznačujících sníženou posturální stabilitu převážně ve třetím trimestru (Biviá-Roig, Lisón, & Sánchez-Zuriaga, 2018; McCrory, Chambers, Daftary & Redfern, 2010a; Oliveira, et al., 2009). Tento závěr byl potvrzen i v novější studii Ramachandra et al. (2023), jejíž součástí bylo zkoumání těhotných žen v komparaci s nulliparami. Výsledky studie Danna-Dos-Santos et al. (2018) pak naznačují existenci změn v držení těla a posturální stabilitě již v prvním trimestru těhotenství. Nicméně více studií se shoduje, že významné změny v posturální stabilitě v prvním trimestru ve srovnání s nulliparami zjištěny nebyly (Butler et al., 2006; Inanir et al., 2014; Oliveira et al., 2009). Butler et al. (2006) ve své studii uvedli, že posturální stabilita zůstala nezměněna během prvního trimestru, ale byla významně snížena ve druhém a třetím trimestru, stejně jako v době 6 až 8 týdnů po porodu, ve srovnání s nulliparami. Oliveira et al. (2009) ve své studii popisují zvýšené nároky na posturální kontrolu ve druhém a třetím trimestru v porovnání s trimestrem prvním. Výsledky studie Yoo et al. (2015) zjištění, že posturální stabilita v průběhu těhotenství klesá, což bývá závěrem mnoha studií, rozporují, a to na základě vlastních výsledků popisující lepší stabilitu ve třetím trimestru v porovnání s druhým trimestrem. Ve své studii využívají k hodnocení posturální stability WDI (weight distribution index), jež je vypočítán z antero-posteriorní a medio-laterální změně v zatěžování. Další možností hodnocení posturální stability u těhotných žen je rovněž využití 4 Square Step Test (FSST), přičemž výsledky studie Shingala, Desai, Honkalas a Kumar (2019) prokázaly významně sníženou posturální stabilitu ve třetím trimestru ve srovnání s nulliparami stejné věkové skupiny v důsledku prodloužení doby potřebné k jeho dokončení. Na základě výsledků studie Takeda, Shimizu a Imura (2015) lze konstatovat, že vzdálenost dopředného dosahu je u těhotných žen snížena. Dále naznačuje, že těhotná žena při udržování rovnováhy volí spíše strategie hlezenního kloubu v porovnání se strategií kyčelního kloubu. Z většiny z výše uvedených zkoumání tak vyplývá, že nejenže je posturální stabilita v průběhu těhotenství snížena, ale tento pokles je nejvíce znatelný v jeho pozdějších fázích a přetrvává i po porodu.

Výše popsané studie hodnotící rovnováhu mnohdy využívají měření posturální stability pouze ve statických pozicích, což nereflektuje posturální reakce v dynamických podmínkách a nevysvětluje ani změny časoprostorových parametrů, jež nás informují o stabilitě během chůze. Dynamická stabilita přitom během těhotenství označuje schopnost udržet rovnováhu a kontrolu při pohybu. Právě chůze je ovšem významným předmětem zkoumání z důvodu, že pády nastávají nejčastěji v jejím průběhu. Předpokladem udržení stability během chůze je pak udržení průmět COM v BOS (base of support) (McCrory et al., 2010b). Bohužel pouze nepatrné množství studií se zabývá COP během chůze, přestože se tento indikátor jeví jako významný a spolehlivý pro zhodnocení chůze a rovnováhy (Santos, Delisle, Larivière, Plamondon, & Imbeau, 2008). Výsledky studií Mei et al. (2018) a Krkeljas (2018) ukázaly, že s rozvíjejícím se těhotenstvím se mediolaterální (ML) posun COP zvyšuje, s čímž souhlasí výsledky studie Kerbourc'h, Bertuit, Feipel a Rooze (2017), jež spolu se zvýšeným mediolaterálním posunem COP popisuje i zvýšený anteroposteriorní posun COP. Studie zároveň popisuje, že rychlost vychýlení COP se s rostoucí rychlostí chůze zvyšuje, s čímž souhlasí i studie Bertuit, Leyh, Rooze, a Feipe (2017). Odchylky COP se podle nich liší v závislosti na fázi krokového cyklu. Odchylka COP se v závislosti na těhotenství snižuje při fázi krokového cyklu FFCP (forefoot contact phase), naopak při fázi FFP (foot flat phase) se odchylky COP zvyšují (Mei et al., 2018). Dále zjištění studií naznačuje, že těhotné ženy mohou zaznamenat změny v kývavých reakcích, a to zejména ve třetím trimestru. McCrory et al. (2010a) srovnávali reakční dobu, počáteční kývání, rychlost kývání a celkové kývání mezi těhotnými ženami ve druhém a třetím trimestru a kontrolní skupinou žen netěhotných. Počáteční a celkový výkyv u těhotných žen byl ve studii významně nižší ve třetím trimestru než u netěhotných žen a těhotných žen ve druhém trimestru. V další studii se McCrory et al. (2010b) zabývali dynamickou posturální stabilitou ve vztahu k pádům, načež dospěli k závěru, že těhotné ženy, které zažily pád, vykazovaly sníženou dynamickou posturální stabilitu ve srovnání s těmi, které neupadly, či s netěhotnými ženami.

Rizikovým faktorem snižujícím posturální stabilitu u těhotných žen je zejména změna kvality vaziva vznikající na základě hormonálních změn, která zároveň úzce souvisí s LBP. Dále se zde řadí přírůstek hmotnosti, snížení neuromuskulární kontroly, snížená svalová síla abdominálních svalů a anteriorní posun těžiště (Cakmak, Inanir, Nacar, & Filiz, 2014; Dunning et al., 2003; Inanir et al., 2014; Opala-Berdzik et al., 2015). Dalším uvažovaným faktorem snižujícím posturální stabilitu u těhotných žen s LBP je omezení senzomotorického systému a snížení svalové síly. Izolovaným rizikovým faktorem pádů v těhotenství byl ve studii Drabiščáková et al. (2022) popsán vyšší věk. Jednou z nejvýznamnějších změn zasahujících do biomechaniky těla v průběhu těhotenství je pak i nárůst hmotnosti, jinak zajišťující zdraví

matky a zdravý vývoj plodu. Opala-Berdzik et al. (2015) ve své práci připisují sníženou posturální stabilitu zvětšující se abdominální oblasti. Ve studii Butler et al. (2006) ovšem žádná významná souvislost mezi nárůstem hmotnosti v průběhu těhotenství a posturální stabilitou zjištěna nebyla, dokonce nebyla nalezena ani žádná souvislost mezi posturální stabilitou a úbytkem hmotnosti během 6 až 8týdenního poporodního období. Yu, Chung, Hemingway a Stoffregen (2013) pozorovali významné změny v míře posturální stability mezi těhotnými ženami s ranními nevolnostmi a bez nich. Výsledkem bylo, že těhotné ženy s ranními nevolnostmi uváděly větší vnímanou nestabilitu než těhotné ženy bez ranních nevolností. U žen s hyperemesis gravidarum Cakmak et al. (2014) popisují snížení posturální stability v prvním trimestru. Shibayama et al. (2016) se na základě klinických zkušeností domnívali, že u těhotných žen s nařízeným klidovým režimem na lůžku dochází ke snížení posturální stability, avšak v jejich studii se jim nepodařilo tuhle souvislosti prokázat. Lze konstatovat, že těhotné ženy s klidem na lůžku po dobu 4 týdnů vykazovaly stejnou posturální stabilitu jako těhotné ženy bez něj.

Butler et al. (2006) a Opala-Berdzik et al. (2015) popisují zvýšenou závislost na vizuálních podnětech k udržení rovnováhy během těhotenství. Na základě nejen těchto studií lze pak tvrdit, že posturální stabilita při stoji s otevřenými očima je lepší. I studie Oliveira et al. (2009) popisuje změny v posturální kontrole při stoji těhotných žen se zavřenými očima, zároveň však upozorňuje, že se posturální stabilita snižuje i se zmenšenou oporou. Zajímavostí rovněž je, že v případě zavřených očí volí těhotné ženy spontánně širší postoj pro zachování stability (Oliveira et al., 2009; Opala-Berdzik et al., 2015).

Posouzení posturálních změn a rizik pádu je zvláště důležité během těhotenství z důvodu vysokého rizika možného vzniku závažných komplikací pro matku a plod. Komplikacemi jsou především zlomeniny, distorze, svalová zranění, úrazy hlavy, poškození vnitřních orgánů, vnitřní krvácení, abrupce placenty, ruptury dělohy či smrt matky nebo dítěte (Mirza, Devine, & Gaddipati, 2010). Retrospektivní populační studie ukázala, že hlavními zraněními spojenými s pády byly zlomeniny kostí (47,4 %), pohmožděny dolních končetin (18,0 %) a podvrtnutí kloubů (17,3 %) (Schiff, 2008). Míra hospitalizace po pádu je 2,3krát vyšší u těhotných žen ve srovnání s netěhotnými ženami v podobném reprodukčním věku (Weiss, 1999). Ve studii Dunning, LeMasters a Bhattacharya (2010) byla zjištěna u velké skupiny probandů míra pádů během těhotenství na 26,8 %. V této studii 1070 z 3997 těhotných žen uvedlo, že během těhotenství upadly alespoň jednou. Z těchto 1070 těhotných žen nadto 35 % uvedlo dva nebo více pádů, 20 % uvedlo potřebu lékařské péče po pádu a 21 % zažilo v jejich důsledku omezení v každodenních činnostech po dobu dvou nebo více dnů. Zaměříme-li se na místo pádů, hned 56 % z pádů se přihodilo v domácím prostředí a 39 % se uskutečnilo na schodech. V jiné

studii se zabývaly pády těhotných žen na pracovišti. Ze 2847 zaměstnaných těhotných žen zažilo 26,6 % pády během těhotenství, z čehož 6,3 % se přihodilo v práci. Nejčastěji k pádům přitom docházelo na přelomu 2. a 3. trimestru (Dunning et al., 2003). Ve studii Kuo, Jamieson, McPheeters, Meikle a Posner (2007) bylo potvrzeno, že pády jsou nejčastější příčinou hospitalizace u těhotných žen. Došlo k nim přibližně u 24,4 % žen. Úrazy následkem dopravní nehody byly v daném zkoumání až druhou nejčastější příčinou hospitalizace. Naopak ve studii El-Kady et al. (2004) byla přisuzována pádům až druhá příčka v příčinách hospitalizace, když na prvním místě se nacházela traumata vzniklá následkem dopravní nehody. Ze studie Butler et al. (2006) vyplynulo, že 25 % probandů v průběhu těhotenství upadlo, zatímco v kontrolní skupině složené z netěhotných žen se pády nevyskytovaly. Ve studii Jang et al. (2008) se pády vyskytly u 13 % těhotných žen. Většina hospitalizací zapříčiněných pádem se přitom vyskytla ve třetím trimestru (79,3 %), ale k hospitalizacím docházelo i ve druhém trimestru (11,3 %) a v trimestru prvním (9,4 %) (Schiff, 2008). Teoretické výsledky studie Ersal, McCrory a Sienko (2014) ukázaly, že těhotné ženy, které nepadaly, měly vyšší tuhost kotníků ve srovnání s těhotnými ženami, u nichž se pády vyskytli. To naznačuje, že samotná tuhost kotníku může být dominantním důvodem odlišných výsledků, čímž se nabízí jako preventivní mechanismus pádů.

2.3.5 Posturální stabilita ve vztahu k LBP

Špatná posturální stabilita bývá spojována s muskuloskeletální slabostí a narušenými somatosenzorickými systémy. Vztah LBP a sníženou posturální kontrolou je popsán v několika studiích (Salavati et al., 2009; Nies & Sinnott, 1991; Sherafat et al., 2014). Nies a Sinnott (1991) porovnávali posturální stabilitu na balančních podložkách u skupiny lidí bez bolestí zad se skupinou lidí s LBP, načež dospěli k závěru, že skupina lidí s LBP měla zvýšené nároky na kompenzační strategie udržení vertikální polohy a zároveň byl pozorován vyšší nedostatek stability při stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima a posteriozně uložené COP. Mientjes a Frank (1999) popisovali vztah chronické LBP se zvýšeným mediolaterálním směrem pohybu COP. Pouze v jedné studii (Sohn, Lee, & Song, 2013) zkoumali vztah s akutní LBP a posturální kontrolou, přičemž dospěli k závěru, že statická posturální instabilita, především antero-posteriorní instabilita, byla zvýšena v přítomnosti akutní LBP, bez ohledu na vizuální informaci a lokalizaci bolesti. V přehledu Koch a Hänsel (2019) poskytli přehled v parametrech posturální kontroly u skupiny lidí s nespecifickou bolestí zad a bez ní. Dospěli k závěru, že posturální stabilita je u lidí s nespecifickou LBP snížena. Studie Ozcan Kahraman, Kahraman, Kalemci a Sengul (2018) popisuje, že neexistuje žádný rozdíl ve většině statických a dynamických posturálních kontrolních proměnných mezi ženami a muži. Avšak ze studie

vychází u žen s nespecifickou chronickou LBP vyšší strach z pohybu a vyšší intenzita bolesti při aktivitě ve spojení s nižší se sníženou posturální stabilitou.

Ve studii Ge et al. (2021) zjišťovali, jak kognitivní funkce ovlivňuje posturální kontrolu u starších žen s LBP. Dospěli k závěru, že v porovnání s kontrolní skupinou, jež byla složena z žen stejného věku bez historie LBP, vykazovaly starší ženy s LBP špatnou posturální kontrolu bez ohledu na obtížnost posturálních úkolů, a to zejména při souběžných posturálních a kognitivních úkolech. V rámci prevence pádů apelují na význam dual-task tréninků.

2.4 Využití zevní podpory v těhotenství

Zevní podpora, se kterou se lze setkat v podobě reboza, svivalníku, těhotenského pásu či podvazového šátku, může představovat cennou pomůcku pro těhotné ženy, které vyhledávají úlevu od běžných každodenních pocitů diskomfortu a bolestí, jež mohou být odezvou kompenzačních mechanismů těla na rostoucí plod. Její využití nabízí možnost rozložení hmotnosti akcentující anteriorní masy rovnoměrněji přes boky a pánev, nabízí jemnou kompresi, nadlehčení anteriorní masy a zároveň zmírňuje namáhání již tak intenzivně namáhaných struktur, jimiž jsou děložní ligamenta či abdominální svaly.

Rebozo představuje tradiční mexický šátek s významným kulturním a historickým kontextem. Tento šátek je po staletí využíván domorodými ženami v Mexiku k různým účelům. Rebozo v mexické kultuře znázorňuje ženskost, dědictví a komunitu. Často jsou jím obdarovávány mladší generace staršími. Výrazné barvy látek, ze kterých je tkaný, odráží bohatou kulturní rozmanitost Mexika. Kromě estetického účelu slouží i jako praktický nástroj v každodenním životě. Význam má u matek, jež v něm nosí své děti připevněné k tělu, ale i u běžné populace k přenášení zboží, ochraně před slunečním zářením, či jako podpora při fyzické námaze. Pro naši společnost je rebozo znám především pro své užití v těhotenství a při porodu. V této oblasti jej mexické porodní asistentky využívají nejen pro podporu plodnosti, ale také během samotného těhotenství, v průběhu porodu i po něm. S využitím masáží dokáží jemným, harmonickým, rytmickým houpavým pohybem relaxovat oblast pánve, dělohy a vazů, což vytváří dodatečný prostor pro dítě, aby se nastavilo do ideální porodní polohy. Jeho šířka bývá zpravidla 65 centimetrů a délka okolo 2 metrů. Rebozo se tradičně vyrábí z bavlny, vlny, hedvábí nebo jejich kombinací. K unikátní struktuře a vzhledu reboza přispívá také specifický způsob tkaní. Výběr materiálu často závisí na regionu, klimatu nebo účelu využití (Montiel, 2023).

Svivalník má svůj původ v tradiční východní slovanské kultuře a je využívám přímo za účelem zlepšení adaptace matky na biomechanické změny v průběhu těhotenství. Konkrétněji

se v současné době používá v těhotenství k poskytnutí podpory a pohodlí těhotným ženám a lze jej využít i při následné poporodní péči. Jde o dlouhý a úzký šátek, který se obvykle váže kolem břicha za účelem úlevy od bolesti, zlepšení držení těla a podpory správné polohy plodu. Oproti rebozu je užší, jeho šířka je kolem 30 centimetrů a délka bývá přibližně 4 metry. V naší oblasti se standardizoval pojem podvazový šátek, jež odpovídá základním charakteristikám svivalníku.

Další možností zevní podpory je využití těhotenského pásu, jehož funkce se shodují s předchozími. Rozdíl oproti výše zmiňovanými zevními podporami je především ve složení, kdy jsou využívány pružné materiály.

Bey, Arampatzis a Legerlotz (2018) ve své studii prokazovali efekt těhotenského pásu v těhotenství i u netěhotných žen na zlepšení posturální stability. Výsledky studie neprokázali efekt těhotenského pásu na postupnou regresí posturální stability. Výsledky efektu těhotenského pásu byly rozporuplné. Užití těhotenského pásu vedlo u těhotných i netěhotných žen k malému snížení limitů stability, což představuje zlepšení posturální stability, avšak mírně zvyšuje posturální kývání v anterioposteriorním směru, což naopak ukazuje na poruchu rovnováhy. Z důvodu systematickosti výsledků parametrů limitů stability a nenarušení posturální stability ve vztahu k ostatním proměnným (posturální kývání v mediolaterálním směru, rychlost kývání) se však autoři studie přiklání právě k pozitivnímu efektu. K pozitivnímu efektu užívání těhotenského pásu v těhotenství dospěli i autoři Cakmak et al. (2014) ve své studii, kde zároveň poukázali na snížení skóre Fall Risk Test, a to zejména ve třetím trimestru těhotenství.

Carr (2003) se ve své studii zabývala vlivem podpůrného těhotenského pásu ve vztahu k LBP. Výsledky této studie naznačují, že užití těhotenského pásu významně snižuje skóre bolesti a snižuje i dopady LBP na každodenní aktivity těhotné ženy. Studie Öztürk et al. (2016) doporučuje užívání těhotenských pásů a preventivní opatření v antenatálním období, jimiž jsou silová cvičení posteriorní oblasti a balanční cviky. Studie Heydari, Aminian, Biglarian, Shokrpour a Mardani (2022) poukázala na fakt, že v dosavadních studiích, zabývajících se významem těhotenského pásu ve vztahu k bolestem zad a pánevních bolestí, byly využívány pásy, jež byly navrženy pouze k zakrytí symfýzy a spiny iliaca anterior superior, aniž by došlo k podpoře bederní oblasti. Ve své studii se zabývali tím, zda bederní podpěra zajistí zmírnění bolesti a zlepšení funkčnosti těhotné ženy v porovnání se skupinou, ve které byly využívány pásy standardní. Experimentální skupina s modifikovaným pásem měla snížené ukazatele bolesti a měla vyšší funkčnost, avšak zlepšení nebylo statisticky signifikantní.

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit vliv podvazového šátku (tj. zevní podpory) na posturální stabilitu a chůzi u žen v průběhu těhotenství a netěhotných žen s využitím silové plošiny a akcelerometrů.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Porovnání vybraných parametrů posturální stability u těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen při využití podvazového šátku a bez něj.
- 2) Porovnání vybraných parametrů chůze u těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen při využití podvazového šátku a bez něj.
- 3) Porovnání rozložení váhy na chodidlech u těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen při využití podvazového šátku a bez něj.

3.3 Výzkumné otázky

- 1) Existuje rozdíl ve vybraných parametrech posturální stability u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?
- 2) Existuje rozdíl ve vybraných parametrech chůze u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?
- 3) Existuje rozdíl ve vybraných časoprostorových parametrech chůze u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?
- 4) Existuje rozdíl v rozložení zatížení na dolních končetinách u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?

4 METODIKA

Diplomová práce je klinickou experimentální studií. Výzkumné měření probíhalo v laboratoři rovnováhy na Fakultě tělesné kultury v Olomouci, čímž byly zajištěny standardní uniformní podmínky pro všechna měření. Všichni probandi byli obeznámeni podmínkami měření a byli vyrozuměni s anonymizováním naměřených dat, a to vše bylo stvrzeno podpisem informovaného souhlasu (Příloha 1). Metodika výzkumu byla schválena Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 2).

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo celkem 30 probandů, jež byl rozdělen na 3 výzkumné skupiny na základě týdnu těhotenství, načež skupiny se skládaly z probandů ve 2. trimestru (21 ± 3 tt; 27 ± 5 let), na přelomu 2. a 3. trimestru (30 ± 1 tt; 30 ± 5 let) a ve 3. trimestru (35 ± 1 tt; 28 ± 5 let), přičemž každá skupina obsahovala 10 probandů. 2/3 probandů s podvazovým šátkem neměli osobní zkušenost. Kontrolní skupina se skládala z 10 nullipar (23 ± 4 let). Nábor probíhal ve fyzioterapeutické ambulanci vedoucí diplomové práce Mgr. Hany Bundilové, Ph.D. a prostřednictvím náborového plakátu, jež byl umístěn do gynekologických ambulancí v Olomouci a na sociálních sítích.

Tabulka 1

Základní charakteristika výzkumného souboru

	Skupina	Průměr \pm SD
Věk	2T	27 ± 5
	2/3T	30 ± 5
	3T	28 ± 5
	N	23 ± 4
Týden těhotenství	2T	21 ± 3
	2/3T	30 ± 1
	3T	35 ± 1
	N	/
BMI	2T	24 ± 2
	2/3T	27 ± 3
	3T	27 ± 4
	N	21 ± 3
Nárůst hmotnosti	2T	5 ± 4
	2/3T	8 ± 5
	3T	14 ± 6
	N	/

Poznámka: 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru.

Inkluzivními kritérii pro výběr výzkumného souboru bylo věkové rozpětí 18-35 let, fyziologické těhotenství v období 2. trimestru, přelom 2. a 3. trimestru, polovině 3. trimestru. Dále byly osločovány mladé zdravé netěhotné ženy ve věkovém rozpětí 18-35 let.

Exkluzivními kritérii byla neurologická diagnóza úzce související s rovnováhou, závažné deformity, zranění či operace dolních končetin, obezita, vysoce rizikové těhotenství a nekorigované vady zraku či sluchu.

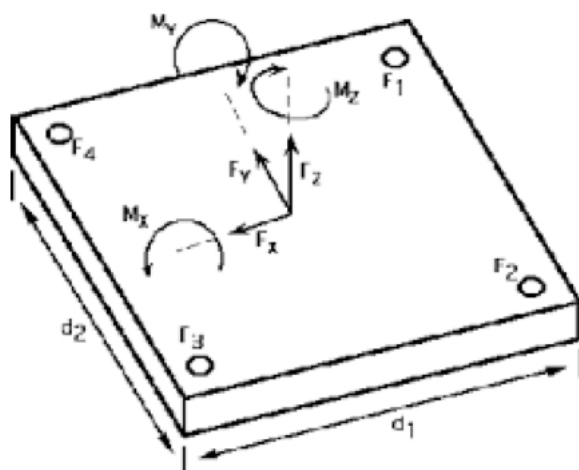
4.2 Metody sběru dat

Experimentální měření probíhalo v laboratoři rovnováhy na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci od října 2023 do března 2024, přičemž probíhalo v pracovní dny v dopoledních i odpoledních hodinách. Byly využívány tenzometrické silové plošiny a akcelerometry zapůjčené Katedrou přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury. Senzory byly za pomoci kinesiotapu umístěny nad trn obratle L5 a na střed hrudní kosti.

Proband byl na úvod požádán o vyplnění anamnestického dotazníku (Příloha 3). Před zahájením samotného měření byl probandům důkladně vysvětlen jeho průběh a kladen důraz na nepovolené činnosti v průběhu, které by mohly zkreslovat jeho výsledky (mluvení, žvýkání žvýkačky, pohyb horních končetin, ztráta fixace bodu před sebou).

4.2.1 Přístrojové vybavení

Tenzometrická silová plošina typu AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA; snímková frekvence 200 Hz) je vybavena čtyřmi tenzometrickými snímači umístěných v jejich rozích. Tato plošina měří tři silové komponenty vektorů a tři momenty síly (kolem os X, Y, Z) a poskytuje celkem šest výstupů, které odpovídají zatížení v souřadnicovém systému se středem ve středu plošiny (Obrázek 1). Po rozkladu reakčních sil ve třech rovinách a jejich momentů, se získají výstupní data, jež jsou dále matematicky upravovány.



Obrázek 1 Silová plošina AMTI (Janura et al., 2012)

Akcelerometrický systém typu Trigno wireless systém (Delsys Inc., Natick, MA, USA, sběrná frekvence 296 Hz), byl využit pro snímání zrychlení. Zařízení v sobě kombinuje senzory pro snímání zrychlení a senzory pro snímání povrchového EMG signálu (Obrázek 2).



Obrázek 2 Trigno wireless system (Retrieved from <https://www.jalimedical.com/delsys-trigno-wireless-emg-system.php>)

4.3 Postup měření

Při měření se v místnosti nacházel pouze proband a terapeut, jenž byl pro každé měření stejný. Měření bylo zahájeno získáním hodnot ze silové plošiny, na které se provádělo celkem bylo 5 pozic, které byly probandovi před začátkem měření názorně ukázány, a ve kterých proband setrval ve dvou sériích vždy 30 s. Vybranými pozicemi pro měření byl stoj na šířku pánve (Obrázek 3), stoj na dominantní dolní končetině (Obrázek 4), modifikovaný tandem s dominantní (Obrázek 5) a nedominantní (Obrázek 6) končetinou vpředu a opět stoj na šířku pánve, avšak otočený o 90° proti směru hodinových ručiček (Obrázek 7). Pozice stoje na šířku pánve otočeného o 90° byla dále specifikována, předělová čára mezi plošinami byla v úrovni

Lisfrankova kloubu. Následovalo měření senzory Trigno (Delsys®, Boston, USA). Proband byl poučen, aby po odstartování došel z místa A do místa B, jež od sebe byly vzdálené 17,80 m, svou přirozenou chůzí. Následně se měření opakovalo, přičemž místo B bylo výchozím bodem. Po dokončení měření při výše zmíněných situacích, byl probandovi uvázán podvazový šátek, jehož úvaz byl pro všechny stejný (Obrázek 8) a měření se opakovalo. Referenčním bodem byla otázka směřující na probandovi subjektivní pocity po uvázání šátku, přičemž očekávanou odpovědí bylo popsání nadlehčení, u netěhotných žen to byl pocit zpevnění.



Obrázek 3. Stoj na šířku pánve



Obrázek 4. Stoj na dominantní končetině



Obrázek 5. Modifikovaný tandem v dominantní končetinou vpředu



Obrázek 6. Tandemový stoj s nedominantní končetinou vpředu



Obrázek 7. Stoj otočený o 90°



Obrázek 8. Úvaz podvazového šátku

4.4 Posuzované parametry

Silová plošina AMTI OR6 – 5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA; snímková frekvence 200 Hz) sledovala trajektorii COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, která byla filtrována pomocí obousměrného Butterworthova filtru čtvrtého řádu s hraniční frekvencí 10 Hz, načež byla dopočtena:

- směrodatná odchylka COP (Sway) v mediolaterálním a anteroposteriorním směru,
- průměrná rychlost pohybu COP ve všech směrech.

Dalším parametrem, jež byly získán ze silové plošiny, je procentuální rozložení hmotnosti na pravé a na levé silové plošině.

Tabulka 2

Přehled posuzovaných parametrů ze silové plošiny

	jednotka	vysvětlivky
SDx	(mm)	směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru
Sdy	(mm)	směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru
Vx	(mm/s)	průměrná rychlost COP v mediolaterálním směru
Mvy	(mm/s)	průměrná rychlost COP v anteroposteriorním směru
Mva	(mm/s)	průměrná rychlost COP
Hmotnost levá	(%)	procentuální zatížení levé plošiny
Hmotnost pravá	(%)	procentuální zatížení pravé plošiny

Data získána při chůzi z Trigno wireless systém (Delsys Inc., Natick, MA, USA, sběrná frekvence 296 Hz) byly následně analyzovány v softwaru Matlab (R2017a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) a převzorkována na 100 Hz a normalizována odečtením průměrné hodnoty amplitudy signálu v každém směru. Ze snímané sekvence chůze bylo pro analýzu každého probanda použito 12 středních kroků. Dle metody autorů Zijlstra a Hof (2003) bylo možné identifikovat jednotlivé krokové cykly, a to na základě stanovení prvního kontaktu paty s podložkou z anteroposteriorního zrychlení trupu v oblasti pátého bederního obratle. Z těchto 12 kroků byly vypočítány pro oba senzory v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru:

- parametr RMS (Root Mean Square; variabilita chůze; pro hodnoty RMS platí, že jejich snížení znamená menší variabilitu chůze)
- harmonické poměry (HR; symetrie chůze; vyšší hodnota je znakem symetričtější chůze)
- a kadence.

Na předem určené vzdálenosti byl proband instruován, aby zvolil své optimální tempo, načež byl změřen čas.

4.5 Statistické zpracování dat

Trajektorie pohybu COP byla přefiltrována lowpass Butterworthovým obousměrným filtrem 4. řádu s hraniční frekvencí 10 Hz a zpracována v softwaru Matlab (R2020b, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Byly vypočítány základní charakteristiky pohybu COP – průměrná rychlost a směrodatná odchylka polohy.

Dalším hodnoceným parametrem bylo procentuální zatížení předonoží a zadonoží na základě velikosti vertikální složky reakční síly podložky.

Data lineárního zrychlení ve všech směrech pro oba senzory byla po vyřiznutí prvních a posledních 50 vzorků kvůli nestabilitě signálu přefiltrované lowpass Butterworthovým obousměrným filtrem 4. řádu s hraniční frekvencí 30 Hz a zpracována v softwaru Matlab (R2020b, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Po odečtení průměrné hodnoty amplitudy signálu v každém směru byla z dat vypočtena střední kvadratická chyba (RMS). Po dalším zpracování pomocí Fourierovy transformace byly vyhodnoceny poměrové charakteristiky vyjadřující míru symetrie (harmonický poměr pro každý směr pohybu a senzor) a kroková frekvence.

Pro statistické zpracování byl využit program Statistica (TIBSCO Software Inc., CA, USA). Pomocí Kolmogorova-Smirnova testu bylo pro všechny charakteristiky a skupiny potvrzeno normální rozložení dat. Pro statistické zhodnocení byla využita mixed ANOVA (4 skupiny x 2 měření) pro zjištění efektu skupiny, efektu podvazového šátku a jejich interakce. V případě jakéhokoliv statisticky významného efektu na hladině $\alpha = 0,05$ byl dále využit Bonferroniho post-hoc test pro párová porovnání. Statistické zpracování proběhlo pro každý typ stoje (data ze silové plošiny) a senzor (data z inerciálních senzorů) samostatně.

5 VÝSLEDKY

Byly porovnávány parametry statické posturální stability, parametry chůze a rozložení zatížení na dolních končetinách, jež jsou podrobněji popsány v metodice v podkapitole 4.4. Posuzované parametry, mezi jednotlivými skupinami (2T; 2/3T; 3T; N) a mezi využitím a nevyužitím zevní podpory (BEZ; ŠÁTEK). Dále byl porovnán význam využití zevní podpory (BEZ; ŠÁTEK) mezi jednotlivými skupinami (2T; 2/3T; 3T; N).

5.1 Výzkumná otázka č. 1

Existuje rozdíl ve vybraných parametrech posturální stability u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?

5.1.1 Stoj

Základní hodnoty statické posturální stability bipedálního stoje u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami (2T; 2/3T; 3T; N) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p > 0,05$) při bipedálním stoji.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory (BEZ; ŠÁTEK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p > 0,05$) při bipedálním stoji. Z výsledků lze nicméně pozorovat pozitivní efekt zevní podpory, byť statisticky nevýznamný, téměř pro všechny skupiny, vyjma skupiny žen ve druhém trimestru. Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u bipedálního stoje jsou uvedeny v Tabulce 3 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory (BEZ; ŠÁTEK) mezi jednotlivými skupinami (2T; 2/3T; 3T; N) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p > 0,05$) při bipedálním stoji.

5.1.2 Stoj na dominantní dolní končetině

Základní hodnoty statické posturální stability stoje na dominantní dolní končetině u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů ($p > 0,05$) statické posturální stability při stoji na dominantní dolní končetině.

Byl nalezen statisticky významný rozdíl při využití a nevyužití zevní podpory pro parametry SDx ($p=0,026$), MVx ($p<0,001$) a Mvy ($p<0,001$). Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u stoje na dominantní dolní končetině jsou zobrazeny v Tabulce 4.

Tabulka 4

Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu

Proměnná	Skupina	BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	Š
SDx (mm)	2T	6,09±0,84	5,76±0,7	0,026
	2/3T	6,2±0,57	5,56±0,95	
	3T	6,04±1,01	5,53±0,9	
	N	5,57±0,88	5,72±0,7	
SDy (mm)	2T	7,35±1,02	7,41±2,03	0,133
	2/3T	7,47±0,89	6,74±2	
	3T	8,29±1,61	7,73±1,69	
	N	7,47±1,3	7,16±1,56	
Vx(mm/s)	2T	27,39±7,91	23,67±6,8	<0,001
	2/3T	28,72±3,91	24,11±4,06	
	3T	24,63±4,09	22,26±2,97	
	N	24,22±8,45	24,28±6,73	
MVy(mm/s)	2T	21,18±6,29	19,4±5,52	<0,001
	2/3T	22,46±4,9	17,89±4,16	
	3T	18,32±3,39	16,46±2,3	
	N	18,93±5,75	18,62±5	
MVa(mm/s)	2T	38,03±10,72	37,9±12,14	0,053
	2/3T	39,37±8,13	33,14±6,12	
	3T	33,79±5,36	30,54±3,99	
	N	33,89±11,03	33,72±9,02	

Poznámka k tabulkám 4-11: SD – směrodatná odchylka; SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru; MVx –

rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; MVy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; Mva – celková rychlost pohybu COP; 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; p – hodnota pravděpodobnosti; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami; Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory; S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami.

Párové porovnání pro parametr SDx neodhalilo statisticky významný efekt zevní podpory u konkrétních dvou skupin, avšak u všech zkoumaných skupin lze pozorovat pozitivní efekt zevní podpory. Statisticky významný pozitivní efekt zevní podpory pro parametr MVx byl párovým porovnáním zjištěn u výzkumné skupiny žen ve druhém trimestru ($p=0,009$) a žen na přelomu trimestrů ($p<0,001$). Dále byl statisticky významný efekt zevní podpory pro parametr MVy odhalen párovým porovnáním u výzkumné skupiny žen na přelomu trimestrů ($p<0,001$). Hodnota parametru Mva ($p=0,053$) se blížila hranici statisticky významnému rozdílu při využití a nevyužití zevní podpory.

Byl nalezen statisticky významný rozdíl při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami u parametrů MVx ($p=0,007$) a MVy ($p=0,001$). Základní statistické charakteristiky významu zevní podpory mezi jednotlivými skupinami jsou uvedeny v Tabulce 5.

Tabulka 5

Základní statistické charakteristiky a rozdíly významu zevní podpory mezi jednotlivými skupinami při tandemovém stoji s dominantní dolní končetinou vpředu

Proměnná	Skupina	BEZ	ŠÁTEK	S/Š
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	
SDx (mm)	2. trimestr	6,09±0,84	5,76±0,7	0,249
	přelom	6,2±0,57	5,56±0,95	
	3. trimestr	6,04±1,01	5,53±0,9	
	kontrolní skupina	5,57±0,88	5,72±0,7	
SDy (mm)	2. trimestr	7,35±1,02	7,41±2,03	0,710
	přelom	7,47±0,89	6,74±2	
	3. trimestr	8,29±1,61	7,73±1,69	
	kontrolní skupina	7,47±1,3	7,16±1,56	
MVx(mm/s)	2. trimestr	27,39±7,91	23,67±6,8	0,007
	přelom	28,72±3,91	24,11±4,06	
	3. trimestr	24,63±4,09	22,26±2,97	
	kontrolní skupina	24,22±8,45	24,28±6,73	

MVy(mm/s)	2. trimestr	21,18±6,29	19,4±5,52	0,001
	přelom	22,46±4,9	17,89±4,16	
	3. trimestr	18,32±3,39	16,46±2,3	
	kontrolní skupina	18,93±5,75	18,62±5	
MVa(mm/s)	2. trimestr	38,03±10,72	37,9±12,14	0,252
	přelom	39,37±8,13	33,14±6,12	
	3. trimestr	33,79±5,36	30,54±3,99	
	kontrolní skupina	33,89±11,03	33,72±9,02	

Párové porovnání neodhalilo statisticky významný rozdíl efektu zevní podpory mezi konkrétními dvěma skupinami. Z hodnot lze pozorovat statisticky nevýznamně vyšší rozdíl parametrů statické posturální stability při využití zevní podpory těhotnými ženami v porovnání s kontrolní skupinou.

5.1.3 Tandemový stoj s dominantní dolní končetinou vpředu

Základní hodnoty statické posturální stability tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi skupinami byl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability při tandemovém stoji s dominantní dolní končetinou vpřed, a to pro SDy ($p=0,043$). Základní statistické charakteristiky porovnání skupin u tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu jsou zobrazeny v Tabulce 6.

Tabulka 6

Základní statistické charakteristiky a rozdíly skupin u tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu

	Skupina	BEZ	p – hodnota
		Průměr ± SD	S
SDx (mm)	2T	4,75±1,08	0,775
	2/3T	4,47±0,6	
	3T	4,8±1,37	
	N	4,78±0,8	
SDy (mm)	2T	3,82±1,37	0,043
	2/3T	2,62±0,47	
	3T	3,39±1,38	
	N	3,62±0,99	

MVx(mm/s)	2T	12,81±2,08	0,406
	2/3T	12,03±1,82	
	3T	10,83±2,09	
	N	12,81±4,09	
MVy(mm/s)	2T	16,82±5,46	0,053
	2/3T	14,24±2,95	
	3T	11,82±1,72	
	N	17,15±5,56	
Mva(mm/s)	2T	23,39±5,94	0,098
	2/3T	20,71±3,22	
	3T	17,8±2,58	
	N	23,67±7,55	

Párové porovnání pro parametr SDy neodhalilo statisticky významný rozdíl konkrétních dvou skupin, avšak lze pozorovat vyšší hodnoty parametru SDy u skupiny žen ve třetím trimestru v porovnání se skupinou žen na přelomu trimestrů.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory byl nalezen statisticky významný rozdíl, konkrétně u parametrů MVx ($p < 0,001$), Mvy ($p < 0,001$) a Mva ($p < 0,001$). Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu jsou zobrazeny v Tabulce 7.

Tabulka 7

Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u tandemového stoje s dominantní dolní končetinou vpředu

		BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota
Skupina		Průměr ± SD	Průměr ± SD	Š
SDx (mm)	2T	4,75±1,08	4,44±0,83	0,062
	2/3T	4,47±0,6	4,23±0,77	
	3T	4,8±1,37	4,56±1	
	N	4,78±0,8	4,55±0,48	
SDy (mm)	2T	3,82±1,37	3,53±1,03	0,450
	2/3T	2,62±0,47	2,89±0,61	
	3T	3,39±1,38	2,7±0,77	
	N	3,62±0,99	3,9±0,95	
MVx(mm/s)	2T	12,81±2,08	10,95±2,06	<0,001
	2/3T	12,03±1,82	10,48±1,2	
	3T	10,83±2,09	10,48±1,55	
	N	12,81±4,09	12,21±4,39	

MVy(mm/s)	2T	16,82±5,46	14,25±5,71	<0,001
	2/3T	14,24±2,95	12,22±2,47	
	3T	11,82±1,72	11,25±2,11	
	N	17,15±5,56	15,81±5,91	
MVa(mm/s)	2T	23,39±5,94	19,97±6,17	<0,001
	2/3T	20,71±3,22	17,86±2,56	
	3T	17,8±2,58	17,06±2,64	
	N	23,67±7,55	22,11±8,03	

Párovým porovnáním byl statisticky významný rozdíl zjištěn u výzkumné skupiny žen ve 2. trimestru pro všechny tři parametry – MVx ($p=0,015$), Mvy ($p=0,01$) a Mva ($p=0,008$). Hranici významnosti efektu zevní podpory téměř dosáhl i parametr SDx ($p=0,062$).

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p>0,05$) při tandemovém stoji s dominantní dolní končetinou vpředu.

5.1.4 Tandemový stoj s nedominantní dolní končetinou vpředu

Základní hodnoty statické posturální stability tandemového stoje s nedominantní dolní končetinou vpředu u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p>0,05$) při tandemovém stoji s nedominantní dolní končetinou vpředu.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory byl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability při tandemovém stoji s nedominantní dolní končetinou vpředu, konkrétně u parametrů MVx ($p=0,005$), Mvy ($p<0,001$) a Mva ($p<0,001$). Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory u tandemového stoje s nedominantní dolní končetinou vpředu jsou uvedeny v Tabulce 8.

Tabulka 8

Porovnání parametrů statické posturální stability pro stanovení efektu zevní podpory u tandemového stoje s nedominantní dolní končetinou vpředu

Proměnná	Skupina	BEZ	ŠÁTEK	p - hodnota
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	Š
SDx (mm)	2T	5,15±1,07	4,89±1,05	0,937
	2/3T	4,95±1,01	4,67±1,16	
	3T	4,84±1,04	5,29±1,57	
	N	4,69±0,67	4,81±0,77	
SDy (mm)	2T	3,31±1,03	3,29±0,83	0,643
	2/3T	3,21±1,46	3,13±0,83	
	3T	3,01±1,11	2,84±0,81	
	N	3,49±1,05	3,43±0,94	
MVx(mm/s)	2T	12,65±2,37	11,44±2,75	<0,001
	2/3T	11,81±1,8	10,66±1,43	
	3T	11,64±1,52	10,82±2,11	
	N	11,85±4,61	12,03±4,22	
MVy(mm/s)	2T	16,3±5,79	14,45±5,76	<0,001
	2/3T	13,6±3	11,73±2,53	
	3T	12,03±1,44	10,59±1,77	
	N	16,71±7,54	15,41±5,03	
MVa(mm/s)	2T	22,82±6,35	20,42±6,56	<0,001
	2/3T	19,94±3,4	17,62±2,56	
	3T	18,55±2,22	16,8±3,01	
	N	22,65±9,56	21,68±7,12	

Párové porovnání pro parametry MVx, Mvy a Mva neodhalilo statisticky významný efekt zevní podpory u konkrétních dvou skupin, avšak u všech zkoumaných skupin lze pozorovat pozitivní efekt zevní opory.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl parametrů statické posturální stability ($p > 0,05$) při tandemovém stoji s nedominantní dolní končetinou vpředu.

Využití zevní podpory má za následek statisticky významné snížení hodnot parametrů statické posturální stability především v posturálně náročnějších situacích, z čehož lze vyvozovat její pozitivní efekt pro zajištění lepší stability. Tento pozitivní efekt byl zaznamenán u žen ve druhém trimestru a žen na přelomu trimestrů.

5.2 Výzkumná otázka č. 2

Existuje rozdíl ve vybraných parametrech chůze u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?

a. *Na variabilitu chůze*

b. *Na symetrii chůze*

5.2.1 Variabilita chůze

Základní hodnoty variability chůze u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami byl nalezen statisticky významný rozdíl, a to pro oblast pátého bederního obratle v mediolaterálním směru ($p=0,002$) a pro oblast středu hrudní kosti ve vertikálním směru ($p=0,008$). Základní statistické charakteristiky porovnání variability chůze mezi skupinami jsou zobrazeny v Tabulce 9.

Tabulka 9

Porovnání hodnot RMS mezi jednotlivými skupinami

RMS	Skupiny	BEZ	
		Průměr ± SD	S
L5 AP	2T	0,1±0,03	0,745
	2/3T	0,1±0,02	
	3T	0,1±0,03	
	N	0,1±0,03	
L5 ML	2T	0,16±0,03	<0,001
	2/3T	0,12±0,03	
	3T	0,12±0,02	
	N	0,18±0,03	
L5 V	2T	0,12±0,03	0,220
	2/3T	0,12±0,03	
	3T	0,11±0,01	
	N	0,14±0,02	
hrud' AP	2T	0,1±0,03	0,387
	2/3T	0,09±0,03	
	3T	0,08±0,04	
	N	0,07±0,02	

hrud' ML	2T	0,16±0,04	0,122
	2/3T	0,14±0,04	
	3T	0,13±0,03	
	N	0,17±0,04	
hrud' V	2T	0,12±0,02	0,008
	2/3T	0,1±0,02	
	3T	0,09±0,02	
	N	0,09±0,02	

Poznámka platí pro Tabulku 9-10: AP – anteroposteriorní směr; ML – mediolaterální směr; V – vertikální směr; L5 - uložení akcelerometru v oblasti pátého bederního obratle; hrud' – uložení akcelerometru na středu hrudní kosti; p – hodnota pravděpodobnosti; 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami, S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami

Párové porovnání pro parametr RMS pro oblast pátého bederního obratle v mediolaterálním směru odhalilo statisticky významně nižší hodnoty ($p=0,011$) u skupin žen na přelomu druhého a třetího trimestru a skupiny žen ve třetím trimestru ($p=0,006$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Párové porovnání pro parametr RMS pro oblast středu hrudní kosti ve vertikálním směru odhalilo statisticky významně nižší hodnoty ($p=0,049$) u skupin žen ve třetím trimestru v porovnání se ženami ve 2. trimestru.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory (nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p>0,05$) variability chůze. Lze pozorovat statisticky nevýznamné snížení hodnot RMS při využití zevní podpory pro oblast pátého bederního obratle u skupiny žen ve třetím trimestru. Základní statistické charakteristiky variability chůze při využití zevní podpory jsou zobrazeny v Tabulce 10 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p>0,05$) variability chůze.

5.2.2 Symetrie chůze

Základní hodnoty symetrie chůze u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p>0,05$) v symetrii chůze.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) symetrie chůze. Hranici statistické významnosti se přiblížila hodnota naměřena z oblasti pátého bederního obratle v mediolaterálním směru ($p = 0,095$). Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory ve vztahu k symetrii chůze jsou zobrazeny v Tabulce 11 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,039$) v symetrii chůze pro oblast pátého bederního obratle v mediolaterálním směru. Základní statistické charakteristiky rozdílu efektu zevní podpory mezi skupinami jsou zobrazeny v Tabulce 12.

Tabulka 12

Porovnání hodnot HR pro efekt zevní podpory mezi skupinami

		BEZ	ŠÁTEK	p - hodnota
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S/Š
HR L5 AP	2T	5,19±1,92	4,66±1,15	0,686
	2/3T	4,54±1,04	4,76±1,22	
	3T	5,77±2,18	5,82±1,98	
	N	5,37±1,83	4,57±1,49	
HR L5 ML	2T	2,6±0,71	3,42±1,22	0,039
	2/3T	2,97±0,99	3,02±1,23	
	3T	2,93±0,77	2,61±0,54	
	N	2,01±0,67	2,36±0,93	
HR L5 V	2T	5,45±0,94	5,88±1,28	0,195
	2/3T	4,72±0,54	5,28±1,16	
	3T	4,36±0,78	5,16±0,84	
	N	5,59±2,37	5,16±1,94	
HR hrud' AP	2T	6,14±1,68	6,05±0,98	0,933
	2/3T	5,78±1,82	5,69±1,25	
	3T	5,87±2,2	6,15±1,97	
	N	5,29±1,2	5,21±1,8	
HR hrud' ML	2T	3,66±1,6	4,58±1,54	0,227
	2/3T	3,39±1,04	4±1,04	
	3T	4,04±1,47	3,76±1,08	
	N	2,99±1,43	3,12±1,05	
HR hrud' V	2T	5,97±1,63	5,82±1,59	0,308
	2/3T	5,79±1,49	5,95±1,66	
	3T	6,2±2,05	6,39±2,43	
	N	5,44±1,16	6,09±1,89	

Při párovém porovnání nebyly odhaleny konkrétní skupiny. Z výsledků lze pozorovat, že statisticky nevýznamný pozitivní efekt zevní podpory byl nejnápadnější u druhého trimestru v porovnání se zbylými skupinami.

Při využití zevní podpory nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl variability a symetrie chůze. Hodnoty parametru RMS při využití zevní podpory především stagnovali, avšak došlo i k jeho statisticky nevýznamnému snížení, a to u skupiny žen ve třetím trimestru, z čehož vyplývá pozitivní efekt zevní podpory. Symetrie chůze se statisticky nevýznamně zvyšuje pro oba typy uložení akcelerometru v mediolaterální a vertikálním směru pro skupiny žen v druhém trimestru a na přelomu trimestrů. U žen ve třetím trimestru se statisticky nevýznamně zvýší symetrie chůze v anteroposteriorním a vertikálním směru při využití zevní podpory.

5.3 Výzkumná otázka č. 3

Existuje rozdíl ve vybraných časoprostorových parametrech chůze u těhotných a netěhotných žen s/bez využití zevní podpory?

- a. Pro dobu chůze*
- b. Pro frekvenci chůze*

5.3.1 Doba chůze

Základní hodnoty doby chůze u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) doby chůze. Avšak lze pozorovat statisticky nevýznamně kratší doby chůze u kontrolní skupiny netěhotných žen v porovnání s těhotnými ženami.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) doby chůze. Při využití zevní podpory však lze pozorovat statisticky nevýznamné zkrácení doby chůze u skupiny žen ve druhém trimestru a žen na přelomu trimestrů. Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory pro dobu chůze jsou zobrazeny v Tabulce 13 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) v době chůze.

5.3.2 Frekvence chůze

Základní hodnoty frekvence chůze u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) frekvence chůze. Avšak lze pozorovat statisticky nevýznamné snižování hodnot krokové frekvence s progredujícím těhotenstvím, čemuž naznačuje i přiblížení se hranici statistické významnosti ($p = 0,09$). Skupiny těhotných žen mají statisticky nevýznamné nižší hodnoty krokové frekvence v porovnání s kontrolní skupinou.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) frekvence chůze. Při využití zevní podpory se však u skupiny žen na přelomu trimestrů a kontrolní skupiny objevuje statisticky nevýznamné zvýšení krokové frekvence. Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory pro frekvenci chůze jsou zobrazeny v Tabulce 14 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) ve frekvenci chůze.

Při využití zevní podpory lze pozorovat statisticky nevýznamně kratší dobu chůze u skupiny žen ve druhém trimestru a žen na přelomu trimestrů a vyšší krokovou frekvenci u skupiny žen na přelomu trimestrů, z čehož plyne pozitivní vliv zevní podpory na časoprostorové parametry chůze.

5.4 Výzkumná otázka č. 4

Existuje rozdíl v rozložení zatížení na dolních končetinách u těhotných a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory?

Základní hodnoty rozložení zatížení na dolních končetinách u skupin těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory byly hodnoceny pomocí Friedmanovy analýzy rozptylu.

Mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) v rozložení zatížení na dolních končetinách. Avšak z výsledků lze pozorovat vyšší zatížení na zadonožích u žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru.

Mezi využitím a nevyužitím zevní podpory nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) na rozložení zatížení na dolních končetinách. Při užití zevní podpory však lze pozorovat zvýšení zatížení zadonoží u těhotných žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru. Základní statistické charakteristiky efektu zevní podpory na rozložení zatížení na dolních končetinách jsou zobrazeny v Tabulce 15 v Příloze 4.

Při porovnání významu využití zevní podpory mezi jednotlivými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$) v rozložení zatížení na dolních končetinách.

Při využití zevní podpory lze pozorovat statisticky nevýznamně vyšší zatěžování zadonoží u skupiny žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru, z čehož lze vyvozovat pozitivní efekt zevní podpory na rozložení zatížení na dolních končetinách.

6 DISKUSE

Těhotenství je pro většinu žen významnou přirozenou fází života, během které prochází jejich tělo řadou fyziologických a hormonálních změn. Změny nezbytné pro správný vývoj plodu a následný porod, ovlivňují těhotnou ženu v průměru 40 týdnů a musí během nich dojít k potřebné adaptaci těla. Nedostatečná adaptace na tyto změny přitom může mít vážné následky, včetně zvýšeného rizika pádů a potenciálního vzniku bolesti či diskomfortu pohybového aparátu.

Dominantou změn pohybového aparátu se jeví akcentovaná abdominální masa, která představuje stimul pro muskuloskeletální systém k aktivaci kompenzačních mechanismů pro udržení vertikální polohy. S akcentací abdominální masy také úzce souvisí hmotnostní nárůst v těhotenství, za jehož optimální hodnotu se považuje nárůst o 11–16 kg (Ribeiro et al., 2013). Téměř všechny ženy, které byly v této práci zařazeny do výzkumné skupiny třetího trimestru, pak tento rozsah splnily.

Změny tělesných proporcí v těhotenství mají zároveň přímou souvislost se změnami posturální stability a chůze. Ačkoliv zmíněné vyšší riziko pádu těhotných žen bývá ve studiích převážně zmiňováno v souvislosti se sníženou posturální stabilitou, měl by být minimálně stejně relevantním předmětem výzkumu i tento vztah k chůzi, jelikož k pádům dochází převážně v jejím průběhu. Zevní podpora se jeví jako vhodná pomůcka pro těhotné ženy při adaptaci na rychle se měnící tělo, je však patrný nedostatek studií zabývajících se touto problematikou. Studie, které byly provedeny, často zahrnovaly pouze malý počet probandů a nehomogenní skupiny, což vede k omezené signifikanci získaných výsledků. Na výsledky těchto studií je tak třeba nahlížet s kritickým myšlením.

Pro zhodnocení vlivu zevní podpory na parametry posturální stability jsme využili silovou plošinu, která byla i zvolenou metodou studií se shodnou problematikou (Bey et al., 2018; Cakmak et al., 2014). K popsání vlivu zevní podpory na chůzi byla využita akcelerometrie, která pro svou dostupnost a flexibilitu nabírá na popularizaci. Metoda byla vybrána za účelem popisu přímého vztahu výstupních parametrů se stabilitou a energetickou náročností chůze. Porovnávací studie, která by využívala tuto metodu ve vztahu k vlivu zevní podpory na chůzi, zatím neexistuje. Zároveň zvolenou metodu využívá pouze jedna studie popisující obecné změny chůze v těhotenství.

6.1 Diskuze ke změnám posturální stability v těhotenství

Právě posturální stabilita ve vztahu k těhotenství je náplní několika studií (Biviá-Roig, Lisón, & Sánchez-Zuriaga, 2018; Butler et al., 2006; Davies et al., 2002; Jang et al., 2008; Oliveira, et al., 2009; Sancar et al., 2021; Yoo et al., 2015), přičemž se tyto studie liší konečným pohledem na úroveň posturální stability v průběhu těhotenství. Některé studie poukazují na snížení posturální stability v závislosti na trimestru a některé studie udávají i perzistující sníženou posturální stabilitu 6–8 týdnů po porodu (Butler et al., 2006). Většina těchto studií se však shoduje, že v prvním trimestru ke změnám v posturální stabilitě těhotných žen v porovnání s netěhotnými ženami nedochází (Butler et al., 2006; Inanir et al., 2014; Oliveira et al., 2009) a markantnější změny nastávají až při porovnávání mezi 2. a 3. trimestrem, přičemž posturální stabilita ve 3. trimestru je nižší (Biviá-Roig et al., 2018; Oliveira, et al., 2009; Ramachandra et al., 2023). Jiné studie naopak nepopisují statisticky významný rozdíl v posturální stabilitě těhotných a netěhotných žen (Sancar et al., 2021), ba dokonce studie Yoo et al. (2015) uvádí případ opačného zjištění, tedy že ve třetím trimestru těhotenství je posturální stabilita vyšší v porovnání s trimestrem druhým. Rozpory ve studiích lze přitom vysvětlit z důvodu volby odlišné metodiky. Studie pracují s jinými přístroji či postupy, hodnotí jiné parametry a mají odlišné složení výzkumných skupin. Ve studiích popisujících sníženou posturální stabilitu je společnou charakteristickou dominantou zvýšená směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru. Zároveň některé studie popisují významně vyšší laterální stabilitu (Jang et al., 2008), které je docíleno širším stojem, k němuž těhotná žena s progredujícím těhotenstvím inklinuje (Jang et al., 2008; Ramachandra et al., 2023).

Výsledky této práce našly statisticky významný rozdíl pro směrodatnou odchylku v anteroposteriorním směru při tandemovém stoju s dominantní dolní končetinou vpředu. Z hodnot lze pozorovat vyšší hodnotu směrodatné odchylky v anteroposteriorním směru pro skupinu žen ve třetím trimestru v porovnání se ženami na přelomu trimestrů, což koreluje s jinými studii (Butler et al., 2006; Oliviera et al.; 2009). Ostatní měřené parametry nebyly statisticky významné. Tuto skutečnost si vysvětlujeme na základě odlišné metodiky práce. V této práci byly těhotné ženy měřeny pouze jednou v daném trimestru, zatímco v jiných studiích byly ženy měřeny opakovaně (Butler et al., 2006; Jang et al., 2008) či byl ve skupinách vyšší počet probandů (Inanir et al., 2014). Naše studie se odlišovala i volbou měřených pozic. Jiné studie využívaly bipedální stoj, jehož provedení bylo ztíženo zavřením očí (Butler et al., 2006) či zúžením báze (Oliveira et al., 2009). Tato práce taktéž využívala bipedální stoj, avšak pro ztížení situací bylo využito odlišného uložení dolních končetin (stoj na dominantní dolní končetině, tandemový stoj). Silové plošiny, jež jsme využívali pro zhodnocení posturální

stability, byly použity u většiny zmiňovaných studií (Butler et al., 2006; Inanir et al., 2014; Oliveira et al., 2009; Ramachandra et al., 2023).

6.2 Diskuze ke změnám chůze v těhotenství

Následkem změn ovlivňujících muskuloskeletální systém se mění i pohybový stereotyp chůze těhotných žen, což je předmětem zájmu několika studií. Převážně jsou ve studiích popisovány kinematické změny chůze (Aguiar et al., 2015; Forczek & Staszkiwicz, 2012; Foti et al., 2000; Gilleard, 2013; Hagan & Wong, 2010; McCrory et al., 2014; Wu et al., 2004), se kterými se pojí i změny časoprostorových parametrů. Většina studií k nim přiřazuje prodlouženou dobu dvojí opory, významně sníženou délku kroku, zvětšenou šířku kroku a sníženou rychlost chůze (Branco et al., 2013; Davies et al., 2002; Forczek & Staszkiwicz, 2012; Gilleard, 2013; Krkeljas, 2018; McCrory et al., 2014; Wu et al., 2004).

Pro zhodnocení změn chůze v těhotenství byla v této práci využívána akcelerometrie, jejíž výstupem je parametr RMS popisující variabilitu chůze, parametr HR určující symetrii chůze a dále také frekvence chůze. Zároveň byla měřena doba chůze. Většina studií hodnotící změny chůze v těhotenství využívá spíše kamerové systémy (Branco et al., 2013; Forczek & Staszkiwicz, 2012; Gilleard, 2013; Krkeljas, 2018). Pouze jedna studie se shodovala přístrojovým vybavením s touto prací, přičemž při vyhodnocení využila pouze jeden souladný parametr, a to RMS, jež popisuje variabilitu chůze (Sawa et al., 2015). V dané studii byl stanoven statisticky významně nižší variabilita chůze v anteroposteriorním směru v dolní části trupu těhotných žen ve třetím trimestru v porovnání s ženami před třetím trimestrem těhotenství. V této práci vyšly statisticky významně nižší hodnoty parametru RMS u žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru v porovnání s kontrolní skupinou, a to v oblasti pátého bederního obratle, naopak v mediolaterálním směru. Lze však pozorovat i statisticky nevýznamné snížení parametrů RMS v opačných směrech u obou studiích. Tuto skutečnost si vysvětlujeme již adaptovaným pohybovým vzorcem chůze s akcentovanou abdominální masou, jejíž následkem je právě tuhost trupu, která nedovoluje vyšší rozsah pohybu. Žádná ze studií se naopak nevěnovala změnám symetrie chůze těhotných žen, vyjádřené parametrem harmonických poměrů. Výsledné hodnoty harmonických poměrů zkoumané u těhotných žen v této práci se nepravidelně měnily, z čehož nelze vyvozovat trend symetrie chůze v těhotenství.

Pro dobu chůze (tedy i její rychlost) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi skupinami. Právě rychlost je přitom ve studiích popisována nižší s progredujícím těhotenstvím, s čímž souvisí i další časoprostorové parametry, jako je délka kroku a doba dvojité opory,

jež však nejsou předmětem výzkumu této práce (Bertuit et al., 2016; Błaszczyk et al., 2016). I ve výsledcích této práce lze nicméně pozorovat statisticky nevýznamné snížení doby chůze s progredujícím těhotenstvím.

Kroková frekvence se mezi skupinami těhotných žen v této práci statisticky významně nelišila, což koreluje s výsledky studie Foti et al. (2000). Naopak snižování hodnot krokové frekvence je popsáno ve studiích Bertuit et al. (2015) a Forczek & Staszkiwicz (2012), což lze sice pozorovat i z výsledků této studie, avšak ve škále statisticky nevýznamných změn.

6.3 Diskuze k významu podvazového šátku

Hlavním cílem této práce byla objektivizace efektu podvazového šátku v průběhu těhotenství jako jedné z možných forem zevní podpory, opět na vybrané parametry posturální stability a chůze. Problematikou zevní podpory v těhotenství se zabývá pouze omezený počet studií, přičemž hlavní náplní dosud vypracovaných studií bylo zejména zjišťování významu těhotenského pásu (Bey et al., 2018; Cakmak et al., 2014; Carr, 2003; Heydari et al., 2022), jako jednoho z dalších způsobů zevní podpory těhotných ženy. Stejně jako podvazový šátek je tato pomůcka těhotnými ženami vyhledávána za účelem úlevy od pocitu bolesti či diskomfortu (Car, 2003; Özturk et al., 2016).

Pouze dvě studie se zabývají efektem zevní podpory na statickou posturální stabilitu (Bey et al., 2018; Cakmak et al., 2014), další dvě studie hodnotí efekt zevní podpory ve vztahu k bolestem muskuloskeletálního systému (Carr, 2003; Heydari et al., 2022). Žádná studie se zatím nezabývala vlivem zevní podpory na chůzi a rozložení zatížení na dolních končetinách v průběhu těhotenství.

Cílem studie Bey et al. (2018) bylo zkoumání vlivu těhotenského pásu na posturální stabilitu v různých trimestrech. Výzkumu se účastnilo 90 zdravých těhotných žen, jež byly dle týdne těhotenství rozděleny do příslušejícího trimestru (T1 n=30, T2 n=30, T3 n=30) a byly porovnávány s kontrolní skupinou složené z nullipar (n=30). K měření byla využita silová plošina se zaznačenými liniemi umístění chodidel. Měřeny byly parametry statické posturální stability, a také anteriorní a posteriorní limity stability. Výsledky studie jsou nicméně rozporuplné. Pozitivní efekt zevní podpory na posturální stabilitu popisují autoři při vyhodnocování limitů stability, avšak při hodnocení parametrů statické posturální stability odhalili, že při užití zevní podpory dochází ke zvětšení směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru, což naznačuje sníženou stabilitu. Autoři studie se pak v závěru přiklání právě k pozitivnímu efektu zevní podpory pro systematickosti výsledků limitů stability a také z důvodu, že ostatní parametry statické posturální stability změněny nebyly. Pozitivní

efekt těhotenského pásu byl pozorován i při hodnocení dynamické stability a FRT ve studii Cakmak et al. (2014), ve které bylo pozorováno významné zlepšení hodnot anteroposteriorního indexu stability při využití zevní podpory u těhotných žen v prvním trimestru a zlepšení mediolaterálního indexu stability při využití těhotenského pásu ve druhém a třetím trimestru. Statisticky významný efekt zevní podpory byl u FRT pozorován pro všechny tři trimestry.

V této práci byl pozitivní vliv zevní podpory na vybrané parametry statické posturální stability odhalen především v posturálně náročnějších pozicích, a to v pozici stoje na dominantní dolní končetině a tandemového stoje na dominantní i nedominantní končetině. Pro pozici bipedálního stoje lze pozorovat statisticky nevýznamný pozitivní vliv zevní podpory u skupiny žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru. V porovnání se studií Bey et al. (2018), která popisuje zvýšení směrodatné odchylky anteroposteriorního směru, byly výsledky této práce u zmíněných skupin zcela opačné. Statisticky významný pozitivní vliv zevní podpory se významně projevil právě v posturálně náročných pozicích, a to při tandemovém stoji s dominantní i nedominantní končetinou vpředu, kdy došlo ke statisticky významnému snížení rychlosti COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP. Při stoji na dominantní dolní končetině při využití zevní podpory bylo dále stanoveno statisticky významné snížení směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru. Efekt zevní podpory byl stanoven u 2. trimestru, a to při tandemovém stoji s dominantní končetinou vpředu pro rychlost COP v anteroposteriorním i mediolaterálním směru a pro rychlost celkovou. Navíc byl statisticky významný efekt zevní podpory u této skupiny zaznamenán i u stoje na dominantní dolní končetině pro rychlost COP v mediolaterálním směru. Další skupinou, u které byl zaznamenán statisticky významný efekt zevní podpory, byla skupina žen v období přelomu 2. a 3. trimestru, a to pro rychlost COP v mediolaterálním směru v pozici stoje na dominantní dolní končetině.

Ve studii Bey et al. (2018) lze při porovnání s touto prací pozorovat vyšší počet probandů ve výzkumných skupinách (n=30). Dalším významným rozdílem byly vyšetřované pozice, kdy studie Bey et al. (2018) využila pro analýzu statické posturální stability bipedální stoj bez modifikací, načež nebyl odhalen statisticky významný rozdíl. Jelikož tato studie odhalila významný pozitivní efekt zevní podpory právě při posturálně náročnějších pozicích (stoj na dominantní dolní končetině, tandemový stoj), naskytuje se tak možnost tvrzení, že zevní podpora má pozitivní efekt v situacích, ve kterých je pro muskuloskeletální systém náročnější udržet vertikální polohu. Shodné pro obě práce bylo využití silových plošin pro zhodnocení parametrů statické posturální stability.

Dalším úkolem bylo zhodnocení vlivu zevní podpory na vybrané parametry chůze. Z důvodu absence studií zabývajících se touto problematikou ovšem nelze zjištěné výsledky

porovnat a doporučujeme další výzkum v této oblasti. V této práci nebyly odhaleny statisticky významné rozdíly při využití zevní podpory napříč skupinami pro variabilitu, symetrii, dobu ani frekvenci chůze, přesto však ke statisticky nevýznamným pozitivním změnám docházelo. Ačkoliv u skupin těhotných žen docházelo obecně převážně ke stagnaci RMS při využití zevní podpory, u žen ve třetím trimestru se přikláníme spíše k pozitivnímu efektu při využití zevní podpory, a to pro nalezení snížení parametrů RMS v mediolaterálním a anteroposteriorním směru pro oblast pátého bederního obratle. Vyšší harmonický poměr byl pro všechny směry zaznamenán v oblasti pátého bederního obratle ve skupině žen ve druhém trimestru a na přelomu trimestrů, podobně tomu bylo i pro oblast na středu hrudní kosti. Statisticky nevýznamně byla snížena doba chůze při využití zevní podpory ve skupině žen ve druhém trimestru a na přelomu trimestrů. Kroková frekvence při využití zevní podpory pak byla statisticky nevýznamně zvýšena u skupiny žen na přelomu druhého a třetího trimestru.

Na základě naší domněnky odvíjející se od tvrzení o změně těžiště a zatěžování dolních končetin (Gijon-Nogueron et al., 2013; Mei et al., 2018) jsme dále chtěli za pomoci procentuálního rozložení váhy na dolních končetinách určit, zda dochází ke změně v zatěžování předonoží a zadonoží při využití zevní podpory. Tato problematika nebyla doposud předmětem výzkumu žádné studie. Statisticky nicméně nebyl nalezen rozdíl při užití zevní podpory v rozložení váhy na předonoží a zadonoží. Ve skupině žen na přelomu trimestrů a žen ve třetím trimestru však lze přesto pozorovat, že při využití zevní podpory došlo k mírnému přesunu váhy na zadonoží, z čehož lze usuzovat, že zevní podpora napomáhá k lepšímu držení abdominální masy blíže k těžišti.

Podvazový šátek představuje bezprostřední pomoc těhotné ženě při pocitu bolesti či diskomfortu. Lze na něj nahlížet i jako na prostředek dopomáhající nadále v průběhu těhotenství nadále udržovat pohybovou aktivitu, což představuje hlavní terapii pro zvýšení posturální stability a zlepšení časoprostorových parametrů chůze. U těhotných žen je nápadný právě klesající trend adherence k pohybové aktivitě, což může mít hned několik příčin. Od subjektivního pocitu diskomfortu a bolestí, nejistoty při výběru aktivit až k obavám pojícím se s ublížením plodu (Forczek et al., 2019). Proto je velmi důležitá spolupráce gynekologů a fyzioterapeutů, kteří společně mohou zajistit komfort těhotné ženy a maximalizovat pozitivní efekt pohybové aktivity na její zdraví v průběhu celého těhotenského období. Právě při vyhodnocení subjektivního vnímání při uvázání podvazového šátku, popisovaly ženy nejvíce vnímaný efekt při chůzi, které sekundoval tandemový stoj. Byť z výsledků chůze se nejvíce statisticky významné změny ve sledovaných parametrech, tak při širším pohledu na problematiku lze tvrdit, že při využívání zevní podpory je těhotná žena pádem ohrožena méně, jelikož inklinuje k udržování pohybové aktivity, která přímo koreluje se zlepšením parametrů

statické posturální stability (El – shamy et al., 2019; McCrory et al., 2010b; Swaroopa et al., 2019; Takeda et al., 2019) a chůze (Foti et al., 2000).

6.4 Limity diplomové práce

Limitacemi této diplomové práce je poměrně nízký vzorek probandů, kdy v každé skupině jich bylo 10. Ani přes kontaktování gynekologického centra, porodních asistentek a fyzioterapeutek pracujících s těhotnými ženami, se nejevil se ze stran žen dostatečný zájem o aktivní účast na výzkumu. Tento nedostatečný zájem při účasti na výzkumu lze vysvětlit i neznalostí, jelikož podvazový šátek získává na popularizaci až v posledních letech. Nízký počet probandů přitom představuje limity většiny studií s touto problematikou.

7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu zevní podpory na posturální stabilitu a chůzi u žen v průběhu těhotenství a netěhotných žen s využitím silové plošiny a akcelerometrů.

Výsledky diplomové práce potvrzují statisticky významný pozitivní vliv zevní podpory na sledované parametry statické posturální stability a statisticky nevýznamný pozitivní vliv zevní podpory na sledované parametry chůze a rozložení zatížení na dolních končetinách.

Výsledky získané ze silové plošiny popisují všeobecný pozitivní efekt zevní podpory pro parametry statické posturální stability v posturálně náročnějších situacích, a to v tandemovém stoj a stojí na dominantní dolní končetině. Nejnápadnější pozitivní efekt zevní podpory byl zaznamenán ve skupině žen ve druhém trimestru těhotenství, které sekundovala skupina žen na přelomu trimestrů. Zároveň výsledky popisují nevýznamný efekt zevní podpory v rozložení zatížení na dolních končetinách.

Výsledky z akcelerometrů popisují nevýznamný efekt zevní podpory pro vybrané parametry chůze.

Byť pozitivní vliv zevní podpory nebyl průkazný pro všechny pozorované parametry, přikláníme se právě k jeho pozitivnímu efektu na statickou posturální stabilitu i chůzi.

Na základě výše popsaných tvrzení vyplývá z diplomové práce, že zevní podpora představuje vhodnou pomůcku pro těhotné ženy. Její zařazení může sloužit jako prevence pádů. Je vhodné výsledky studie podpořit dalším výzkumem v této oblasti.

8 SOUHRN

Diplomová práce byla zaměřena na zhodnocení vlivu zevní podpory na posturální stabilitu a chůzi u žen v průběhu těhotenství a netěhotných žen s využitím silové plošiny a akcelerometrů.

Teoretická část se zabývá těhotenstvím, jaké fyziologické a biomechanické změny se na něj vážou, jaká je prevalence LBP v těhotenství a jaký vztah má k pohybové aktivitě. Další kapitoly se věnovaly posturální stabilitě a chůzi, které obsahovaly části popisující jejich změny vzájemně se na těhotenství a mnohá rizika spojená s rychlou změnou hmotnosti a tvaru abdominální masy. Teoretická část je zakončena kapitolou věnující se zevní podpoře v těhotenství.

Výzkumná část zahrnuje cíle práce, metodiku sběru dat pro studii a prezentaci výsledků studie. Výzkumná část byla schválena Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Do výzkumu bylo zařazeno celkem 30 těhotných žen, z toho 10 ve 2. trimestru (21 ± 3 tt; 27 ± 5 let), 10 na přelomu 2. a 3. trimestru (30 ± 1 tt; 30 ± 5 let) a 10 ve třetím trimestru (35 ± 1 tt; 28 ± 5 let). Kritéria pro zařazení do výzkumu bylo věkové rozpětí 18-35 let a fyziologické těhotenství v období 2. trimestru, přelom 2. a 3. trimestru a polovině 3. trimestru. Kontrolní skupinu tvořilo 10 zdravých netěhotných žen (23 ± 4 let).

Data pro studii byla získána měřením probandů bez zevní podpory a se zevní podporou, bez navázané terapeutické intervence ovlivňující posturální stabilitu nebo chůzi. Měření bylo prováděno dohromady dvakrát, přičemž nejdříve bylo provedené bez zevní podpory a poté s ní. Data pro statickou posturální stabilitu byla získána z tenzometrické silové plošiny typu AMTI OR6-5 a data pro vybrané parametry chůze byly získána z akcelerometrů typu Trigno wireless systém a měřením času na stopkách. Posuzovanými parametry statické posturální stability byly SD_x , SD_y , MV_x , MV_y , MV_a , dále procentuální zatížení plošiny a pro chůzi to byly parametry RMS, HR, frekvence chůze a doba chůze. Na silové plošině těhotná žena zaujala celkem 4 pozice pro stanovení parametrů posturální stability a jednu pozici pro stanovení rozložení zatížení na dolních končetinách. S akcelerometry těhotná žena ušla 2x vzdálenost 17,8 m svým optimálním tempem.

Z výsledků měření statické posturální stability byl zjištěn statisticky významný efekt zevní podpory v posturálně náročnějších pozicích (stoj na dominantní dolní končetině a tandemový stoj), načež významný efekt byl zaznamenán právě u skupiny žen ve druhém trimestru a žen na přelomu trimestrů. Z výsledků měření parametrů chůze a rozložení zatížení na dolních končetinách nevyplývá významný pozitivní efekt zevní podpory.

Zevní podpora má prokazatelně významný pozitivní efekt na parametry posturální stability těhotných žen a má pozitivní, ne však statisticky významný, efekt na vybrané parametry chůze těhotných žen. Je tedy vhodné, aby zevní podpory, v tomto případě podvazový šátek, byl zařazen mezi pomůcky, které mohou ženy v těhotenství využívat ke zlepšení posturální stability a chůze a eliminace rizika pádů.

9 SUMMARY

The thesis aimed to evaluate the influence of external support on postural stability and gait in pregnant women and non-pregnant women using a force platform and accelerometers.

The theoretical part focused on pregnancy, discussing physiological and biomechanical changes associated with it, the prevalence of LBP during pregnancy, and its relationship with physical activity. Other chapters addressed postural stability and gait, describing their changes related to pregnancy and the many risks associated with rapid changes in weight and abdominal mass shape. The theoretical part concluded with a chapter dedicated to external support during pregnancy.

The research section included the objectives of the study, data collection methodology, and presentation of study results. The research was approved by the Ethics Committee of the Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc.

A total of 30 pregnant women were included in the study, with 10 women in the 2nd trimester (21±3 weeks; 27±5 years), 10 women at the transition from the 2nd to the 3rd trimester (30±1 weeks; 30±5 years), and 10 women in the 3rd trimester (35±1 weeks; 28±5 years). Inclusion criteria were aged 18-35 years and physiological pregnancy in the 2nd trimester, transition from the 2nd to the 3rd trimester, and mid-3rd trimester. The control group consisted of 10 healthy non-pregnant women (23±4 years).

Data for the study were obtained by measuring subjects both without external support and with external support, without any linked therapeutic intervention affecting postural stability or gait. Measurements were conducted twice, initially without external support and then with it. Data for static postural stability were obtained from a force platform (AMTI OR6-5), and data for selected gait parameters were obtained from accelerometers (Trigno wireless system) and by measuring step time. Assessed parameters for static postural stability included SDx, SDy, MVx, MVy, MVa, as well as percentage platform loading, and for gait, parameters included RMS, HR, walking frequency, and walking time. On the force platform, a pregnant woman assumed a total of 4 positions to determine postural stability parameters and one position to determine the distribution of load on the lower extremities. With accelerometers, a pregnant woman walked a distance of 17.8 m twice at her optimal pace.

Results indicated a statistically significant effect of external support on postural stability parameters in more demanding positions (standing on the dominant lower limb and tandem stance), particularly among women in the second trimester and those at the trimester transition. However, no significant positive effect of external support was observed on gait parameters or lower limb load distribution.

External support demonstrably has a significant positive effect on postural stability parameters in pregnant women and has a positive but not statistically significant effect on selected gait parameters in pregnant women. Therefore, it is advisable for external support, in this case, a maternity scarf, to be included among the aids that pregnant women can use to improve postural stability and gait and reduce the risk of falls.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abboud, T. K., Sarkis, F., Hung, T. T., Khoo, S. S., Varakian, L., Henriksen, E., ... Goebelsmann, U. (1983). Effects of epidural anesthesia during labor on maternal plasma beta-endorphin levels. *Anesthesiology*, *59*(1), 1–5. doi: 10.1097/00000542-198307000-00001
- Abrams, B., & Parker, J. D. (1990). Maternal weight gain in women with good pregnancy outcome. *Obstetrics and Gynecology*, *76*(1), 1–7. Retrieved from <https://europepmc.org/article/med/2359553>
- Abramson, D., Roberts, S. M., & Wilson, P. D. (1934). Relaxation of the pelvic joints in pregnancy. *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, *58*, 595–613.
- ACOG Committee Opinion No. 650: Physical Activity and Exercise During Pregnancy and the Postpartum Period. (2015). *Obstetrics and Gynecology*, *126*(6), e135–e142. doi: 10.1097/AOG.0000000000001214
- Aguiar, L., Santos-Rocha, R., Vieira, F., Branco, M., Andrade, C., & Veloso, A.P. (2015). Comparison between overweight due to pregnancy and due to added weight to simulate body mass distribution in pregnancy. *Gait & Posture*, *42*(4), 511-517. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.065
- Aldabe, D., Ribeiro, D. C., Milosavljevic, S., & Dawn Bussey, M. (2012). Pregnancy-related pelvic girdle pain and its relationship with relaxin levels during pregnancy: a systematic review. *European spine journal*, *21*(9), 1769–1776. doi: 10.1007/s00586-012-2162-x
- Al-Eisa, E., Egan, D., Deluzio, K., & Wassersug, R. (2006). Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: a comparison with standing. *Spine*, *31*(5), E135–E143. doi: [10.1097/01.brs.0000201325.89493.5f](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000201325.89493.5f)
- Al-Chalabi, M., Bass, A. N., & Alsalman, I. (2023). *Physiology, Prolactin*. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507829/>
- Ali, R. A., & Egan, L. J. (2007). Gastroesophageal reflux disease in pregnancy. *Best Practice & Research Clinical gastroenterology*, *21*(5), 793–806. doi: 10.1016/j.bpg.2007.05.006
- Bani D. (1997). Relaxin: a pleiotropic hormone. *General Pharmacology*, *28*(1), 13–22. doi: 10.1016/s0306-3623(96)00171-1
- Bano, A., Chaker, L., Darweesh, S. K., Korevaar, T. I., Mattace-Raso, F. U., Dehghan, A., ... Peeters, R. P. (2016). Gait patterns associated with thyroid function: The Rotterdam Study. *Scientific Reports*, *6*, 38912. doi: 10.1038/srep38912
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, *6*(3), 246–270. doi: 10.1123/mcj.6.3.246

- Bertuit, J., Feipel, V., & Rooze, M. (2015). Temporal and spatial parameters of gait during pregnancy. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 17(2), 93–101. doi: 10.5277/ABB-00092-2014-03
- Bertuit, J., Leyh, C., Rooze, M., & Feipe, V. (2017). Pregnancy-related changes in center of pressure during gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(4), 95–102. doi: 10.5277/ABB-00834-2017-03
- Betsch, M., Wehrle, R., Dor, L., Rapp, W., Jungbluth, P., Hakimi, M., & Wild, M. (2015). Spinal posture and pelvic position during pregnancy: a prospective rasterstereographic pilot study. *European Spine Journal*, 24(6), 1282–1288. doi: 10.1007/s00586-014-3521-6
- Betz, D., & Fane, K. (2023). *Human Chorionic Gonadotropin*. In StatPearls. StatPearls Publishing. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532950/>
- Bey, M. E., Arampatzis, A., & Legerlotz, K. (2018). The effect of a maternity support belt on static stability and posture in pregnant and non-pregnant women. *Journal of Biomechanics*, 75, 123–128. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.05.005
- Bieber, A. K., Martires, K. J., Stein, J. A., Grant-Kels, J. M., Driscoll, M. S., & Pomeranz, M. K. (2017). Pigmentation and Pregnancy: Knowing What Is Normal. *Obstetrics and Gynecology*, 129(1), 168–173. doi: 10.1097/AOG.0000000000001806
- Biviá-Roig, G., Lisón, J. F., & Sánchez-Zuriaga, D. (2018). Changes in trunk posture and muscle responses in standing during pregnancy and postpartum. *PLoS One*, 13(3), e0194853. doi: 10.1371/journal.pone.0194853
- Biviá-Roig, G., Lisón, J. F., & Sánchez-Zuriaga, D. (2019). Effects of pregnancy on lumbar motion patterns and muscle responses. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 19(2), 364–371. doi: 10.1016/j.spinee.2018.08.009
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bjelland, E. K., Stuge, B., Engdahl, B., & Eberhard-Gran, M. (2013). The effect of emotional distress on persistent pelvic girdle pain after delivery: a longitudinal population study. *BJOG: an International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 120(1), 32–40. doi: 10.1111/1471-0528.12029
- Błaszczuk, J. W., Opala-Berdzik, A., & Plewa, M. (2016). Adaptive changes in spatiotemporal gait characteristics in women during pregnancy. *Gait & Posture*, 43, 160–164. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.016
- Bojsen-Møller, F. I. N. N. (1979). Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off. *Journal of Anatomy*, 129(1), 165. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1233091/>

- Branco, M., Santos-Rocha, R., Aguiar, L., Vieira, F., & Veloso, A. (2013). Kinematic analysis of gait in the second and third trimesters of pregnancy. *Journal of Pregnancy*, 2013, 718095. doi: 10.1155/2013/718095
- Branco, M. A., Santos-Rocha, R., Vieira, F., Aguiar, L., & Veloso, A. P. (2016). Three-dimensional kinematic adaptations of gait throughout pregnancy and post-partum. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(2), 153–162. Retrived from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27406315/>
- Brannon, P. M., & Taylor, C. L. (2017). Iron Supplementation during pregnancy and Infancy: uncertainties and implications for research and policy. *Nutrients*, 9(12), 1327. doi: 10.3390/nu9121327
- Bullock, J. E., Jull, G. A., & Bullock, M. I. (1987). The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 33(1), 10–17. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60580-8
- Butler, E. E., Colón, I., Druzin, M. L., & Rose, J. (2006). Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 195(4), 1104–1108. doi: 10.1016/j.ajog.2006.06.015
- Cakmak, B., Inanir, A., Nacar, M. C., & Filiz, B. (2014). The effect of maternity support belts on postural balance in pregnancy. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 6(7), 624–628. doi: 10.1016/j.pmrj.2013.12.012
- Carmichael, S., Abrams, B., & Selvin, S. (1997). The pattern of maternal weight gain in women with good pregnancy outcomes. *American Journal of Public Health*, 87(12), 1984–1988. doi: 10.2105/ajph.87.12.1984
- Carr C. A. (2003). Use of a maternity support binder for relief of pregnancy-related back pain. *Journal of Obstetric, Gynecologic, and Neonatal Nursing: JOGNN*, 32(4), 495–502. doi: 10.1177/0884217503255196
- Catena, R. D., Bailey, J. P., Campbell, N., Stewart, B. C., & Marion, S. J. (2020). Correlations between joint kinematics and dynamic balance control during gait in pregnancy. *Gait & Posture*, 80, 106–112. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.025
- Colné, P., Frelut, M. L., Pérès, G., & Thoumie, P. (2008). Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait and Posture*, 28(1), 164-169. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.006
- Conder, R., Zamani, R., & Akrami, M. (2019). The biomechanics of pregnancy: a systematic review. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4(4), 72. doi: 10.3390/jfmk4040072

- Conrad K. P. (2011). Maternal vasodilation in pregnancy: the emerging role of relaxin. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 301(2), R267–R275. doi: 10.1152/ajpregu.00156.2011
- Cordero, Y., Mottola, M. F., Vargas, J., Blanco, M., & Barakat, R. (2015). Exercise is associated with a reduction in gestational diabetes mellitus. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(7), 1328–1333. doi: 10.1249/MSS.0000000000000547
- Danna-Dos-Santos, A., Magalhães, A. T., Silva, B. A., Duarte, B. S., Barros, G. L., Silva, M. F. C., ... Cardoso, V. S. (2018). Upright balance control strategies during pregnancy. *Gait & Posture*, 66, 7–12. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.08.004
- Davenport, M. H., Ruchat, S. M., Poitras, V. J., Jaramillo Garcia, A., Gray, C. E., Barrowman, N., ... Mottola, M. F. (2018a). Prenatal exercise for the prevention of gestational diabetes mellitus and hypertensive disorders of pregnancy: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(21), 1367–1375. doi: 10.1136/bjsports-2018-099355
- Davenport, M. H., McCurdy, A. P., Mottola, M. F., Skow, R. J., Meah, V. L., Poitras, V. J., ... Ruchat, S. M. (2018b). Impact of prenatal exercise on both prenatal and postnatal anxiety and depressive symptoms: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(21), 1376–1385. doi: 10.1136/bjsports-2018-099697
- Davenport, M. H., Meah, V. L., Ruchat, S. M., Davies, G. A., Skow, R. J., Barrowman, N., ... Mottola, M. F. (2018c). Impact of prenatal exercise on neonatal and childhood outcomes: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(21), 1386–1396. doi: 10.1136/bjsports-2018-099836
- Davenport, M. H., Ruchat, S. M., Sobierajski, F., Poitras, V. J., Gray, C. E., Yoo, C., ... Mottola, M. F. (2019a). Impact of prenatal exercise on maternal harms, labour and delivery outcomes: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 53(2), 99–107. doi: 10.1136/bjsports-2018-099821
- Davenport, M. H., Kathol, A. J., Mottola, M. F., Skow, R. J., Meah, V. L., Poitras, V. J., ... Ruchat, S. M. (2019b). Prenatal exercise is not associated with fetal mortality: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 53(2), 108–115. doi: 10.1136/bjsports-2018-099773
- Davies, J., Fernando, R., McLeod, A., Verma, S., & Found, P. (2002). Postural stability following ambulatory regional analgesia for labor. *Anesthesiology*, 97(6), 1576–1581. doi: 10.1097/00000542-200212000-00033

- Dehghan, F., Haerian, B. S., Muniandy, S., Yusof, A., Dragoo, J. L., & Salleh, N. (2014). The effect of relaxin on the musculoskeletal system. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(4), e220–e229. doi: 10.1111/sms.12149
- Del Porto, H. C., Pechak, C. M., Smith, D. R., & Reed-Jones, R. J. (2012). Biomechanical effects of obesity on balance. *International Journal of Exercise Science*, 5(72), 301–320. Retrived from <https://digitalcommons.wku.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1465&context=ijes>
- Devis, P., & Knuttinen, M. G. (2017). Deep venous thrombosis in pregnancy: incidence, pathogenesis and endovascular management. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 7(3), S309–S319. doi: 10.21037/cdt.2017.10.08
- DiStefano, L. J., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2009). Evidence supporting balance training in healthy individuals: a systemic review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2718–2731. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c1f7c5
- do Carmo Silva Parreira, P., Maher, C. G., Latimer, J., Steffens, D., Blyth, F., Li, Q., & Ferreira, M. L. (2015). Can patients identify what triggers their back pain? Secondary analysis of a case-crossover study. *Pain*, 156(10), 1913–1919. doi: 10.1097/j.pain.0000000000000252
- Drabiščíáková, P., Hederlingová, J., Ořápková, P., Dominová, N., Jurčíšinová, M., Chválna, Z., Záhumenský, J. (2022). The Incidence and Risk Factors of Falls During Pregnancy. *Clinical and Experimental Obsterics & Gynecology*, 49(5), 115. doi: 10.31083/j.ceog4905115
- Dumas, G. A., Reid, J. G., Wolfe, L. A., Griffin, M. P., & McGrath, M. J. (1995). Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(2), 98–103. doi: 10.1016/0268-0033(95)92046-o
- Dumas, G. A., & Reid, J. G. (1997). Laxity of knee cruciate ligaments during pregnancy. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(1), 2–6. doi: 10.2519/jospt.1997.26.1.2
- Dunning, K., LeMasters, G., Levin, L., Bhattacharya, A., Alterman, T., & Lordo, K. (2003). Falls in workers during pregnancy: Risk factors, job hazards, and high risk occupations. *American Journal of Industrial Medicine*, 44(6), 664–672. doi: 10.1002/ajim.10318
- Dunning, K., LeMasters, G., & Bhattacharya, A. (2010). A major public health issue: the high incidence of falls during pregnancy. *Maternal and Child Health Journal*, 14(5), 720–725. doi: 10.1007/s10995-009-0511-0
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie* (3rd ed.). Olomouc: Univerzita Palackého.
- El-Kady, D., Gilbert, W. M., Anderson, J., Danielsen, B., Towner, D., & Smith, L. H. (2004). Trauma during pregnancy: an analysis of maternal and fetal outcomes in a large population. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 190(6), 1661–1668. doi: 10.1016/j.ajog.2004.02.051

- El-shamy, F., Ribeiro, A., & Gazia, A. (2019). Effectiveness of proprioceptive training on dynamic postural balance during pregnancy: A randomized controlled trial. *Physiotherapy Practice and Research, 40*, 77–85. doi: 10.3233/PPR-180128
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ersal, T., McCrory, J. L., & Sienko, K. H. (2014). Theoretical and experimental indicators of falls during pregnancy as assessed by postural perturbations. *Gait & Posture, 39*(1), 218–223. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.011
- Everson G. T. (1992). Gastrointestinal motility in pregnancy. *Gastroenterology Clinics of North America, 21*(4), 751–776. doi: 10.1016/S0889-8553(21)00599-9
- Fernandes da Mota, P. G., Pascoal, A. G., Carita, A. I., & Bø, K. (2015). Prevalence and risk factors of diastasis recti abdominis from late pregnancy to 6 months postpartum, and relationship with lumbo-pelvic pain. *Manual Therapy, 20*(1), 200–205. doi: 10.1016/j.math.2014.09.002
- Ferris, D. P., Huang, H. J., & Kao, P. C. (2006). Moving the arms to activate the legs. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 34*(3), 113–120. doi: 10.1249/00003677-200607000-00005
- Fessler, D.M.T., Nettle, D., Afshar, Y., de Andrade Pinheiro, I., Bolyanatz, A., Borgerhoff Mulder, M., ... Zbarauskaite, A. (2005). A cross-cultural investigation of the role of foot size in physical attractiveness. *Archives of Sexual Behaviour, 34*(3), 267–276. doi: 10.1007/s10508-005-3115-9
- Fontana Carvalho, A. P., Dufresne, S. S., Rogerio de Oliveira, M., Couto Furlanetto, K., Dubois, M., Dallaire, M., ... da Silva, R. A. (2020). Effects of lumbar stabilization and muscular stretching on pain, disabilities, postural control and muscle activation in pregnant woman with low back pain. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 56*(3), 297–306. doi: 10.23736/S1973-9087.20.06086-4
- Forczek, W., & Staszkiwicz, R. (2012). Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics, 14*(4), 113–119. doi: 10.5277/abb120413
- Forczek, W., Ivanenko, Y., Curyło, M., Frączek, B., Masłoń, A., Salamaga, M., & Suder, A. (2019). Progressive changes in walking kinematics throughout pregnancy-A follow up study. *Gait & Posture, 68*, 518–524. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.004
- Foti, T., Davids, J.R., & Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery, 82*, 625–632. doi: 10.2106/00004623-200005000-00003

- Franklin, M. E., & Conner-Kerr, T. (1998). An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28(3), 133–138. doi: 10.2519/jospt.1998.28.3.133
- Ge, L., Yu, Q., Wang, C., Huang, H., Li, X., Zhang, S., & Zhang, S. (2021). How cognitive loads modulate the postural control of older women with low back pain?. *BMC Geriatrics*, 21(1), 82. doi: 10.1186/s12877-021-02025-z
- Gijon-Nogueron, G. A., Gavilan-Diaz, M., Valle-Funes, V., Jimenez-Cebrian, A. M., Cervera-Marin, J. A., & Morales-Asencio, J. M. (2013). Anthropometric foot changes during pregnancy: a pilot study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(4), 314–321. doi: 10.7547/1030314
- Gilleard, W. L., & Brown, J. M. (1996). Structure and function of the abdominal muscles in primigravid subjects during pregnancy and the immediate postbirth period. *Physical Therapy*, 76(7), 750–762. doi: 10.1093/ptj/76.7.750
- Gilleard, W.L. (2013). Trunk motion and gait characteristics of pregnant women when walking: report of a longitudinal study with a control group. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 13, 71. doi: 10.1186/1471-2393-13-71
- Glinkowski, W. M., Tomasik, P., Walesiak, K., Głuszak, M., Krawczak, K., Michoński, J., ... Wielgoś, M. (2016). Posture and low back pain during pregnancy - 3D study. *Ginekologia polska*, 87(8), 575–580. doi: 10.5603/GP.2016.0047
- Goldie, P. A., Bach, T. M., & Evans, O. M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(7), 510-517. Retrived from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2742465/>
- Gruberová, O., Jiráková, Z., & Kohutová, A. (2023). *Aktivně v těhotenství – úvodní díl*. Skripta. Brno: Groofy.
- Hagan, L., & Wong, C.K. (2010). Gait in pregnant women: spinal and lower extremity changes from pre- to postpartum. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, 34, 46-56. doi: 10.1097/JWH.0b013e3181e8fd4d
- Hansen, A., Jensen, D. V., Larsen, E., Wilken-Jensen, C., & Petersen, L. K. (1996). Relaxin is not related to symptom-giving pelvic girdle relaxation in pregnant women. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, 75(3), 245–249. doi: 10.3109/00016349609047095
- Hansen, E., Kristensen, L., Nielsen, A., Voigt, M., & Madeleine, P. (2017). The role of stride frequency for walk-to-run transition in humans. *Scientific Reports*, 7, 2010. doi: 10.1038/s41598-017-01972-1

- Harada, A., Hershman, J. M., Reed, A. W., Braunstein, G. D., Dignam, W. J., Derzko, C., ... Pekary, A. E. (1979). Comparison of thyroid stimulators and thyroid hormone concentrations in the sera of pregnant women. *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, *48*(5), 793–797. doi: 10.1210/jcem-48-5-793
- Heydari, Z., Aminian, G., Biglarian, A., Shokrpour, M., & Mardani, M. A. (2022). Comparison of the modified lumbar pelvic belt with the current belt on low back and pelvic pain in pregnant women. *Journal of biomedical physics & engineering*, *12*(3), 309–318. doi: 10.31661/jbpe.v0i0.2111-1427
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, *67*(12), 1881-1885. doi: 10.1093/ptj/67.12.1881
- Horak, F. B. (1997). Clinical assesment of balance disorders. *Gait & Posture* *6*(1), 76 – 84. doi: 10.1016/S0966-6362(97)00018-0
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(2), ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/afl 077
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., ... Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis and Rheumatism*, *64*(6), 2028–2037. doi: 10.1002/art.34347
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., ... Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, *26*(1), 32–38. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.005
- Chan, C. W. H., Au Yeung, E., & Law, B. M. H. (2019). Effectiveness of Physical Activity Interventions on Pregnancy-Related Outcomes among Pregnant Women: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *16*(10), 1840. doi: 10.3390/ijerph16101840
- Chandra, S., Tripathi, A. K., Mishra, S., Amzarul, M., & Vaish, A. K. (2012). Physiological changes in hematological parameters during pregnancy. *Indian Journal of Hematology & Blood Transfusion: an Official Journal of Indian Society of Hematology and Blood Transfusion*, *28*(3), 144–146. doi: 10.1007/s12288-012-0175-6
- Cheung, K. L., & Lafayette, R. A. (2013). Renal physiology of pregnancy. *Advances in Chronic Kidney Disease*, *20*(3), 209–214. doi: 10.1053/j.ackd.2013.01.012
- Inanir, A., Cakmak, B., Hisim, Y., & Demirturk, F. (2014). Evaluation of postural equilibrium and fall risk during pregnancy. *Gait & Posture*, *39*(4), 1122–1125. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.013

- Inman V. T. (1966). Human locomotion. *Canadian Medical Association Journal*, 94(20), 1047–1054. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5942660/>
- Jang, J., Hsiao, K. T., & Hsiao-Wecksler, E. T. (2008). Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(4), 468–476. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.011
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., ... Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jensen, R. K., Doucet, S., & Treitz, T. (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 251–256. doi: 10.1016/0021-9290(95)00042-9
- Kapoor, A., Dunn, E., Kostaki, A., Andrews, M. H., & Matthews, S. G. (2006). Fetal programming of hypothalamo-pituitary-adrenal function: prenatal stress and glucocorticoids. *The Journal of Physiology*, 572(1), 31–44. doi: 10.1113/jphysiol.2006.105254
- Kerbourc'h, F., Bertuit, J., Feipel, V., & Rooze, M. (2017). Pregnancy and pelvic girdle pain analysis of center of pressure during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 107(4), 299–306. doi: 10.7547/15-087
- Klein, H. H., & Pich, S. (2003). Physiologische Änderungen des Herz-Kreislauf-Systems in der Schwangerschaft [Cardiovascular changes during pregnancy]. *Herz*, 28(3), 173–174. doi: 10.1007/s00059-003-2455-2
- Koch, C., & Hänsel, F. (2019). Non-specific Low Back Pain and Postural Control During Quiet Standing-A Systematic Review. *Frontiers in psychology*, 10, 586. doi: 10.3389/fpsyg.2019.00586
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Krkeljas Z. (2018). Changes in gait and posture as factors of dynamic stability during walking in pregnancy. *Human Movement Science*, 58, 315–320. doi: 10.1016/j.humov.2017.12.011
- Kumar, P., & Magon, N. (2012). Hormones in pregnancy. *Nigerian Medical Journal: Journal of the Nigeria Medical Association*, 53(4), 179–183. doi: 10.4103/0300-1652.107549
- Kuo, C., Jamieson, D. J., McPheeters, M. L., Meikle, S. F., & Posner, S. F. (2007). Injury hospitalizations of pregnant women in the United States, 2002. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 196(2), 161.e1–161.e1616. doi: 10.1016/j.ajog.2006.09.015
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed). Human Kinetics.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M.W. (2012). *Whittle's gait analysis. Fifth edition*. Elsevier.
- Lim, C. S., & Davies, A. H. (2009). Pathogenesis of primary varicose veins. *The British Journal of Surgery*, 96(11), 1231–1242. doi: 10.1002/bjs.6798

- Lund, T., Nydegger, T., Schlenzka, D., & Oxland, T. R. (2002). Three-dimensional motion patterns during active bending in patients with chronic low back pain. *Spine*, *27*(17), 1865–1874. doi: 10.1097/00007632-200209010-00012
- Maher, C., Underwood, M., & Buchbinder, R. (2017). Non-specific low back pain. *Lancet (London, England)*, *389*(10070), 736–747. doi: 10.1016/S0140-6736(16)30970-9
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *46*(2), 239-248. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/44613980_The_relevance_of_clinical_balance_assessment_tool_to_differentiate_balance_deficits
- Manter, J.T. (1941). Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*, *80*(4), 397-410. doi: 10.1002/ar.1090800402
- Massion, J., & Woollacott, M. H. (1996). Posture and equilibrium. In A. M. Bronstein, T. Brandt & M. H. Woollacott (Eds.), *Clinical disorders of balance, posture and gait* (1-18). London: Arnold.
- McCorry, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2010a). Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics*, *43*(12), 2434–2439. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.09.058
- McCorry, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2010b). Dynamic postural stability in pregnant fallers and non-fallers. *BJOG: an International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, *117*(8), 954–962. doi: 10.1111/j.1471-0528.2010.02589.x
- McCorry, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2014). The pregnant "waddle": an evaluation of torso kinematics in pregnancy. *Journal of Biomechanics*, *47*(12), 2964–2968. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.07.009
- Mei, Q., Gu, Y., & Fernandez, J. (2018). Alterations of Pregnant Gait during Pregnancy and Post-Partum. *Scientific Reports*, *8*(1), 2217. doi: 10.1038/s41598-018-20648-y
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Caviglioli, M., & Capodaglio, P. (2009). Gender-specific effect of obesity on balance. *Obesity (Silver Spring, Md.)*, *17*(10), 1951–1956. doi: 10.1038/oby.2009.82
- Mientjes, M. I., & Frank, J. S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *14*(10), 710–716. doi: 10.1016/s0268-0033(99)00025-x
- Mirza, F. G., Devine, P. C., & Gaddipati, S. (2010). Trauma in pregnancy: a systematic approach. *American Journal of Perinatology*, *27*(7), 579–586. doi: 10.1055/s-0030-1249358

- Misu, S., Asai, T., Doi, T., Sawa, R., Ueda, Y., Saito, T., ... Ono, R. (2017). Association between gait abnormality and malnutrition in a community-dwelling elderly population. *Geriatrics & Gerontology International*, *17*(8), 1155–1160. doi: 10.1111/ggi.12839
- Montiel, C. S. (2023). El arte del rebozo. *Un patrimonio cultural desconocido El Artista*, *20*, 1-21. Retrieved from <https://www.redalyc.org/journal/874/87476070002/87476070002.pdf>
- Moore, K., Dumas, G. A., & Reid, J. G. (1990). Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *5*(3), 169–174. doi: 10.1016/0268-0033(90)90020-7
- Mottola, M. F., Davenport, M. H., Ruchat, S. M., Davies, G. A., Poitras, V. J., Gray, C. E., ... Zehr, L. (2018). 2019 Canadian guideline for physical activity throughout pregnancy. *British Journal of Sports Medicine*, *52*(21), 1339–1346. doi: 10.1136/bjsports-2018-100056
- Myers, K. M., & Elad, D. (2017). Biomechanics of the human uterus. *Wiley Interdisciplinary Reviews. Systems Biology and Medicine*, *9*(5), 10.1002/wsbm.1388. doi: 10.1002/wsbm.1388
- Napso, T., Yong, H. E. J., Lopez-Tello, J., & Sferruzzi-Perri, A. N. (2018). The role of placental hormones in mediating maternal adaptations to support pregnancy and lactation. *Frontiers in Physiology*, *9*, 1091. doi: 10.3389/fphys.2018.01091
- Nascimento, S. L., Surita, F. G., & Cecatti, J. G. (2012). Physical exercise during pregnancy: a systematic review. *Current Opinion in Obstetrics & Gynecology*, *24*(6), 387–394. doi: 10.1097/GCO.0b013e328359f131
- Nashner, L. M. & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* *8*(1), 135-150. doi: 10.1017/s0140525x00020008
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého
- Nies, N., & Sinnott, P. L. (1991). Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine*, *16*(3), 325–330. doi: 10.1097/00007632-199103000-00012
- Ogamba, M. I., Loverro, K. L., Laudicina, N. M., Gill, S. V., & Lewis, C. L. (2016). Changes in Gait with Anteriorly Added Mass: A Pregnancy Simulation Study. *Journal of Applied Biomechanics*, *32*(4), 379–387. doi: 10.1123/jab.2015-0178
- Oliveira, L. F., Vieira, T. M., Macedo, A. R., Simpson, D. M., & Nadal, J. (2009). Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *European Journal of*

- Obstetrics, Gynecology, and Reproductive Biology*, 147(1), 25–28. doi: 10.1016/j.ejogrb.2009.06.027
- Opala-Berdzik, A., Błaszczuk, J. W., Bacik, B., Cieślińska-Świder, J., Świder, D., Sobota, G., & Markiewicz, A. (2015). Static postural stability in women during and after pregnancy: a prospective longitudinal study. *PloS One*, 10(6), e0124207. doi: 10.1371/journal.pone.0124207
- Ozcan Kahraman, B., Kahraman, T., Kalemci, O., & Salik Sengul, Y. (2018). Gender differences in postural control in people with nonspecific chronic low back pain. *Gait & Posture*, 64, 147–151. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.026
- Öztürk, G., Geler Külcü, D., Aydoğ, E., Kaspar, Ç., & Uğurel, B. (2016). Effects of lower back pain on postural equilibrium and fall risk during the third trimester of pregnancy. *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine*, 29(8), 1358–1362. doi: 10.3109/14767058.2015.1049148
- Paillard, T., & Noé, F. (2006). Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(5), 345–348. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x
- Palanivelu, C., Rangarajan, M., Jategaonkar, P. A., Amar, V., Gokul, K. S., & Srikanth, B. (2009). Laparoscopic repair of diastasis recti using the 'Venetian blinds' technique of plication with prosthetic reinforcement: a retrospective study. *Hernia: the journal of hernias and abdominal wall surgery*, 13(3), 287–292. doi: 10.1007/s10029-008-0464-z
- Paul, J. A., & Frings-Dresen, M. H. (1994). Standing working posture compared in pregnant and non-pregnant conditions. *Ergonomics*, 37(9), 1563–1575. doi: 10.1080/00140139408964934
- Perry, J. (2004) Normal gait. In D. Smith, J. Michael & J. Bowker (Eds.), *Atlas of amputation and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles* (3rd ed., 367 – 384). Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Perry, J. Burnfield, J. M. (2010) *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed). Thorofare NJ, Slack Inc.
- Ragnarsdóttir, M. (1996). The concept of balance. *Physiotherapy*, 82(6), 368-375. doi: 10.1016/S0031-9406(05)66484-X
- Ralston H. J. (1958). Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 17(4), 277–283. doi: 10.1007/BF00698754

- Ramachandra, P., Kumar, P., Bø, K., & Arun Maiya, G. (2023). Comparison of static postural sway characteristics between pregnant and non-pregnant women. *Journal of Biomechanics*, *154*, 111618. doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111618
- Reynard, F., & Terrier, P. (2014). Local dynamic stability of treadmill walking: intrasession and week-to-week repeatability. *Journal of Biomechanics*, *47*(1), 74–80. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.10.011
- Riach, C., & Starkes, J. (1994). Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait & Posture*, *2*, 167-172. doi: 10.1016/0966-6362(94)90004-3
- Ribas, S.I., & Guirro, E.C.O. (2007). Analysis of plantar pressure and postural balance during different phases of pregnancy. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *11*(5), 391-396. Retrieved from <https://www.scielo.br/j/rbfis/a/zpLgSctrFkVBWs6XzjSkNjK/?lang=en&format=pdf>
- Ribeiro, A.P., Joao, S.M.A., Sacco, I.C.N. (2013). Static and dynamic biomechanical adaptations of the lower limbs and gait pattern changes during pregnancy. *Women's Health*, *9*(1), 99-108. doi: 10.2217/whe.12.59
- Ribeiro, M. M., Andrade, A., & Nunes, I. (2021). Physical exercise in pregnancy: benefits, risks and prescription. *Journal of Perinatal medicine*, *50*(1), 4–17. doi: 10.1515/jpm-2021-0315
- Rosenthal, H. E., Slaunwhite, W. R., Jr, & Sandberg, A. A. (1969). Transcortin: a corticosteroid-binding protein of plasma. X. Cortisol and progesterone interplay and unbound levels of these steroids in pregnancy. *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, *29*(3), 352–367. doi: 10.1210/jcem-29-3-352
- Rotstein, A., Inbar, O., Berginsky, T., & Meckel, Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*(11), 1864–1870. doi: 10.1249/01.mss.0000177217.12977.2f
- Salavati, M., Hadian, M. R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., ... Parnianpour, M. (2009). Test-retest reliability [corrected] of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture*, *29*(3), 460–464. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.016
- Sancar, S., Guzel, N. A., Cobanoglu, G., Bayram, M., & Özdemir, Y. (2021). The changes in static balance during pregnancy: a prospective longitudinal study, *Clinical and Experimental Health Sciences*, *11*(1), 127-131. doi: [10.33808/clinexphealthsci.744603](https://doi.org/10.33808/clinexphealthsci.744603)

- Santos, B. R., Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait & Posture*, 27(3), 408–415. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.05.008
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 35(3), 543–558. Retrieved from https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1953/35030/the_major_determinants_in_normal_and_pathological.3.aspx
- Sawa, R., Doi, T., Asai, T., Watanabe, K., Taniguchi, T., & Ono, R. (2015). Differences in trunk control between early and late pregnancy during gait. *Gait & Posture*, 42(4), 455–459. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.058
- Selles, R. W., Wagenaar, R. C., Smit, T. H., & Wuisman, P. I. (2001). Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 175–181. doi: 10.1016/s0268-0033(00)00080-2
- Shankar, K. B., Moseley, H., Vemula, V., Ramasamy, M., & Kumar, Y. (1989). Arterial to end-tidal carbon dioxide tension difference during anaesthesia in early pregnancy. *Canadian Journal of Anaesthesia*, 36(2), 124–127. doi: 10.1007/BF03011432
- Sherafat, S., Salavati, M., Takamjani, I. E., Akhbari, B., Rad, S. M., Mazaheri, M., ... Lali, P. (2014). Effect of dual-tasking on dynamic postural control in individuals with and without nonspecific low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(3), 170–179. doi: 10.1016/j.jmpt.2014.02.003
- Shibayama, Y., Kuwata, T., Yamaguchi, J., Matsumoto, M., Watanabe, M., Nakano, R., ... Matsubara, S. (2016). Changes in standing body sway of pregnant women after long-term bed rest. *Journal of Obstetrics and Gynaecology: the Journal of the Institute of Obstetrics and Gynaecology*, 36(4), 479–482. doi: 10.3109/01443615.2015.1086983
- Shieh, C., Cullen, D. L., Pike, C., & Pressler, S. J. (2018). Intervention strategies for preventing excessive gestational weight gain: systematic review and meta-analysis. *Obesity Reviews: an Official Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 19(8), 1093–1109. doi: 10.1111/obr.12691
- Shingala, R., Desai, M., Honkalas, P., & Kumar, A. (2019). Evaluation of postural balance in third trimester pregnancy. *International Journal of Physiotherapy and Research*, 7(4), 3109–3112. doi: 10.16965/ijpr.2019.113
- Shumway-Cook, A., & Woolacott, M. H. (2011). *Motor control: Translating research into clinical practice* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Schiff M. A. (2008). Pregnancy outcomes following hospitalisation for a fall in Washington State from 1987 to 2004. *BJOG: an International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, *115*(13), 1648–1654. doi: 10.1111/j.1471-0528.2008.01905.x
- Schoellner, C., Szöke, N., & Siegburg, K. (2001). Der schwangerschaftsassozierte Symphysenschaden aus orthopädischer Sicht--Untersuchungen zu Veränderungen an der Symphysis pubica in der Schwangerschaft, unter der Geburt und post partum. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, *139*(5), 458–462. doi: 10.1055/s-2001-17991
- Schröder, G., Kundt, G., Otte, M., Wendig, D., & Schober, H. C. (2016). Impact of pregnancy on back pain and body posture in women. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(4), 1199–1207. doi: 10.1589/jpts.28.1199
- Soderberg, G. (1997). *Kinesiology: Application to pathological motion* (2nd ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Sohn, M. K., Lee, S. S., & Song, H. T. (2013). Effects of acute low back pain on postural control. *Annals of Rehabilitation Medicine*, *37*(1), 17–25. doi: 10.5535/arm.2013.37.1.17
- Soma-Pillay, P., Nelson-Piercy, C., Tolppanen, H., & Mebazaa, A. (2016). Physiological changes in pregnancy. *Cardiovascular Journal of Africa*, *27*(2), 89–94. doi: 10.5830/CVJA-2016-021
- Sperstad, J. B., Tennfjord, M. K., Hilde, G., Ellström-Engh, M., & Bø, K. (2016). Diastasis recti abdominis during pregnancy and 12 months after childbirth: prevalence, risk factors and report of lumbopelvic pain. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(17), 1092–1096. doi: 10.1136/bjsports-2016-096065
- Spitznagle, T. M., Leong, F. C., & Van Dillen, L. R. (2007). Prevalence of diastasis recti abdominis in a urogynecological patient population. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, *18*(3), 321–328. doi: 10.1007/s00192-006-0143-5
- Steffens, D., Ferreira, M. L., Latimer, J., Ferreira, P. H., Koes, B. W., Blyth, F., ... Maher, C. G. (2015). What triggers an episode of acute low back pain? A case-crossover study. *Arthritis Care & Research*, *67*(3), 403–410. doi: 10.1002/acr.22533
- Sunaga, Y., Kanemura, N., Anan, M., Takahashi, M., & Shinkoda, K. (2016). Estimation of inertial parameters of the lower trunk in pregnant Japanese women: A longitudinal comparative study and application to motion analysis. *Applied Ergonomics*, *55*, 173–182. doi: 10.1016/j.apergo.2016.02.010
- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., Moitza, J. R. (1994) Kinematics of normal human walking. In *Human walking*, Rose, J., & Gamble, J. G. (2nd ed.), s. 23-44. Baltimore, Williams and Wilkins.

- Swaroop, H., Kumar, M., & Selvakumar, K. (2019). Influence of balance and strengthening exercises on postural sway during second and third trimester (27 To 36 Weeks). *International Journal of Research and Analytical Review*, 6(2), 357 - 366. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/344294991_INFLUENCE_OF_BALANCE_AND_STRENGTHENING_EXERCISES_ON_POSTURAL_SWAY_DURING_SECOND_AND_THIRD_TRIMESTER_27_TO_36_WEEKS
- Takeda, K., Shimizu, K., & Imura, M. (2015). Changes in balance strategy in the third trimester. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1813–1817. doi: 10.1589/jpts.27.1813
- Takeda, K., Yoshikata, K., & Imura M. (2019). Do squat exercises with weight shift during pregnancy improve postural control? *International Journal of Women's Health and Reproduction Sciences*, 7(1), 10-16. doi: 10.15296/ijwhr.2019.02
- Tanigawa, A., Morino, S., Aoyama, T., & Takahashi, M. (2018). Gait analysis of pregnant patients with lumbopelvic pain using inertial sensor. *Gait & Posture*, 65, 176–181. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.07.165
- Thoms H. (1936). Relaxation of the symphysis pubis in pregnancy. *Journal of the American Medical Association*, 106(16),1364–1366. doi: 10.1001/jama.1936.02770160022007
- Toebes, M. J., Hoozemans, M. J., Furrer, R., Dekker, J., & van Dieën, J. H. (2012). Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & Posture*, 36(3), 527–531. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.016
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum.
- van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., del Real, M. T., Hutchinson, A., ... COST B13 Working Group on Guidelines for the Management of Acute Low Back Pain in Primary Care. (2006). Chapter 3. European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15(2), 169–191. doi: 10.1007/s00586-006-1071-2
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84 – 85. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/280087459_Ontogeneze_lidske_motoriky_jako_schopnosti_redit_polohu_teziste
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115 – 121. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

- Vařeka, I., Bednář, M. & Vařeková, R. (2015). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 79/112(2), 168-172. Retrived from https://www.researchgate.net/profile/Ivan-Vareka/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze/links/57bac99f08aec9984ff6d751/Roboticka-rehabilitace-chuze.pdf
- Vařeka, I., Janura, M. & Vařeková R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81-86. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. 1. Vyd. Praha: Karolinum, 85 s. ISBN 8071841005
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. Vyd. Praga: Grada Publishing. ISBN 8071692565
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Česká republika: Triton.
- Wang, J., Wen, D., Liu, X., & Liu, Y. (2019). Impact of exercise on maternal gestational weight gain: An updated meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine*, 98(27), e16199. doi: 10.1097/MD.00000000000016199
- Watkins, J. (2010). *Structure and function of the musculoskeletal system* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Weiss H. B. (1999). Pregnancy-associated injury hospitalizations in Pennsylvania, 1995. *Annals of Emergency Medicine*, 34(5), 626–636. doi: 10.1016/s0196-0644(99)70165-4
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16(1-2), 31–51. Retrived from https://www.researchgate.net/publication/21016730_Assessment_of_balance_control_in_humans
- Winter, D.A. (1995a). *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. Waterloo: University of Waterloo.
- Winter, D. A. (1995b). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 193-214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9
- Whitcome, K.K., Shapiro, L.J., & Lieberman, D.E. (2007). Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature*, 450, 1075-1078. doi: 10.1038/nature06342
- Wu, W., Meijer, O. G., Jutte, P. C., Uegaki, K., Lamothe, C. J., Sander de Wolf, G., ... Beek, P. J. (2002). Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(9-10), 678–686. doi: 10.1016/s0268-0033(02)00109-2

- Wu, W., Meijer, O. G., Lamothe, C. J., Uegaki, K., van Dieën, J. H., Wuisman, P. I., ... Beek, P. J. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *19*(5), 480–488. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.02.003
- Yadav, A., Yadav, M., Verma, R., Kumari, M., & Arora, S. (2022). Effect of obesity on balance: A literature review. *International Journal of Health Sciences*, 3261–3279. doi: 10.53730/ijhs.v6nS4.9126
- Yoo, H., Shin, D., & Song, C. (2015). Changes in the spinal curvature, degree of pain, balance ability, and gait ability according to pregnancy period in pregnant and nonpregnant women. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(1), 279–284. doi: 10.1589/jpts.27.279
- Yu J. (2014). Endocrine disorders and the neurologic manifestations. *Annals of Pediatric Endocrinology & Metabolism*, *19*(4), 184–190. doi: 10.6065/apem.2014.19.4.184
- Yu, Y., Chung, H. C., Hemingway, L., & Stoffregen, T. A. (2013). Standing body sway in women with and without morning sickness in pregnancy. *Gait & Posture*, *37*(1), 103–107. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.06.021
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*, *18*(2), 1-10. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00190-x

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 Schválení Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Příloha 3 Anamnestický dotazník

Příloha 4 Základní statistické charakteristiky a rozdíly

Příloha 5 Potvrzení o překladu do AJ

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Hodnocení změn krokového cyklu v průběhu těhotenství při použití zevní podpory

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaná souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byla jsem podrobně informována o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměla 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. Porozuměla 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 pověřené osoby:

Datum:

Datum:



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **31. 7. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Pospíšilíková Terezie**

s názvem **Hodnocení změn krokového cyklu v průběhu těhotenství při použití zevní podpory**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **91/2023**
dne: **27. 10. 2023**

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

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

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

Příloha 3 Anamnestický dotazník

DOTAZNÍK

Datum:

Iniciály:

Rok narození:

Hmotnost nyní (kg):

Hmotnost před otěhotněním (kg):

Výška (cm):

Týden těhotenství:

Počet předchozích těhotenství:

Máte bolesti pohybového aparátu? (specifikujte)

.....

Byly bolesti pohybového aparátu již před těhotenství nebo vznikly až v jeho průběhu?

.....

Úrazy pohybového aparátu – uveďte diagnózu (fraktury, subluxace, luxace, distorze) + rok

vzniku

Deformity dolních končetin – uveďte diagnózu

.....

Deformity páteře – uveďte diagnózu

.....

Podstoupené operace (typ operace + rok podstoupení)

.....

Onemocnění související s poruchou rovnováhy – uveďte diagnózu

.....

Porucha zraku či sluchu (máte poruchu případně korigovanou?)

.....

Specifikujte Vaši pohybovou aktivitu v průběhu těhotenství (průměrný denní počet kroků /

aerobní cvičení / silový trénink / relaxační cvičení / zdravotní cvičení)

.....

Příloha 4 Základní statistické charakteristiky a rozdíly

Tabulka 3

Základní statistické charakteristiky a rozdíly parametrů statické posturální stability v bipedálním stoji

Proměnná	Skupina	BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
SDx (mm)	2T	1,91±0,95	2,39±1,26	0,664	0,519	0,152
	2/3T	2,17±0,67	2,03±0,96			
	3T	1,82±0,45	1,72±0,8			
	N	2,09±0,53	2,11±0,72			
SDy (mm)	2T	4,73±1,4	4,89±1,61	0,764	0,215	0,132
	2/3T	4,95±1,41	4,19±1,36			
	3T	4,77±1,63	3,99±1,21			
	N	4,09±1,18	4,42±1,34			
Vx(mm/s)	2T	3,88±1,37	4,08±1,52	0,158	0,395	0,300
	2/3T	3,23±0,64	3±0,77			
	3T	3,33±0,97	3,05±0,96			
	N	3,91±1,01	3,88±1,34			
MVy(mm/s)	2T	6,24±1,4	6,27±1,1	0,610	0,131	0,053
	2/3T	6,66±0,65	6±0,87			
	3T	6,44±1,57	6,34±1,46			
	N	5,68±1,32	5,79±1,38			
Mva(mm/s)	2T	8,14±1,79	8,3±1,65	0,833	0,145	0,079
	2/3T	8,02±0,83	7,32±1,04			
	3T	7,9±1,9	7,63±1,82			
	N	7,64±1,57	7,72±1,79			

Poznámka: SD – směrodatná odchylka; SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru; MVx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; MVy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; Mva – celková rychlost pohybu COP; 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; p – hodnota pravděpodobnosti; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami, Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory; S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami.

Tabulka 10

Porovnání statistické charakteristiky variability chůze těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory

RMS ($m \cdot s^{-2}$)		BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
L5 AP	2T	0,1±0,03	0,11±0,02	0,745	0,976	0,085
	2/3T	0,1±0,02	0,1±0,02			
	3T	0,1±0,03	0,09±0,03			
	N	0,1±0,03	0,11±0,04			
L5 ML	2T	0,16±0,03	0,16±0,03	0,0002	0,409	0,139
	2/3T	0,12±0,03	0,13±0,03			
	3T	0,12±0,02	0,11±0,02			
	N	0,18±0,03	0,17±0,03			
L5 V	2T	0,12±0,03	0,12±0,03	0,220	0,120	0,806
	2/3T	0,12±0,03	0,12±0,02			
	3T	0,11±0,01	0,11±0,02			
	N	0,14±0,02	0,13±0,02			
hrud' AP	2T	0,1±0,03	0,09±0,02	0,387	0,060	0,336
	2/3T	0,09±0,03	0,09±0,03			
	3T	0,08±0,04	0,08±0,03			
	N	0,07±0,02	0,08±0,02			
hrud' ML	2T	0,16±0,04	0,16±0,04	0,122	0,307	0,833
	2/3T	0,14±0,04	0,14±0,04			
	3T	0,13±0,03	0,13±0,03			
	N	0,17±0,04	0,17±0,05			
hrud' V	2T	0,12±0,02	0,12±0,02	0,008	0,067	0,353
	2/3T	0,1±0,02	0,11±0,03			
	3T	0,09±0,02	0,09±0,02			
	N	0,09±0,02	0,09±0,02			

Poznámka (platí pro Tabulku 10-11): AP – anteroposteriorní směr; ML – mediolaterální směr; V – vertikální směr; L5 - uložení akcelerometru v oblasti pátého bederního obratle; hrud' – uložení akcelerometru na střed hrudní kosti; p – hodnota pravděpodobnosti; 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; p – hodnota pravděpodobnosti; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami, Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory; S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami.

Tabulka 11

Porovnání statistické charakteristiky symetrie chůze těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory

		BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
HR (m.s ⁻²)		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
HR L5 AP	2T	5,19±1,92	4,66±1,15	0,219	0,435	0,686
	2/3T	4,54±1,04	4,76±1,22			
	3T	5,77±2,18	5,82±1,98			
	N	5,37±1,83	4,57±1,49			
HR L5 ML	2T	2,6±0,71	3,42±1,22	0,095	0,106	0,039
	2/3T	2,97±0,99	3,02±1,23			
	3T	2,93±0,77	2,61±0,54			
	N	2,01±0,67	2,36±0,93			
HR L5 V	2T	5,45±0,94	5,88±1,28	0,351	0,113	0,195
	2/3T	4,72±0,54	5,28±1,16			
	3T	4,36±0,78	5,16±0,84			
	N	5,59±2,37	5,16±1,94			
HR hrud' AP	2T	6,14±1,68	6,05±0,98	0,583	0,982	0,933
	2/3T	5,78±1,82	5,69±1,25			
	3T	5,87±2,2	6,15±1,97			
	N	5,29±1,2	5,21±1,8			
HR hrud' ML	2T	3,66±1,6	4,58±1,54	0,183	0,116	0,227
	2/3T	3,39±1,04	4±1,04			
	3T	4,04±1,47	3,76±1,08			
	N	2,99±1,43	3,12±1,05			
HR hrud' V	2T	5,97±1,63	5,82±1,59	0,233	0,499	0,308
	2/3T	5,79±1,49	5,95±1,66			
	3T	6,2±2,05	6,39±2,43			
	N	5,44±1,16	6,09±1,89			

Tabulka 13 Porovnání statistické charakteristiky doby chůze těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory

		BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
doba chůze (s)	2T	14,59±1,66	14,38±1,72	0,147	0,389	0,521
	2/3T	15,52±3,17	15,26±2,88			
	3T	15,45±1,29	15,52±1,53			
	N	13,61±1,22	13,67±1,68			

Poznámka (platí pro Tabulku 13-14): 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; p – hodnota pravděpodobnosti; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami, Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory; S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami.

Tabulka 14 Porovnání statistické charakteristiky krokové frekvence těhotných žen v jednotlivých trimestrech a netěhotných žen s a bez využití zevní podpory

		BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
kroková frekvence	2T	1,96±0,1	1,96±0,13	0,090	0,878	0,997
	2/3T	1,95±0,17	1,97±0,16			
	3T	1,9±0,1	1,9±0,1			
	N	2,08±0,35	2,1±0,36			

Tabulka 15*Základní statistické charakteristiky a rozdíly rozložení zatížení na dolních končetinách*

	Skupina	BEZ	ŠÁTEK	p – hodnota		
		Průměr ± SD	Průměr ± SD	S	Š	S/Š
m (%) předonoží	2T	39,9±9	39,9±8,3	0,706	0,101	0,538
	2/3T	37,6±6,3	36,5±6,6			
	3T	38,7±7,1	36,2±5,3			
	N	39,9±6,4	39,4±7,1			
m (%) zadonoží	2T	60,1±9	60,1±8,3	0,703	0,103	0,529
	2/3T	62,4±6,3	63,5±6,7			
	3T	61,3±7,1	63,8±5,3			
	N	60,1±6,4	60,6±7,1			

Poznámka: m (%) předonoží – procentuální zatížení předonoží; m (%) zadonoží – procentuální zatížení zadonoží; 2T – výzkumná skupina žen ve 2. trimestru; 2/3T – výzkumná skupina žen na přelomu 2. a 3. trimestru; 3T – výzkumná skupina žen ve 3. trimestru; p – hodnota pravděpodobnosti; S – porovnávání statisticky významného rozdílu mezi skupinami, Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory; S/Š – porovnávání statisticky významného efektu zevní podpory mezi skupinami.

Příloha 5 Potvrzení o překladu do AJ

Abstract:

The thesis focuses on the influence of a maternity support belt as one form of external support during pregnancy on selected parameters of static postural stability and gait (variability, symmetry, gait duration, gait frequency) in pregnant women. The research sample was divided by gestational week into three groups: women in the second trimester (n=10; 21±3 weeks; 27±5 years), women at the transition from the second to the third trimester (n=10; 30±1 weeks; 30±5 years), and women in the third trimester (n=10; 35±1 weeks; 28±5 years). The control group consisted of nulliparous women (n=10; 23±4 years). Assessment of the parameters was performed using the force platform AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA; sampling frequency 200 Hz) and telemetric sensors Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA).

The results indicate a significant effect of external support on reducing parameters of postural stability while standing on the dominant lower limb for the SDx (p=0.026), MVx (p<0.001), and MVy (p<0.001) parameters, during tandem stance with the dominant limb in front for the MVx (p<0.001), MVy (p<0.001), and Mva (p<0.001) parameters, and during tandem stance with the non-dominant lower limb in front for the MVx (p<0.001), MVy (p<0.001), and Mva (p<0.001) parameters. No statistically significant effect of external support was found for selected gait parameters and for the distribution of load on the lower limbs. Based on the results, external support can be recommended as a suitable aid for pregnant women.

Keywords:

pregnancy, postural stability, gait, external support



Summary

The thesis aimed to evaluate the influence of external support on postural stability and gait in pregnant women and non-pregnant women using a force platform and accelerometers.

The theoretical part focused on pregnancy, discussing physiological and biomechanical changes associated with it, the prevalence of LBP during pregnancy, and its relationship with physical activity. Other chapters addressed postural stability and gait, describing their changes related to pregnancy and the many risks associated with rapid changes in weight and abdominal mass shape. The theoretical part concluded with a chapter dedicated to external support during pregnancy.

The research section included the objectives of the study, data collection methodology, and presentation of study results. The research was approved by the Ethics Committee of the Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc.

A total of 30 pregnant women were included in the study, with 10 women in the 2nd trimester (21±3 weeks; 27±5 years), 10 women at the transition from the 2nd to the 3rd trimester (30±1 weeks; 30±5 years), and 10 women in the 3rd trimester (35±1 weeks; 28±5 years). Inclusion criteria were aged 18-35 years and physiological pregnancy in the 2nd trimester, transition from the 2nd to the 3rd trimester, and mid-3rd trimester. The control group consisted of 10 healthy non-pregnant women (23±4 years).

Data for the study were obtained by measuring subjects both without external support and with external support, without any linked therapeutic intervention affecting postural stability or gait. Measurements were conducted twice, initially without external support and then with it. Data for static postural stability were obtained from a force platform (AMTI OR6-5), and data for selected gait parameters were obtained from accelerometers (Trigno wireless system) and by measuring step time. Assessed parameters for static postural stability included SDx, SDy, MVx, MVy, MVa, as well as percentage platform loading, and for gait, parameters included RMS, HR, walking frequency, and walking time. On the force platform, a pregnant woman assumed a total of 4 positions to determine postural stability parameters and one position to determine the distribution of load on the lower extremities. With accelerometers, a pregnant woman walked a distance of 17.8 m twice at her optimal pace.

Results indicated a statistically significant effect of external support on postural stability parameters in more demanding positions (standing on the dominant lower limb and tandem stance), particularly among women in the second trimester and those at the trimester transition. However, no significant positive effect of external support was observed on gait parameters or lower limb load distribution.

External support demonstrably has a significant positive effect on postural stability parameters in pregnant women and has a positive but not statistically significant effect on selected gait parameters in pregnant women. Therefore, it is advisable for external support, in this case, a maternity scarf, to be included among the aids that pregnant women can use to improve postural stability and gait and reduce the risk of falls.

