

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Dynamika vybraných biomechanických
charakteristik chůze gravidních**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Autor:

Gabriela Jirušová

PRAHA, 2008

Abstrakt

Dynamika vybraných biomechanických charakteristik chůze gravidních

Cíl práce: Cílem této diplomové práce je zjistit, jakým způsobem se v důsledku biochemických a biomechanických změn, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění specifika chůze gravidních žen v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství a nalézt případné společné trendy těchto změn.

Metodologie: Diplomová práce má charakter experimentální studie. Je zpracována formou případové studie, které se zúčastnila nehomogenní skupina 6-ti zdravých těhotných žen - dobrovolnic. U každé probandky byla provedena na konci každého trimestru gravidity, tzn. cca ve 14., 26. a 38. týdnu těhotenství 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Qualisys, který umožňuje přesné sledování trajektorie tzv. markerů umístěných na těle těhotné, a byly snímány interakční síly chodidla s podložkou během stojné fáze kroku pomocí dynamometrických desek Kistler. U každé probandky byla sledována šířka opěrné báze během chůze, časování chůze, tj. trvání jednotlivých fází chůze a velikost interakčních sil chodidla s podložkou působících ve směru vertikálním a předozadním. Dále byly u každé probandky dopočítány impulsy těchto sil a také rychlost chůze.

Výsledky: V průběhu těhotenství došlo u všech 6-ti probandek jak ke zvětšení vrcholových hodnot interakčních sil chodidla s podložkou, tak ke zvětšení impulsů těchto sil působících na podložku ve vertikálním i předozadním směru. Změny v rychlosti chůze během těhotenství byly individuální. Co se týká ostatních sledovaných parametrů chůze (šířka opěrné báze, časování chůze), tak tato práce našla tři různé způsoby, jak se gravidní ženy vyrovnávají se změnami v jejich organismu, ke kterým dochází v průběhu těhotenství.

Klíčová slova: gravidita, kinematika chůze ve 3D, dynamika rozhraní noha-podložka, Qualisys, Kistler

Abstract

Title

The dynamic of choice biomechanics characterizations of the gait of pregnant women

The aim of the study: The aim of this thesis is to detect, which way do change specifics of the gait of pregnant women during 1st, 2nd and 3rd trimester of the pregnancy in consequence of biochemical and biomechanics changes occurring during the pregnancy, and to find prospective common trends of this alternations.

Method: The thesis has a character of an experimental study. It is compiled as a casuistic study. Non-homogeneous group of 6 healthy pregnant women – volunteers took part in this study. It was performed a free-dimensional gait analysis on each subject using Qualisys system, that makes it possible to observe trajectories of markers placed on the body, and ground reaction forces in the stance phase of walking were taken using dynamometric plates Kistler. It was conducted at the end of the each trimester, it means at 14th, 26th and 38th week of the pregnancy. It was observed the width of supporting base, timing of the gait; it means time of separate phases of gait and ground reaction forces acting vertically and anteroposteriorly. It was so calculated impulses of these forces and velocity of the gait.

Results: Ground reaction forces acting vertically and anteroposteriorly and impulses of these forces increase during pregnancy. Changes in the velocity of gait were individual. As concerning to other observed parameters of the gait (width of supporting base, timing of the gait) this study has found 3 different ways, how do pregnant women adapt to the changes occurring during pregnancy in their organism.

Key words: gravidity, kinematics of the gait in 3D, dynamic of the interface foot-base, Qualisys, Kistler

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a veškeré použité zdroje jsem uvedla v seznamu použité literatury.

V Praze dne 7.4.2008

.....
Gabriela Jirušová

Svolení:

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Poděkování:

Ráda bych tímto poděkovala Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CsC. za odborné vedení diplomové práce, podnětné návrhy a připomínky ke zpracování této práce a cenné rady k dané problematice. Dále patří mé poděkování Ing. Františku Lopotovi za odborné konzultace, pomoc a rady při zpracování experimentální části této práce. Za veškerou technickou pomoc a poskytnutí prostoru k provedení experimentu děkuji celému týmu biomechanické laboratoře extrémních zátěží na FTVS UK v Praze. V neposlední řadě patří mé díky lékařům, kteří mi umožnili kontaktovat testované osoby, a samozřejmě také těmto osobám za dobrovolnou účast, spolupráci a za jejich souhlas s uvedením některých jejich dat v experimentální části diplomové práce.

Obsah:

1. Úvod	1
2. Teoretická východiska	3
2.1 Trvání gravidity	3
2.2 Vypočtení termínu porodu	4
2.3 Uložení plodu v děloze na konci těhotenství	4
2.3.1 Poloha plodu (situs)	4
2.3.2 Postavení plodu (positio)	5
2.3.3 Naléhání plodu (praesentatio)	6
2.3.4 Držení plodu (habitus)	7
2.4 Fyziologické změny v organismu ženy během těhotenství	7
2.4.1 Reprodukční systém a prsní žlázy	8
2.4.2 Kardiovaskulární a hematologický systém	11
2.4.3 Respirační systém	14
2.4.4 Gastrointestinální systém	15
2.4.5 Vylučovací systém	16
2.4.6 Endokrinní systém	17
2.4.7 Metabolismus	19
2.4.8 Psychické změny	20
2.4.9 Změny pohybového aparátu	21
2.4.9.1 Přírůstek hmotnosti	21
2.4.9.2 Těhotenské břicho	22
2.4.9.3 Tlak těhotné dělohy na přední stěnu břišní	23
2.4.9.4 Základní antropometrické parametry	24
2.4.9.5 Změny rozložení hmotnosti segmentů těla a jejich momenty setrvačnosti	24
2.4.9.6 Změna pozice těžiště těla a zajištění rovnováhy	25
2.4.9.7 Zakřivení páteře	25
2.5 Zatížení muskuloskeletálního systému během těhotenství	26
2.5.1 Muskuloskeletální potíže	27
2.5.1.1 Bolesti zad	28

2.5.1.2 Edémy	28
2.6 Pohybová aktivita v těhotenství	28
2.6.1 Chůze v průběhu těhotenství	29
2.7 Analýza pohybu	35
2.7.1 Obrazový záznam pohybu	35
2.7.2 Těžiště těla a stabilita	37
2.8 Analýza chůze	38
2.8.1 Kineziologie a biomechanika chůze	39
2.8.1.1 Chůzový cyklus	41
2.8.1.2 Interakční síly chodidla s podložkou	44
2.8.1.3 Pohyby v kloubech DKK při chůzi	45
2.8.1.4 Pohyb těžiště těla při chůzi a ekonomika chůze	47
2.8.1.5 Svalová aktivita v oblasti DKK během chůze	48
2.8.1.6 Faktory ovlivňující chůzi	50
3. Cíle a hypotézy	51
3.1 Cíl práce	51
3.2 Hypotézy	51
4. Metodologie	52
4.1 Charakteristika diplomové práce	52
4.2 Výzkumný soubor	52
4.3 Měřicí zařízení	53
4.3.1 Charakteristika měřícího zařízení	53
4.3.1.1 Systém Qualisys	53
4.3.1.2 Dynamometrická deska Kistler	55
4.3.2 Příprava a nastavení zařízení k měření	57
4.4 Popis průběhu měření	59
4.5 Metodika získávání dat	61
4.5.1 Data naměřená pomocí systému Qualisys	61
4.5.2 Data naměřená pomocí dynamometrických desek Kistler	62
4.6 Sledované parametry	62
4.7 Zpracování získaných dat	63
4.7.1 Zpracování dat získaných ze systému Qualisys	63

4.7.1.1 Rychlost chůze	63
4.7.1.2 Šířka opěrné báze	64
4.7.1.3 Časování chůze	64
4.7.2 Zpracování dat získaných z dynamometrických desek Kistler	68
4.7.2.1 Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru	68
4.7.2.2 Impuls síly působící na podložku v předozadním směru	69
5. Výsledky	72
5.1 Dílčí výsledky	72
5.1.1 Osoba M. H.	72
5.1.2 Osoba J. K.	76
5.1.3 Osoba B. B.	79
5.1.4 Osoba K. H.	83
5.1.5 Osoba M. M. J.	87
5.1.6 Osoba H. L.	91
5.2 Shrnutí	95
6. Diskuse	98
6.1 Diskuse nad průběhem měření	98
6.2 Diskuse nad výsledky měření	99
7. Závěr	102
8. Seznam použité literatury	103
9. Přílohy	111
10. Seznam použitých zkratk	115

1. Úvod

Těhotenství je výstižně lidově označeno jako „jiný stav“ (Zwinger, 2004). Klade na ženu od samého počátku zvýšené nároky (Kudela, 2004). Těhotenství u člověka trvá průměrně 280 dnů od data prvního dne poslední menstruace, tedy 10 lunárních měsíců (Zwinger, 2004). Těchto 10 lunárních měsíců se dělí do třech jednotek na tzv. trimestry (Čepický, 2003). Je to relativně krátké období v životě ženy, kdy však v jejím organismu dochází k mnohým fyziologickým fyzickým a psychickým změnám. Tyto změny jsou výrazem adaptace ženského organismu na přítomnost a růst embrya, později plodu, a jejich účelem je připravit co nejvýhodnější podmínky pro výživu a vývoj dítěte a ženský organismus připravit k porodu. Pro každou ženu je to ale nová zkušenost a reakce na ni nelze odhadnout (Kušová et al, 2001).

Na změnách pohybového aparátu gravidní ženy se podílejí jak faktory biochemické působením hormonů zvyšujících elasticitu pojivové a kolagenní tkáně s následným poklesem tonu svalstva, šlach, fascií, kloubních pouzder a ligament, což ovlivňuje pohyblivost kloubů a svalovou sílu, tak faktory biomechanické vlivem zvětšující se hmotnosti a velikosti plodu a jeho bezprostředního okolí (Dráč, Křupka, 1996).

K nejsignifikantnějším změnám pohybového aparátu matky dochází ve III. trimestru těhotenství a jsou zřetelné převážně ve spodní části těla matky (Jensen, 1996). Dochází ke změnám tvaru a velikosti těla matky, k topografickým změnám břišní stěny a k objemovým změnám břišní dutiny. Profil břicha se mění s postupujícím růstem dělohy z pánve a struktury přední stěny břišní se přizpůsobují tlaku dělohy (Dráč, Křupka, 1992). Podstatně se zvyšuje tělesná hmotnost a mění se její rozložení, tím se mění hmotnost jednotlivých segmentů těla těhotné, mění se také polohy těžišť jednotlivých segmentů, momenty setrvačnosti těchto segmentů a rovněž poloha celkového těžiště těla těhotné, které se ve vzpřímeném postoji posouvá směrem dopředu (Doležal et al, 1974). Tím se zvyšuje riziko ztráty rovnováhy a vzrůstá tak tendence k pádům (Dunning et al, 2003). Pro zajištění rovnováhy je tedy nutný kompenzační posun horní části trupu dorzálně (Kušová et al, 2001).

Všechny tyto změny, ke kterým v průběhu těhotenství v ženském těle dochází, ovlivňují také pohybovou činnost těhotné, která je odpovídajícím způsobem modifikována. Zvětšení tělesných obvodů zejména na břiše a zvětšení tělesné hmotnosti znesnadňují její tělesnou aktivitu (Jelen et al, 2002).

Přestože do současné doby bylo publikováno jen velmi málo o vlivu těchto změn na pohybovou aktivitu těhotných žen, můžeme předpokládat, že dojde ke změně i tak základního pohybu, jako je chůze.

Mnoho běžných muskuloskeletálních problémů spojených s těhotenstvím, zahrnující bolesti v oblasti zad, pánve a DKK, může být částečně důsledkem přetížení muskuloskeletálního aparátu, vznikajícího jako následek změn chůze, které kompenzují změny v tělesné hmotnosti a jejím rozložení (Foti et al, 2000).

Úkolem této diplomové práce tedy bude zjistit, jakým způsobem se v důsledku adaptace těhotných žen na biochemické a biomechanické změny, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění vybraná specifika jejich chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru gravidity a nalézt případné společné trendy těchto změn.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Aristoteles píše: „... mají některá ústrojí význam principu a pohne-li se principem, nutně nastává změna v četných částech, které s ním souvisí“. Takovým principem je těhotenství. Již názvy gravidita, Schwangesacht, gestapo, břemennost, špan. embargo vyznačují obtěžkání a nošení břemene (Jelen et al, 2002).

Období těhotenství je poměrně krátkou etapou v životě ženy, kdy však v jejím organismu dochází k mnohým fyziologickým fyzickým a psychickým změnám za účelem připravit co nejvýhodněji podmínky pro růst a vývoj plodu. Podstatou těhotenských změn je tedy adaptace ženského organismu na samotné těhotenství, tj. na přítomnost rostoucího embrya, později plodu, jeho výživa a příprava na porod. Pro každou ženu je to ale nová zkušenost a rekce na ni nelze odhadnout (Kušová et al, 2001). Do těhotenství totiž žena nevstupuje jako „tabula rasa“, ale jako systém, který je determinován geneticky, trofikou, somatotypicky, různou odolností proti infekci, různě zdatným systémem kardiovaskulárním (trénovaností), koordinací motorickou a vztahy psychosociálními. Adaptace na těhotenské změny je tedy u každé ženy jiná, individuální (Zwinger, 2004).

2.1 Trvání gravidity

Těhotenství u člověka trvá průměrně 280 dnů od data prvního dne poslední menstruace (Zwinger, 2004). Porodníci počítají délku těhotenství na 40 týdnů, tj. 10 lunárních měsíců (Čepický, 2003). Z klinického hlediska je problematika těhotenství poněkud rozdílná v různých fázích gravidity a proto se dělí na tři období, tzv. trimestry. První trimestr trvá do 14. týdne, druhý do 28. týdne a třetí do termínu porodu (Čech, 1999).

Porodem v termínu se rozumí narození dítěte ve 38. – 42. týdnu, předčasný porod je porod před dokončeným 37. týdnem, opožděný porod po skončeném 42. týdnu těhotenství. Údaj o poslední menstruaci nemusí být vždy přesný (Zwinger, 2004).

2.2 Vypočtení termínu porodu

Termín porodu můžeme vypočítat tak, že od data prvního dne poslední menstruace odečteme 3 kalendářní měsíce a připočteme 7 dnů. Tato metoda je vhodná pouze pro ženy, které měly pravidelný menstruační cyklus. Pokud žena zná datum oplozující

soulože, je možno podle něj velmi přibližně vypočítat termín porodu tak, že k tomuto datu přičteme 266 dnů, tj. 38 týdnů. Vychází z předpokladu, že u pravidelného menstruačního cyklu dochází k ovulaci 14. den. Termín porodu lze také velmi orientačně vypočítat podle data počátku vnímání pohybů plodu matkou. Předpokládá se, že prvorodička cítí první pohyby plodu nejčastěji ke konci 20. týdne těhotenství a vícerodička o 14 dnů dříve, tj. v 18. týdnu těhotenství. U prvorodičky je tudíž nutno k datu prvních pohybů přičíst 20 týdnů (140 dnů), u vícerodičky 22 týdnů (154 dnů). Získaný termín porodu je ale málo spolehlivý. Velikost plodu stanovená prvním ultrazvukovým vyšetřením je nejprůkaznějším parametrem k vypočtení termínu porodu (Zwinger, 2004, Čepický, 2003, Roztočil, 2001).

2.3 Uložení plodu v děloze na konci těhotenství

2.3.1 Poloha plodu (situs)

Poloha plodu je dána vztahem podélné osy plodu k podélné ose dělohy matky (Zwinger, 2004).

Poloha podélná (situs longitudinalis) je stav, kdy podélná osa plodu je rovnoběžná s podélnou osou dělohy. Při kaudálním uložení hlavičky mluvíme o poloze podélné hlavičkou (PPH). Je-li hlava umístěna kraniálně (ve fundu děložním), jde o polohu podélnou koncem pánevním (PPKP). Polohy podélné se vyskytují v 99,5 %. Protože specifická hmotnost hlavičky plodu je v posledním trimestru gravidity větší než specifická hmotnost konce pánevního, vzniká častěji PPH (95 - 96 %) (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Poloha šikmá (situs obliquus) je stav, kdy osa dělohy a osa plodu spolu svírají ostrý úhel. Je to přechodná poloha přecházející v podélnou nebo příčnou (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Poloha příčná (situs transversus) je stav, kdy podélná osa plodu svírá s podélnou osou dělohy přibližně pravý úhel. Polohy příčné se vyskytují v 0,5 % a jsou samovolně neporoditelné (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

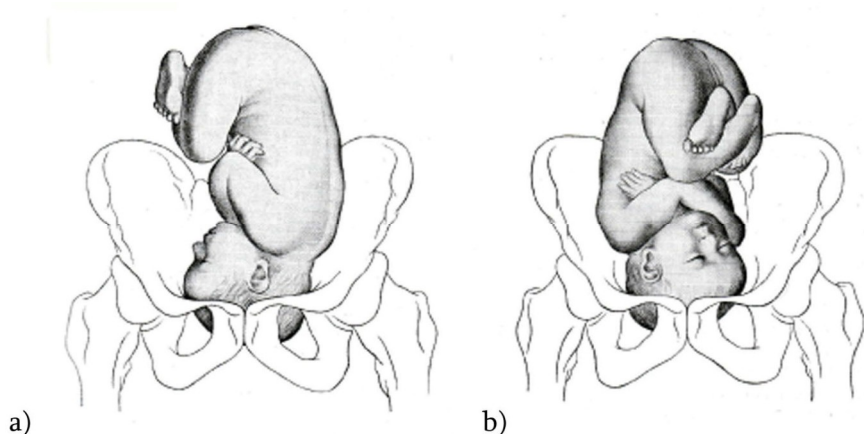
V první polovině těhotenství je poloha plodu labilní. Ta se relativně stabilizuje až ve III. trimestru, kdy plod zvětšuje svůj objem a kdy ubývá plodové vody. Štíhlý dolní

segment a korekční stahy dělohy napomáhají ke stabilizaci plodu na konci těhotenství (Roztočil, 2001).

2.3.2 Postavení plodu (positio)

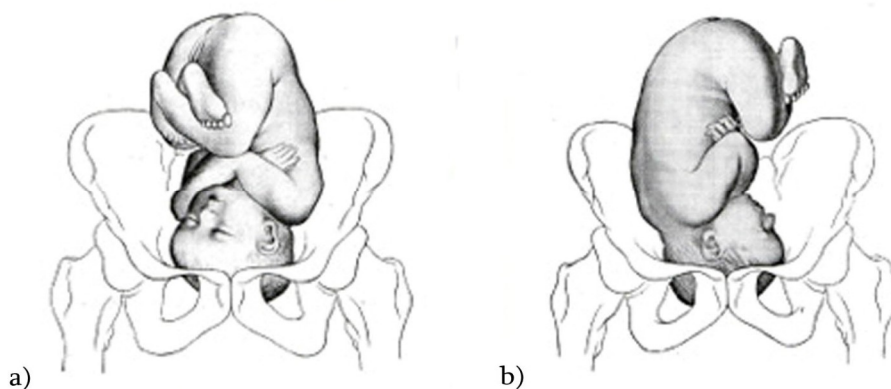
Postavení plodu určuje vztah plodu k děložní hraně (Roztočil, 2001).

Protože děloha je na konci těhotenství uložena nejčastěji v dextroverzi, je tudíž její levá hrana uložena vlevo vpředu a stejně tak je umístěn i hřbet plodu. Toto postavení se označuje jako **I. obyčejné (levé přední)** (viz. obr. 1a). Je-li pravá děložní hrana uložena vpravo vzadu a v ní je uložen hřbet plodu, je to postavení **II. obyčejné (pravé zadní)** (viz. obr. 1b) (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).



Obr. 1: poloha podélná hlavičkou – a) postavení I. obyčejné, b) postavení II. obyčejné (Roztočil, 2001)

Výjimečně je děloha uložena v sinistroverzi a sinistrotorzi, kdy je levá děložní hrana uložena vlevo vzadu, a tedy i hřbet plodu – jde o postavení **I. méně obyčejné (levé zadní)** (viz. obr. 2a). Je-li pravá děložní hrana uložena vpravo vpředu a je v ní hřbet plodu, jde o postavení **II. méně obyčejné (pravé přední)** (viz. obr. 2b) (Zwinger, 2004).

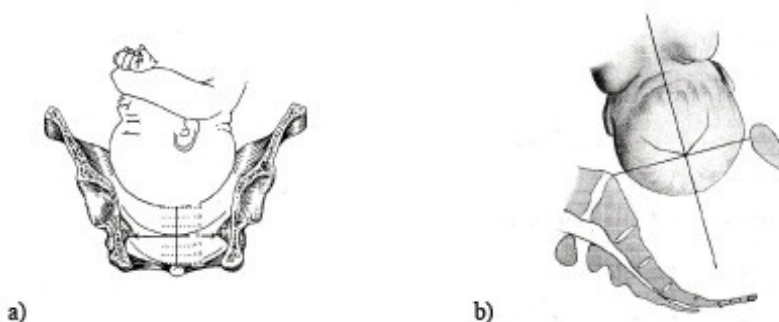


Obr. 2: poloha podélná hlavičkou – a) postavení I. méně obvyčejné, b) postavení II. méně obvyčejné (Roztočil, 2001)

Je-li plod uložen v příčné poloze, rozlišujeme postavení podle uložení hlavičky. Je-li hlavička plodu uložena vlevo, jde o **postavení I.**, je-li vpravo, jde o **postavení II.** (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

2.3.3 Naléhání plodu (praesentatio)

Naléhání plodu je dáno vztahem nejhloběji se nacházející části plodu k pánevnímu vchodu. Naléhat může hlavička, konec pánevní, ale i pupečník a malé části plodu (ruce, nohy). Nejčastěji naléhá na pánevní vchod hlavička. Za fyziologických podmínek naléhá **hlavička** plodu na rovinu pánevního vchodu **indiferentně** (viz. obr. 3a) – hlava není flektována, malá a velká fontanela jsou ve stejné výši nad pánevním vchodem, **centricky** (viz. obr. 3a) – hlava naléhá souměrně na střed pánevního vchodu, **synkliticky** (viz. obr. 3b) – šev šípový a obě temenní kosti jsou ve středu mezi promontoriem a zadní stěnou symfýzy. Při poloze šikmé a příčné je pánevní vchod prázdný (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).



Obr. 3: naléhání hlavičky - a) indiferentně a centricky, b) synkliticky (Roztočil, 2001)

2.3.4 Držení plodu (habitus)

Držení plodu je vztah jednotlivých částí plodu k sobě navzájem. Držení plodu je za normálních podmínek velmi úsporné. Svým držením musí plod respektovat omezené prostorové možnosti dutiny děložní. Obecně lze říci, že všechny klouby plodu jsou ve flexi. Hlavička plodu je flektována a bradička je přitažena k hrudníku. Páteř je obloukovitě ohnuta a tvoří spolu se záhlavím plynulý oblouk. Nožky jsou flektovány v kyčelních a kolenních kloubech a jsou přitaženy k přední stěně břišní plodu. Ramena plodu jsou v addukci, lokty ve flexi a ručky plodu jsou zkříženy na hrudníku. Pupečník je volně uložený mezi končetinami. Poruchy držení se zjišťují u živých plodů až v průběhu porodu (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

2.4 Fyziologické změny v organismu ženy během těhotenství

Těhotenství klade na ženu od samého počátku zvýšené nároky (Kudela, 2004). Zahrnuje změny v jejím organismu od oplodnění až po porod nového jedince nutné pro zdárný vývoj plodu nebo dané vývojem plodu (Trojan, 1999). Těhotenství ovlivňuje celý mateřský organismus, který se musí podřídit výjimečné situaci, kdy plod – další biologická jednotka – hluboce zasahuje do téměř všech jeho funkcí (Čech, 1999).

Organismus ženy velmi pohotově reaguje na vyvíjející se plodové vejce v dutině děložní. To se projevuje změnami téměř ve všech v orgánových systémech těhotné ženy (Roztočil, 2001). Vznik gestačních změn v mateřském organismu způsobuje plodové vejce svým růstem (zvětšení objemu dělohy) a nárokem na stále větší výživu (zvýšení množství cirkulující krve) (Dráč, Křupka, 1992). Organismus ženy je na prostorové nároky rostoucí dělohy připravován biochemicky, účinkem vysokých těhotenských hladin hypofyzárních a placentárních hormonů (Dráč, Křupka, 1996). Jde o hormony steroidní (estrogeny, progesteron) a bílkovinné (ACTH, MSH, kortikoidy, androgeny) (Jensen, 1996). Dalším významným hormonem přítomným v těhotenství je také relaxin vytvářený hlavně žlutým tělískem (Zwinger, 2004).

Všeobecně je období gravidity charakterizováno růstem, prosáknutím a větší roztažitelností tkání, retencí tekutin, relaxací hladkého svalstva a funkčním přizpůsobením zvýšeným nárokům během těhotenství, např. zvětšení cirkulujícího objemu krve, zvýšení srdeční činnosti a prokrvení ledvin i celkové zvýšení metabolické

a endokrinní aktivity (Kudela, 2004, Čech, 1999). Fyziologické těhotenské změny jak v pohlavních orgánech, tak i v ostatních zúčastněných oblastech ženského těla se po porodu a po skončení laktace upraví spontánně, téměř bez následků (Zwinger, 2004, Dráč, Křupka, 1996).

2.4.1 Reprodukční systém a prsní žlázy

Reprodukčního systému se změny dotýkají bezprostředně a jsou tak nápadné, že nemohou ujít ani pozornosti laika (Čepický, 2003). Změny na rodidlech v graviditě jsou adaptací na nové úkoly, umožňují růst plodového vejce, porod a následující šestinedělí včetně laktace (Kudela, 2004).

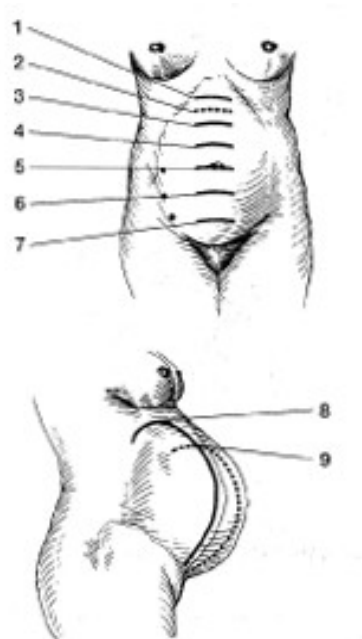
Děloha

Těhotenská děloha je následkem hormonálních změn v těhotenství překrvená, prosáklá, „měkká“, její tonus je chabý, mění svou konzistenci a barvu a s rostoucím plodovým vejcem se zvětšuje, mění svůj tvar, vystupuje z pánve a ukládá se do břišní dutiny (Zwinger, 2004, Čepický, 2003, Roztočil, 2001).

Hmotnost dělohy se v průběhu těhotenství zvětší asi z 60 g na 1000 g (Roztočil, 2001). Rozměry dělohy činí ke konci 3. měsíce 10 – 13 x 8 – 10 cm, v 6. měsíci 17 – 18 x 18 cm a v termínu porodu 31 x 23 cm (Jelen et al, 2002). V době termínu porodu dosahuje objem děložní dutiny 5 – 20 l, někdy i více (u netěhotné je menší než 10 ml) (Zwinger, 2004). Už v I. trimestru těhotenství podléhá děložní svalovina nejen hypertrofii (zvětšení již existujících svalových vláken), ale také hyperplazii (novotvorba svalových vláken) (Roztočil, 2001). Zvětšuje se délka i tloušťka svalových buněk (3 – 10 x). Procentuální podíl svaloviny v porovnání s vazivem se zvyšuje o 80 – 100 %. Koncentrace kontraktilních proteinů stoupá o 100 % (Kudela, 2004). Za gravidity tvoří ve fundu svalové elementy až 60 % (u netěhotných asi 40 %). Zbytek tvoří převážně cévy, nervy a kolagen. Mezi svalovými vlákny se zmnožuje vmezeřená tkáň (Jelen et al, 2002). Na konci těhotenství se děložní stěna již nezvětšuje růstem tkání, ale pozvolným vytahováním a ztenčováním děložních stěn (Roztočil, 2001). Tloušťka děložní stěny činí ve 4. měsíci 2,5 cm, na konci gestace 1 cm (Jelen et al, 2002). S přibývajícím týdny gravidity děloha postupně vyrůstá z malé pánve, zadní

stěnou vytlačuje kličky tenkého střeva kraniálně ke colon transversum, k játrům a žaludku. Pravou hranou se dostává ke colon ascendent, přičemž colon caecum je dislokováno výše na stranu a za dělohu a tím se mění uložení apendixu. Levou hranou se děloha dostává k horní kličce colon sigmoideum a ke colon descendent a zadní stěnou se postupně čím dál více dotýká kliček tenkého střeva na celé ploše. Přes fundus se dostává omentum a podle své délky více či méně překrývá přední stěnu dělohy (Kušová et al, 2001). Původně hruškovitý tvar dělohy se mění na podélně ovoidní, děložní rohy jsou zakulaceny (Roztočil, 2001). Zvětšující se děloha vyhlazuje pupek (Čepický, 2003).

Růst dělohy má určitou posloupnost a podle její velikosti můžeme usuzovat na délku těhotenství (viz. obr. 4). Ve 3. měsíci těhotenství je děložní fundus skryt za stydkou sponou, sahá k jejímu hornímu okraji. Děloha má velikost mužské pěsti. Ve 4. měsíci těhotenství dochází ke zmnožení plodové vody a tím k náhlému zvětšení dělohy, která sahá do 1/3 vzdálenosti spona – pupek (Roztočil, 2001). Děložní fundus dosahuje k přední stěně břicha nad symfýzou (je hmatný asi 2 prsty nad ní) a začíná břišní stěnu vyklenovat (Kušová, 2001). Na konci 5. měsíce sahá děložní fundus do 2/3 vzdálenosti spona – pupek (Čepický, 2003). V 6. měsíci těhotenství děložní fundus dosahuje výše pupku. V 7. měsíci fundus dosahuje 1/3 vzdálenosti pupek - processus xiphoideus (Roztočil, 2001). Na konci 9. měsíce sahá pupek k processus xiphoideus (Čepický, 2003). Hovoří se o stavu abdominothorakálním (Jelen, 2002). V 10. měsíci děložní fundus opět klesá na úroveň 8. měsíce. Je to tím, že u prvorodiček hlavička intimně naléhá na vchod pánevní, u vícerodiček zůstává hlavička nad pánevním vchodem až do začátku porodu. Proto je vyklenutí břicha u vícerodiček větší (Roztočil, 2001). V termínu porodu fundus sahá asi 3 prsty pod processus xiphoideus (Čepický, 2003).



Obr. 4: Výška děložního fundu v průběhu těhotenství – 1) 36. týden, 2) 40. týden, 3) 28. týden, 4) 24. - 26. týden, 5) 20. – 22. týden, 6) 16. týden, 7) 12. týden, 8) 36. týden, 9) 40. týden (Roztočil, 2001)

Děloha se na konci těhotenství nadržuje střední čáry, ale vychyluje se a ukládá se spíše do pravé poloviny břišní dutiny (dextroverze) a rotuje doprava (levá děložní hrana leží blíž přední břišní stěny – dextrotorze) (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Průtok krve dělohou se v těhotenství zvyšuje (Cinglová, 2002). Krevní cévy se rozšiřují, zvětšuje se jejich průsvit a také jejich počet. U netěhotné ženy proudí dělohou méně než 2 % krve z minutového srdečního výdeje, u těhotné v době termínu porodu asi 10 %, tj. 500 – 700 ml krve / min (Zwinger, 2004).

Překrven a prosáknutý je i podpůrný a závěsný aparát dělohy a celá malá pánev (Kudela, 2004). Vazy závěsného aparátu dělohy hypertrofují, zbytnují, mohou zvětšit svoji délku až 4x. Při trakci snesou tah odpovídající až 40 - ti kg (tj. 400N) (Jelen et al, 2002).

Adnexa (ovaria a vejcovody)

Adnexa (ovaria a vejcovody) jsou na konci těhotenství stejně jako děloha vytaženy z malé pánve (Roztočil, 2001). Na vejcovodech dochází k hyperplazii ve všech vrstvách, fimbrie abdominálního ústí jsou edematózní, peristaltika tub je snížena. Vaječníky jsou prokrvené a prosáklé (Kudela, 2004). Během posledních stádií

těhotenství může kapacita cév vaječníků stoupnout až 60 x. V těhotenství neprobíhá maturace folikulů, ani ovulace. Vzniká corpus luteum graviditatis, ve kterém se tvoří estrogény a zejména progesteron. Progesteron produkovaný v corpus luteum je bezpodmínečně nutný k udržení gravidity do 8. týdne, pak se jeho tvorba v tomto orgánu snižuje a v relativně malém a fyziologickém nevýznamném množství přetrvává až do konce těhotenství. Corpus luteum graviditatis produkuje také relaxin. Relaxin je detekovatelný 2 týdny po koncepci a na rozdíl od progesteronu se jeho tvorba v ovariu po 7. týdnu nesnižuje, ale trvá beze změn v průběhu celé gravidity. Má inhibiční účinek na kontrakci myometria (Zwinger, 2004).

Prsní žlázy

V průběhu těhotenství se prsy připravují na laktaci (Zwinger, 2004). Vysoké hladiny progesteronu a estrogenů vyvolávají zvětšení jejich objemu (Roztočil, 2001). V prsních žlázách se zmnožují jak alveoly, tak mlékovody, v intersticiu se ukládá tuk (Kudela, 2004). V prsech také dochází ke zvýšenému průtoku krve (Zwinger, 2004). Váha prsu tak v době těhotenství stoupne z původních 150 g až na 500 g (Čech et al, 1999). Po 10. týdnu těhotenství se v prsech začíná tvořit vazká žlutavá tekutina - kolostrum (mlezivo), která lze z bradavek vytlačit nebo může spontánně odtékat (Čepický, 2003).

2.4.2 Kardiovaskulární a hematologický systém

Mnohé změny v krevním oběhu se dají vysvětlit zvýšeným množstvím cirkulující krve, stoupaním minutového objemu, zmenšením periferního odporu a sníženou viskozitou krve (Kudela, 2004).

Cévní řečiště, periferní odpor a objem cirkulující krve

Celkové cévní řečiště se v průběhu těhotenství zvětší o uteroplacentární oběh. Zvětšená a překrvená děloha, objem rostoucího plodu a přírůstek na váze těhotné ženy rozšiřují periferní oběh. Protože se rozšiřuje periferní cévní řečiště, periferní odpor klesá (Kudela, 2004). Pokles systémové cévní rezistence je kompenzován zvýšeným množstvím cirkulující krve, jejíž objem se zvětšuje asi o 1 – 2 l (Blašková, 1987, Čepický, 2003). Maxima dosahuje mezi 30. a 32. týdnem gestace. Toto zvýšení je

markantnější u vícečetného těhotenství (Roztočil, 2001). Koncem těhotenství periferní odpor opět stoupá a před porodem dosahuje normálních hodnot (Kudela, 2004).

Minutový objem srdeční

Minutový objem srdeční se v těhotenství zvyšuje až o 1,5 l (z 4,5 l u netěhotné na 6 l u žen těhotných), tedy o 1/3 (Zwinger, 2004, Kudela, 2004). Minutový objem srdeční je součin tepového objemu a srdeční frekvence (Trojan, 1999). Jeho zvýšení je tedy způsobeno jednak zvýšením tepového objemu, jednak zrychlením srdeční frekvence (Kudela, 2004). Klidová tepová frekvence se v průběhu těhotenství zvyšuje o 7 – 20 úderů / min (Cinglová, 2002, Čepický, 2003). K maximálnímu zatížení oběhu dochází mezi 20. – 30. týdnem těhotenství. Po 32. týdnu minutový objem srdeční opět postupně klesá (Kudela, 2004). Na minutový srdeční objem má ale také v druhé polovině těhotenství (zejména v posledních týdnech gravidity) vliv poloha těhotné ženy. V poloze vleže na zádech totiž těhotná děloha stlačuje dolní dutou žílu, tím se snižuje žilní návrat k srdci a v důsledku toho i tepový objem, jehož hodnoty se mohou blížit k hodnotám u netěhotných (Zwinger, 2004). Průtok krve v dolní duté žíle může klesnout natolik, že dojde k prudkému poklesu TK, sníženému průtoku až přerušení průtoku krve aortou a sníží se tak přívod krve k mozku. Tento stav nazývaný klinostatický syndrom neboli syndrom dolní duté žíly je doprovázen bradykardií, nauzeou, závratí a někdy dokonce může dojít až ke ztrátě vědomí (Zwinger, 2004, Čepický, 2003, Cinglová, 2002).

Velikost a postavení srdce

Všechny výše uvedené změny vyvolávají mírné zvětšení srdce. Srdce se v těhotenství zvětšuje jednak hypertrofií, jednak zvýšeným plněním. Při zvětšování objemu dělohy s postupujícím těhotenstvím je elevována bránice. Vysoký stav bránice omezuje exkurze bránice a mění polohu srdce. Srdce je lehce rotováno kolem své podélné osy (je otočeno dopředu) a je vytlačováno kranialně a doleva (Zwinger, 2004, Kudela, 2004, Roztočil, 2001).

Krevní tlak (TK)

Těhotná žena má sklon k hypotenzi. Hodnoty TK v první polovině těhotenství klesají a žena nesnáší hlavně dlouhé stání a prudké změny polohy. Pak opět stoupají, takže v termínu porodu jsou stejné jako před těhotenstvím (Čepický, 2003, Cinglová, 2002). V druhé polovině těhotenství má ale na TK vliv také poloha ženy. Nejvyšší TK je v poloze vsedě, nižší je vleže na zádech, kdy u 10 % těhotných může dojít k náhlému vzniku hypotenze a následně k syndromu dolní duté žíly, který je popsán výše (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

V horní polovině těla se v těhotenství venózní tlak nemění, ale významně se zvyšuje tlak ve vénách DKK (Zwinger, 2004). Dochází ke zpomalení krevního návratu z DKK. Příčinou tohoto ztíženého venózního návratu je mechanický tlak dělohy na vena cava inferior, tlak hlavy plodu na venae iliacae a hydrodynamický odpor způsobený odtokem krve z dělohy pod relativně vysokým tlakem. Důsledkem venostázy jsou varixy DKK a vulvy a hemoroidy (Kudela, 2004). Zvýšený tlak těhotné dělohy na venózní systém odvádějící krev z dolní poloviny těla má také negativní vliv na tvorbu otoků DKK v pozdním těhotenství (Roztočil, 2001).

Objem plazmy

Objem plazmy se u zdravých těhotných zvětšuje s velikostí plodu. Čím je plod větší, tím je větší objem plazmy. Její objem se rovněž zvětšuje v závislosti na výšce ženy, počtu a četnosti těhotenství. Průměrné zvětšení objemu je asi o 50 %. Hypervolémie začíná již v 6. týdnu, nejrychlejší nárůst je ve II. trimestru a od 30. týdne je vzestup jen nepatrný (Zwinger, 2004). Zvýšený plazmatický objem doplňuje hypertrofovaný vaskulární systém, který udržuje těhotenství a slouží jako rezerva pro nadměrnou krevní ztrátu v průběhu porodu (Roztočil, 2001). Se zvyšováním plazmatického objemu se mění i složení plazmy (Kudela, 2004).

Průtok krve v jednotlivých systémech

Zvýšený objem plazmy v těhotenství je nutný při zvýšeném průtoku krve některými orgány. V průběhu těhotenství totiž dochází ke změnám v regionální distribuci krevního průtoku. Zvýšení průtoku záleží na délce těhotenství. Děloha je centrální a cílový orgán zvýšené cirkulace v těhotenství. Též je během těhotenství zvýšen průtok krve

v ledvinách, v prsech a v kůži (zejména rukou a nohou). Prostřednictvím zvýšeného průtoku krve kůží se odvádí teplo vyráběné plodem a zvýšeným metabolismem matky v těhotenství (Zwinger, 2004, Kudela, 2004).

Erytrocyty

Objem erytrocytární masy se u těhotné ženy zvyšuje. Protože se však objem plazmy zvětšuje 2 x více než objem erytrocytární masy, koncentrace červených krvinek v krvi a tím i koncentrace hemoglobinu klesá. Stejně tak se snižuje i hematokrit. To je příčinou tzv. fyziologické anémie těhotných. Sedimentace erytrocytů se v průběhu těhotenství zvyšuje (Zwinger, 2004, Kudela, 2004).

Viskozita krve

Změny v počtu erytrocytů ovlivňují viskozitu krve, která se v průběhu těhotenství snižuje. Snížení viskozity krve má za následek snížení srdeční práce a je jedním z faktorů, který způsobuje snížení TK při zvýšeném srdečním výdeji (Zwinger, 2004).

Srážlivost krve

Koagulační systém jako celek se mění výrazně, a to ve smyslu zvýšené krevní srážlivosti (Čepický, 2003). V průběhu těhotenství, které je označováno jako hyperkoagulační stav, se tak zvyšuje riziko hluboké žilní trombózy a následné embolie (Zwinger, 2004, Kudela, 2004).

2.4.3 Respirační systém

V těhotenství vznikají v respiračním systému anatomické změny, které částečně podmiňují změny funkční (Zwinger, 2004).

Postupné zvětšování těhotné dělohy a tím zvětšování objemu břicha vede v těhotenství k posunu bránice přibližně o 4 cm výš. Hrudní koš se zvětšuje v průměru i v obvodu, aby umožnil plicím snížit redukci reziduálního objemu, která je vyvolána zvýšením bránice. Plicní rezistence v těhotenství klesá asi na polovinu (Čepický, 2003, Roztočil, 2001). Exkurze bránice se při dýchání zvyšuje o 1 – 1,5 cm (Zwinger, 2004).

Ke konci těhotenství může mnoho žen pociťovat dyspnoi, která je vyvolána tlakem těhotné dělohy na bránici (Roztočil, 2001).

Dechová frekvence a vitální kapacita nejsou v těhotenství změněny (Roztočil, 2001). Vitální kapacita plic se v těhotenství sice nemění, mění se však její složky (Čepický, 2003). Vitální kapacita je součet dechového objemu a inspiračního a expiračního rezervního objemu. Dechový objem stoupá s postupujícím těhotenstvím o 35 – 50 %, zatímco funkční reziduální kapacita (součet expiračního rezervního objemu a reziduálního objemu) se při vysokém stavu bránice snižuje až o 20 %. Z toho vyplývá menší schopnost vydržet v apnoi. Celková plicní kapacita (součet vitální kapacity a reziduálního objemu) je snížena o 4 – 5 %. Těhotné ženy mají sklon k hyperventilaci (Zwinger, 2004, Cinglová, 2002, Trojan, 1999). Minutová ventilace plic (součin dechového objemu a dechové frekvence) se v průběhu těhotenství zvyšuje až o 40% (Čepický, 2003, Trojan, 1999). Toto zvýšení je způsobeno zvýšením dechového objemu při malém nebo žádném zvýšení dechové frekvence. U těhotných žen se tedy zvyšuje ventilace hloubkou dechu - dýchají více zhluboka a nikoli rychleji. S délkou těhotenství také rostou nároky na spotřebu kyslíku, proto vytrvalostní aktivity jsou stále obtížnější. V prvních měsících stoupá spotřeba kyslíku jen pomalu, od 27. týdne stoupá prudce a zůstává na vysoké úrovni (asi o 40 ml/min proti netěhotné ženě) až do porodu. Bazální spotřeba kyslíku se zvyšuje nejvíce pro zásobení plodu, placenty, srdce a ledvin. Pocit dušnosti při střední zátěži je dán vyšší citlivostí centra dechu v prodloužené míše na CO₂. Vysoká intenzita zatížení nad 80 % maximální tepové frekvence ovlivňuje nepříznivě zásobování plodu kyslíkem (Kudela, 2004, Cinglová, 2002).

2.4.4 Gastrointestinální systém

Pod vlivem progesteronu, který způsobuje snížení tvorby hormonu motilinu, dochází ke snížení tonu hladkého svalstva GIT a tím i ke snížení motility. Snížená peristaltika negativně ovlivňuje vyprazdňování žaludku, které je zpomaleno. Doba potřebná k průchodu potravy GIT je tedy v těhotenství prodloužena, následkem je zvýšené vstřebávání vody a častý výskyt zácpy. V pokročilém těhotenství dislokuje rostoucí děloha žaludek a střeva, což také negativně ovlivňuje jejich funkce. Tlakem dělohy

na venózní systém střeva a zácpovitou tuhou stolicí vznikají hemeroidální uzly. (Zwinger, 2004, Kudela, 2004, Roztočil, 2001).

2.4.5 Vylučovací systém

Těhotenské změny ve vylučovacím systému jsou vyvolány působením progesteronu a estrogenů, tlakem těhotné dělohy a zvýšeným objemem krve. Pro těhotenství je charakteristické zvětšení ledvin a dilatace vývodného močového systému (uretery, močový měchýř a uretra) (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Ledviny

Každá ledvina se prodlužuje o 1 – 1,5 cm při současném zvýšení hmotnosti. Ledvinné pánvičky jsou následkem zvýšeného renálního vaskulárního objemu zvětšeny až do obsahu 60 ml. Ledvinové funkce se v těhotenství mění zejména následkem hormonálních změn, vlivem zvýšeného objemu plazmy, polohy matky a její fyzické aktivity (Zwinger, 2004, Kudela, 2004, Roztočil, 2001). Již od 4. týdne gravidity lze zaznamenat vzestup GF (Čepický, 2003). Vzestup ve II. trimestru činí 50 - 60 %, na konci těhotenství může lehce klesat. Přestože je GF v těhotenství výrazně zvýšena, množství moči se nezvyšuje. Vylučovací systém pracuje v těhotenství v tomto smyslu efektivněji než u netěhotných žen (Zwinger, 2004, Kudela, 2004). V těhotenství také stoupá celkový objem vody v organismu (asi o 6 – 8 l) a následně i průtok krve ledvinami (Čepický, 2003). Vzestup je patrný hned od začátku těhotenství. Ve II. trimestru je průtok krve o 25 – 50 % vyšší, v posledních týdnech před porodem se zvyšuje až o 75 % ve srovnání s hodnotami před těhotenstvím (Zwinger, 2004).

Močový měchýř

První známky změn na močovém měchýři nastávají kolem 4. měsíce gravidity. Intravezikální tlak se zvyšuje 2 x a pro zachování kontinence se současně zvyšuje i maximální intrauretrální tlak. Snižuje se tonus hladkého svalstva močového měchýře, což vede ke zvětšení jeho kapacity na 1 – 1,5 l (Zwinger, 2004, Kudela, 2004). Kapacita močového měchýře se sice zvětšuje, ale měchýř je dislokován a těhotné ženy si často stěžují na časté nucení na močení (Čepický, 2003). Frekvence mikce se v průběhu

gravidity mění. V I. trimestru se zvyšuje vlivem tlaku zvětšující se těhotné dělohy na močový měchýř v malé pánvi, ve II. trimestru, kdy děloha vystupuje do dutiny břišní a tlak na močový měchýř ustává, se frekvence mikce normalizuje, ve III. trimestru dochází opět ke zvýšení v období, kdy naléhající část plodu vstupuje do malé pánve. Na zvýšené frekvenci mikce se rovněž podílí hyperemie sliznice močového měchýře. Tlak těhotné dělohy může rovněž vyvolávat vezikouretrální reflux a zvyšovat stázu moči (Kudela, 2004, Roztočil, 2001).

2.4.6 Endokrinní systém

Endokrinní systém v těhotenství je tvořen třemi navzájem úzce propojenými a relativně autonomními částmi – endokrinními systémy matky a plodu a placentou. Plod a placenta spolu tvoří tzv. fetoplacentární jednotku (Jirásek, 1977). V placentě se tvoří proteohormony – HCG (lidský choriový gonadotropin, HPL (lidský placentární laktogen) a HCT (lidský choriový thyreotropin) (Kudela, 2004). Kolem 10. – 13. týdne těhotenství placenta přebírá od žlutého tělíska tvorbu steroidních hormonů – estrogeneru a progesteronu (Čech, 1999). Hlavním účinkem progesteronu je snížení tonu a reaktivity děložního svalstva. Obdobným způsobem působí i na ostatní hladké svalstvo. V mléčné žláze stimuluje růst alveolů. Tvorba estrogenů narůstá až do termínu porodu. Estrogeny ovlivňují růst dělohy, množství kontraktilních bílkovin v děloze a také jejich dráždivost. Společně s progesteronem působí též těhotenskou přeměnu mléčné žlázy (Macků, 1996). Produkce ovariálních hormonů (estrogeny, gestageny – progesteron) a posléze produkce placentárních hormonů je pro zajištění těhotenství nezbytná (Trojan, 1999).

Dalším významným hormonem přítomným v těhotenství je také relaxin vytvářený hlavně žlutým tělískem. Relaxin je detekovatelný dva týdny po koncepci, v I. trimestru těhotenství dosahuje nejvyšší hladiny (až desetinásobek své obvyklé hodnoty) a jeho produkce dále přetrvává v celém průběhu těhotenství. Po porodu jeho hladina rychle klesá a za 24 hodin ho už nelze prokázat (Zwinger, 2004). Přestože relaxin není nutný k udržení těhotenství, má významný vliv na vazivové tkáně, zejména na kvalitu ligament a kloubních pouzder. Relaxin přeměňuje strukturu kolagenu, který pak snižuje pevnost pojivové tkáně, zvyšuje její elasticitu, činí ji tedy méně tuhou a umožňuje tak její roztážení, což způsobuje uvolnění kloubů (Weiss et al, 1984, Calguneri, 1982). To se

projeví zvýšenou kloubní pohyblivostí (hypermobilitou) (Cinglová, 2002). Může tak dojít k oddělování a pohybům v pevných spojích pánevního pletence. Zvyšuje se mobilita symfýzy, která se během těhotenství rozšíří z průměrných 0,5 mm až na 12 mm. Stejně tak se výrazně zvyšuje pohyblivost v SIS, které jsou jinak díky svým předním a zadním ligamentům velmi pevné. Na páteři je snižená pevnost nejvíce patrná na lig. longitudinale anterius et posterius (Collington, 1996). Tyto změny jsou největší okolo termínu porodu (Marnach, 2003).

Hypofýza

Tvorba hypofyzárních hormonů se v těhotenství mění výrazně. Ikdyž činnost hypofýzy není k udržení těhotenství nutná. Působením rostoucí produkce placentárních estrogenů se během těhotenství zdvojnásobuje velikost předního laloku hypofýzy (adenohypofýzy). Adenohypofýza tak pokračuje v produkci kortikotropních hormonů, ale zvýšené hladiny placentárních estrogenů a progesteronu potlačí negativně zpětnou vazbou cyklickou sekreci adenohypofyzárních gonadotropinů (folikuly stimulujícího hormonu FSH a luteinizačního hormon LH) a jejich hladina tak klesá téměř na nulové hodnoty. Na rozdíl od poklesu hladin gonadotropinů se zvyšuje sekrece prolaktinu, která do porodu stoupne asi na 20-ti násobek hodnot u netěhotných. Prolaktin stimuluje vývoj žlázového parenchymu prsní žlázy a vede tak k rozvoji laktace. Z ostatních adenohypofyzárních hormonů se mírně zvyšuje i adrenokortikotropní hormon (ACTH) a thyreotropin (TSH), které ovlivňují mateřský organismus. Sekrece melanotropního hormonu (MSH) je též zvýšená, což vede k hyperpigmentačním změnám u těhotné. Oxytocin a antidiuretický hormon (ADH) jsou secernovány zadním lalokem hypofýzy (neurohypofýzou). Oxytocin vyvolává děložní kontrakce a ejekci mléka z ductů. ADH působí vazokonstrikci zvyšující krevní tlak a má antidiuretický účinek (Kudela, 2004, Čepický, 2003, Roztočil, 2001).

Štítná žláza

Těhotenství vyvolává zvětšení štítné žlázy z cca 5 na 40 g, které je způsobeno hyperplazií žlázového tělesa a zvýšenou vaskularizací. Následkem je zvýšení metabolismu jodu (Kudela, 2004, Roztočil, 2001).

Příštitná tělíska

Se zvyšující se potřebou vápníku a vitamínu D v průběhu těhotenství rostou plazmatické hodnoty parathormonu (Roztočil, 2001).

Slinivka břišní

V těhotenství zvyšují hyperplastické Langerhansovy ostrůvky 2 – 3 x produkci inzulínu. Placentární hormony spolu s antagonisty inzulínu snižují tkáňovou citlivost k inzulínu. Vzhledem ke sníženému renálnímu prahu pro glukózu, zvýšené GF glukózy a její snížené tubulární reabsorbci se glukózový metabolismus v průběhu těhotenství mění ve smyslu snížení tolerance glukózy, která se může projevit jak vznikem gestačního diabetu, tak renální glykosurií (Roztočil, 2001).

2.4.7 Metabolismus

Těhotenství vede k hypermetabolickému stavu, který zajišťuje adekvátní vývoj plodu. V těhotenství se mění kvalitativně i kvantitativně metabolismus v důsledku růstu plodu a placenty a jejich zvyšujících se nutričních požadavků. Bazální metabolismus se zvyšuje až o 15 – 25 %. Většina tohoto zvětšení jde na vrub zvýšené spotřebě kyslíku, která je zapotřebí pro metabolismus matky a plodu (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Metabolismus vody

Těhotenství vyžaduje zvýšenou dodávku vody pro plod, placentu, plodovou vodu a zvětšené cévní řečiště těhotné. V průběhu těhotenství se tedy zvyšuje retence vody. V organismu matky je retinováno minimálně 6,5 l vody navíc. Je to způsobeno snížením osmolality plazmy, která je vyvolána změnou osmotického prahu pro žízeň a zvýšením sekrece ADH. Retence tekutin je také částečně vyvolána zvýšením sekrece adrenokortikosteroidů, zvýšenou tubulární resorpcí a retencí sodíku. Další příčinou zvýšené retence vody je částečná okluze vena cava caudalis zvětšující se dělohou a oběhová stáza v DKK těhotné. Otok dolních končetin je často nepříjemným průvodním jevem těhotenství (Zwinger, 2004, Roztočil, 2001).

Metabolismus sacharidů

Zvýšená tvorba a sekrece některých hormonů, zejména placentárních, způsobuje, že těhotenství můžeme označit jako období, které má na ženský organismus jistý diabetogenní účinek. Těhotenství je charakterizováno hyperglykemií, hyperinzulinémií, hypertriacylglycerolémií a sníženou odpovědí na inzulín (Zwinger, 2004, Kudela, 2004).

Metabolismus lipidů

Celková hladina tuků v plazmě se v těhotenství zvyšuje v závislosti na přírůstku hmotnosti (Zwinger, 2004). Vysoké krevní hodnoty tuků jsou způsobeny nejenom zvýšeným příjmem, ale také rychlou konverzí glukózy v tuky. Pouze malé množství těchto lipidů je uloženo v tukových zásobách matky (Roztočil, 2001). Do 30. týdne těhotenství se deponuje v těle těhotné asi 4 kg tuku, později již jen malé množství následkem zvýšených nutričních požadavků plodu. Tuk se tvoří zejména na břiše, zádech a horní části steh. Tloušťka kožní řasy se progresivně zvětšuje do 30. týdne. Je zřejmé, že tuk uložený během těhotenství slouží jako zásoba energie. Zásoby reprezentují cca 35000 kcal, což je téměř polovina specifických energetických nároků v těhotenství (Kudela, 2004).

Metabolismus proteinů

Požadavky na přívod bílkovin v těhotenství jsou zvýšeny, proto je v těhotenství velice důležitý pravidelný denní přísun bílkovin v potravě. V termínu porodu obsahuje plod a placenta zhruba polovinu navýšeného množství proteinů z období těhotenství. Druhá polovina je deponována v děloze, mléčné žláze a v krvi matky ve formě hemoglobinu a plazmatických bílkovin (Kudela, 2004, Roztočil, 2001). V těhotenství se celkové množství bílkovin v cirkulaci zvyšuje, ale vzhledem k zvýšenému objemu plazmy se jejich koncentrace snižuje (Zwinger, 2004).

2.4.8 Psychické změny

Psychické změny, ke kterým v průběhu těhotenství dochází, jsou ovlivněny na jedné straně změnami fyzickými, na straně druhé faktory sociální a ekonomické povahy.

Intenzita změn závisí na osobnostních kvalitách těhotné a na vlivech jejího okolí. Těhotenství představuje jednu z vývojových krizí v životě ženy, vedoucí k pocitům ztracenosti, úzkosti, zmatku, nemocnosti a často i nostalgii pro způsob života, jaký byl a nedá se již beze zbytku vrátit. Z psychologického hlediska lze těhotenství také dělit do třech období. Úkolem prvního období je přijetí těhotenství. Těhotná je zaměřena na sebe, stává se introvertní, sleduje vlastní tělo. Typická je rozladěnost, nejistota a náládovost. Do druhé psychologické třetiny gravidity žena vstupuje tehdy, když vnímá pohyby plodu. V tomto období si plně uvědomuje existenci plodu, cítí se dobře, snaží se všemi způsoby podporovat zdárný průběh těhotenství. Úkolem druhé fáze je přijetí plodu jako nezávislého samostatného jedince. Úkolem třetí fáze je příprava na porod a existenci nového jedince mimo organismus matky. Ve třetí psychologické třetině se žena obává předčasného porodu, na druhou stranu by už chtěla porodit co nejdříve. Typické jsou silné protichůdné pocity zranitelnosti, obavy o osud těhotenství a strach z porodu (Roztočil, 2001).

2.4.9 Změny pohybového aparátu

Na změnách pohybového aparátu gravidní ženy se podílejí jak faktory biochemické působením hormonů (viz. kap. 2.4.6) zvyšujících elasticitu pojivové a kolagenní tkáň s následným poklesem tonu svalstva, šlach fascií, kloubních pouzder a ligament, což ovlivňuje pohyblivost kloubů a svalovou sílu, tak faktory biomechanické vlivem zvětšující se hmotnosti a velikosti plodu a jeho bezprostředního okolí. (Dráč, Křupka, 1996)

2.4.9.1 Přírůstek hmotnosti

Přírůstek hmotnosti během těhotenství je fyziologický jev. Průměrný váhový přírůstek u zdravých žen činí na konci těhotenství 10 – 15 kg, což je asi přibližně 1/5 hmotnosti matky (Macků, 1996, Abrams, 1990, Titlbachová, 1977). Do 20. týdne gravidity přibere žena zpravidla 4 kg, do konce těhotenství za každý týden asi 400 – 500 g (Zwinger, 2004, Kudela, 2004). Existuje pochopitelně velká variabilita v jednotlivých složkách tohoto přírůstku v graviditě, které jsou u jednotlivých žen individuální a uplatňují se odlišně (Jelen et al, 2002). Tab. 1 uvádí průměrné hodnoty.

Týdny gestace	10	20	30	40
Hmotnosti:				
Plod (g)	5	300	1500	3300
Placenta (g)	20	170	430	650
Plodová voda (g)	3	250	600	800
Děloha (g)	135	585	810	900
Prsní žláza (g)	34	180	360	405
Krev (g)	100	600	1300	1250
Extracelulární kapalina (g)				1200
Energetické zásoby tuku matky (g)				3500
Celkový přírůstek hmotnosti				cca 12000g

Tab.1: jednotlivé složky hmotnostního přírůstku v průběhu gravidity (Hyttén, Leitch 1969)

Na váhovém přírůstku v těhotenství se tedy podílí plodové vejce, které je tvořeno plodem, placentou a amniální tekutinou a těhotenské změny v těle matky (Kudela, 2004). Je patrné, že hlavní roli hraje břišní oblast (Jelen et al, 2002). Růst hmotnosti je způsoben přibýváním amniální tekutiny a růstem plodu (Trojan, 1999). Průměrná hmotnost plodů u chlapců je kolem 3200 g, u děvčátek je o něco nižší. Přírůstek na těle matky je zapříčiněn především růstem dělohy, zvětšením objemu prsních žláz, krve a ostatních orgánů a tkání. Na váhovém přírůstku těhotné ženy se podílí také retence vody, která vzniká vlivem steroidních hormonů, a to zejména estrogenů. V průběhu normální gravidity stoupne množství extracelulární tekutiny až o 4 l (Kudela, 2004). V menší míře se pak na přírůstku hmotnosti podílí zvýšení objemu intracelulární vody, tuků a bílkovin. Na bílkovinu připadá z celkového přírůstku hmotnosti 1000 g, z toho je 50 % transportováno do plodu a placenty a zbytek tvoří bílkoviny účastnící se kontrakcí dělohy, bílkoviny prsní žlázy, plazmy a hemoglobinu (Zwinger, 2004).

2.4.9.2 Těhotenského břicho

Během těhotenství způsobuje růst a vývin plodu a jeho okolí změny ve tvaru a velikosti těla matky. Profil břicha se mění s postupujícím růstem dělohy z pánve. Do konce I. trimestru se udržuje děloha v pánvi a její růst se na břišní stěně neprojevuje. Od 4. lunárního měsíce děloha vystupuje z pánve, přední stěnou přiléhá na močový měchýř a překrývá ho. Fundem začíná vyklenovat břišní stěnu nad symfýzou a zřetelně vytlačuje spodní stěnu břicha pod pupkem. V 7. lunárním měsíci dno dělohy sahá 2 prsty nad pupek a přední hrana už vytlačuje i krajinu pupku, přičemž do profilu

zasahuje i horní polovina linea alba nad pupkem. U prvorodiček s pevnou břišní stěnou se děloha stále udržuje pod úhlem asi 45° od vertikální roviny a v této poloze dosahuje v 9. měsíci hrudní kost (Kušová et al, 2001).

Dynamiku těchto tvarových dynamických změn dělohy zejména pohyb směrem vzhůru lze registrovat i fotograficky a rychlostní kinematografií (Jelen et al, 2002).

Vytahování horní poloviny břišní stěny má za následek také adaptaci okrajů hrudního koše a processus xiphoideus. To jsou místa úponu šlach přímých i šikmých břišních svalů a podle směru tahu při náporu dělohy se okraje dolní hrudní apertury vytahují směrem dopředu (Dráč, Křupka, 1992).

Břišní stěna se vpředu i po stranách pružně přizpůsobuje prostorovým nárokům dýchacích pohybů bránice a zvětšujícího se obsahu žaludku. Stejná adaptace nastává při naplňování močového měchýře. Změny tvaru břicha jsou dále ovlivněné kašláním nebo kýčáním, zvedáním břemene, pohyby střev při trávení, střevními plyny, defekací a pohyby plodu. Výkyvy jsou malé a připojují se k nim tlaky rostoucí dělohy (Jelen et al, 2002, Dráč, Křupka, 1992).

2.4.9.3 Tlak těhotné dělohy na přední stěnu břišní

Břišní stěna tvoří tzv. svalově-fasciální korzet udržující statiku trupu, zúčastňuje se při vyrovnávání těžiště při pohybu. Spolupůsobí při zachování statistiky páteře a celé postavy a zachovává během těhotenství schopnost práce a tělesného zatížení, kromě zvlášť namáhavých výkonů (Dráč, Křupka 1992).

Tlak na přední břišní stěnu v průběhu těhotenství způsobuje děloha svou zvětšující se hmotností v závislosti na objemu těla dělohy a na výšce fundu či vzdálenosti od symfýzy. Tato vzdálenost je v posledním měsíci gravidity asi 35 cm. Tlak působící na břišní stěnu se postupně vyvíjí od 4. lunárního měsíce až do konce gravidity. Struktury přední stěny břišní se tomuto tlaku přizpůsobují. Účinek tlaku směřuje především na přímé břišní svaly a břišní fascii. Ke konci gravidity tlak dělohy částečně postihuje i boční stěnu břicha a všechny svaly břišní stěny a jejich úpony jsou pod tlakem fundu dělohy. Ke konci těhotenství je břišní stěna vyklenutá ve formě polokoule - od symfýzy k mečovitému výběžku a od laterálních okrajů bederních svalů směrem mediálním s maximem okolo pupku (Dráč, Křupka 1992). Tlak dělohy

na přední stěnu břišní je silně ovlivňován a prohlubován vzpřímeným držením těla těhotné ženy (Kušová et al, 2001).

Také v závislosti na pohybové činnosti (chůze, pracovní činnost, tanec) těhotné, kýčání a kašláni a dále v souvislosti s interakcí těhotné s okolím (např. nárazy při interakci s okolními cestujícími v dopravních prostředcích a zejména při nehodách) se výrazně mění intraabdominální a intrauterinní tlak (Jelen et al, 2002).

Zvětšená děloha nadměrně napíná přední břišní stěnu ve všech jejích vrstvách, což vede ke vzniku pajizévek – strií na kůži a k nedostatečnosti břišního svalstva (Paul 1994, Fast, 1990).

2.4.9.4 Základní antropometrické parametry

V průběhu těhotenství se mění proporce těla. K významným změnám dochází zejména v oblasti pupku, kde narůstá umbilikální obvod z průměrných 76,8 na 101,5 cm, obloukovitá vzdálenost processus xiphoideus - pupek z 19 na 26 cm. Hmotnost těhotenského břicha lze kalkulovat na cca 6 kg. Zvětšují se také průměrné hodnoty obvodu boků z 98,1 na 103,9 cm, obvody stehen z 57,4 na 60,1 cm, obvod paže z 26,9 na 27,4 cm, předloktí z 23,4 na 24,7 cm. Tyto změny závisí na somatotypu, kde hlavní roli hraje tělesná výška a hmotnost (Doležal et al, 1974).

2.4.9.5 Změny rozložení hmotnosti segmentů těla a jejich momenty setrvačnosti

Celková hmotnost matky a plodu je během těhotenství pravidelně monitorována, ale je známo jen málo o změnách a rozložení hmotnosti mezi segmenty těla a v rámci těchto segmentů (Kušová et al, 2001).

Během těhotenství se podstatně zvyšuje tělesná hmotnost a její rozložení, tím se mění také hmotnost jednotlivých segmentů těla. Hmotnosti jednotlivých segmentů se ale zvětšují nerovnoměrně. Distribuce tělesné hmoty je závislá na tom, které tkáně jsou v tom určitém trimestru nejvíce postižené. V I. a II. trimestru dominují tkáně matky – zvětšuje se objem krve, zásoby bílkovin a tuku. V III. trimestru jde spíše o produkty početí – plod, amniová tekutina a placenta. Bylo zjištěno, že ve srovnání s horním trupem je přírůstek hmotnosti v oblasti dolního trupu přibližně 5 x větší a momenty setrvačnosti spodní části trupu až 10 x větší. Průměrný poměr zvýšení hmotnosti spodní části trupu je asi 0,29 kg za týden. Poměrně velké změny setrvačnosti spodní části trupu

by mohly vést ke změnám mezisegmentálních momentů během pohybů. Svaly jsou při pohybu nuceny vynaložit větší výstupní svalovou sílu, aby překonaly větší momenty sil a to by v některých případech mohlo vést k bolesti incidujícího kloubního spojení (např. kyčelní klouby, klouby Lp) (Paul, 1996). Znalost rozdílů setrvačností segmentů jednotlivce by mohla vést k lepšímu pochopení toho, jak jsou ovlivněny pohyby během těhotenství (Jensen, 1996).

2.4.9.6 Změna pozice těžiště těla a zajištění rovnováhy

Těžiště lidského těla se nachází před druhým sakrálním obratlem uprostřed mezi oběma kyčelními klouby (Jelínek, 2001). Při naklonění dělohy ventrálním směrem a při postupném zvětšování její hmotnosti i sklonu nastává posun těžiště ženské postavy v graviditě ve vzpřímeném postoji směrem dopředu (Fries, 1943, Drač, Křupka 1992).

Změna rozložení hmotnosti způsobená těhotenstvím a tím posun těžiště těla dopředu může zvýšit riziko ztráty rovnováhy. Při činnostech, při kterých je průmět těžiště celého těla posunut dopředu, tak tedy vzrůstá tendence k pádům (Cinglová, 2002, Dunning, 2003). Těhotné ženy ve III. trimestru si často stěžují na zvýšené potíže při dosahování na vysoké police nebo čištění oken, v důsledku nestability a ztráty rovnováhy. V období těhotenství jsou proto pro zajištění rovnováhy nezbytné posturální změny (Kušová et al, 2001). Posturální chování, ke kterému těhotné ženy přecházejí při klidném stoji na místě, musí zachovávat rovnováhu obratlových a kyčelních kloubů. V těhotenství narůstající hmotnost břicha zvyšuje moment flexe působící na obratlové a kyčelní klouby. K udržení rovnováhy pak musí žena buď omezit moment flexe snížením aktivity m. iliopsoas nebo úměrně zvětšit moment extenze zvýšenou aktivitou PV svalů a posunem horní části trupu dorzálně (Moore, 1990, Paul, 1996). Výsledná mechanická dysbalance mezi břišními svaly, které jsou vlivem zvětšené dělohy prodlouženy a oslabeny, a hyperaktivními PV svaly pak může vést k bolestem zad (Paul, 1994, Fast et al. 1990).

2.4.9.7 Zakřivení páteře

Na postavení páteře během těhotenství mají různí autoři rozdílné názory.

Výsledky studie Kovalčíkové (1990) ukázaly, že v průběhu těhotenství dochází k naklonění pánve vpřed a ke zvětšení krční a bederní lordózy, jež se v období

po porodu a po šestinedělí opět zmenšují. To potvrzuje také studie Franklina et al. (1998), jejíž výsledky ukázaly zvýšení bederní lordózy a zvětšení naklonění pánve dopředu v průběhu těhotenství. Také podle výsledků studie Otmana et al. (1989) se bederní lordóza během gravidity zvětšuje a v období po porodu opět zmenšuje. Stejně tak Bullock et al. (1987) našli ve své studii zvýšení bederní lordózy během těhotenství. Výsledkem studie, kterou provedl Dumas et al. (1995), bylo rovněž zvýšení bederní lordózy během těhotenství, přičemž kyfóza Thp zůstala nezměněna. Rovněž Moore et al. (1990) ve své studii zjistili, že se kyfóza Thp v průběhu těhotenství nemění, naopak však došli k závěru, že v průběhu těhotenství dochází k oploštění Lp následované prohloubením bederní lordózy 6 týdnů po porodu. Zvětšení bederní lordózy po porodu bylo zjištěno také ve studii Snijderse a kol. (1976). Ostgaard et al. (1993) ve své studii nenalezli žádnou významnou změnu na křivce Lp. To potvrdila také Kušová (2004), jejíž experiment ukázal, že se křivky páteře během těhotenství ani po něm významně nemění.

2.5 Zatížení muskuloskeletálního systému v těhotenství

Během těhotenství dochází ke zvýšenému zatížení muskuloskeletálního systému, které je podmíněno hormonálními (změny pojivových tkání) a biomechanickými změnami (Fast, 1990). Rostoucí těhotná děloha svou zvyšující se hmotností působí biomechanicky tlakem fundu na břišní stěnu, která je tak rozpínána, tlakem dolního děložního segmentu opačným směrem - na m. iliopsoas, a tahem za lig. rotundum, lig. cardinale a pánevní fascie. Vlastní pánevní vazy, hlavně ligg. sacroiliaca a vazy symfýzy, jsou místy přetížené. V intimách lze nahmatat citlivá lig. rotunda (Dráč, 1996, Křupka, 1996). Výrazně se mění velikost a rozložení zátěže působící na páteř, která je více mechanicky namáhána (Moore et al, 1990). V těhotenství je tak velká zátěž kladena na vazivová spojení páteře a PV svaly, jejichž aktivita vyrovnává posunuté těžiště těla, přičemž se zvyšuje jejich únavnost hlavně v bederní a hrudní oblasti (Dráč, 1996, Křupka, 1996). Výsledkem mohou být obtěžující pocity až bolesti v oblasti zad, které se vyskytují u celé poloviny těhotných žen (Heckman, 1994). Tím se omezuje pracovní výkonnost těhotné ženy během druhé poloviny těhotenství (Dráč, Křupka,

1992). Kromě toho se vyskytují změny vhodnosti (přizpůsobení se) uspořádání pracovního místa (Paul, 1996).

2.5.1 Muskuloskeletální potíže

V důsledku zvýšeného zatížení muskuloskeletálního systému během těhotenství, může dojít ke vzniku funkčních poruch a subjektivních potíží (Paul, 1994). Poruchy pohybového ústrojí, které vznikají a postupně narůstají během gravidity, mohou mít ale svůj původ také ve změnách vzniklých již před otěhotněním (Křupka, Dráč 1996). Výchozí situace je totiž u každé ženy jiná, neboť závisí od somatické typologie, stupně osobní trénovanosti i odolnosti, intenzity hormonálních změn a jejich vlivu na svaly a vazy, ale i způsobu zatěžování v pracovním i mimopracovním životě. Významnou úlohu hrají také kongenitální anomálie a získané abnormity, stavy po úrazech a operacích břišní stěny a rozvoj svalových dysbalancí (Křupka, Dráč, 1994). To, zda vzniknou muskuloskeletální potíže nebo ne, nebo zda se zhorší, závisí také na rovnováze mezi zatížením a schopností muskuloskeletálního systému snášet toto zatížení s následnou úplnou regenerací systému (Paul 1994).

V průběhu těhotenství se vyskytují bolesti v oblasti zad, pánve, kloubů DKK, třísel, břicha i prsů. Nepříjemný je pocit tlaku v DKK způsobený venostázou včetně bolestivých křečí v lýtkách a později tranzitorních kotníkových otoků. Mohou se objevit také interkostální bolesti a bolesti v HKK (Čepický, 2003, Roztočil, 2001, Dráč, Křupka, 1996).

Při dlouhodobém trvání nevhodných podmínek nebo při opakovaných graviditách se mohou z funkčních reparabilních změn vyvíjet změny trvalé, léčbou těžko ovlivnitelné. Je tedy nezbytná aktivní účast ženy v prevenci v období přípravy na těhotenství, v jeho průběhu a po jeho skončení (Křupka, Dráč, 1996). Ukázalo se, že ženy, které mohly navštěvovat hodiny péče o záda v raném těhotenství, včetně ergonomických rad o příznivých pracovních polohách (držení těla) a technikách zvedání, měly nižší výskyt subjektivních muskuloskeletálních potíží než ženy, pro které tyto hodiny nebyly dostupné (Paul, 1994).

2.5.1.1 Bolesti zad v těhotenství

Bolesti v zádech během těhotenství jsou velmi častým problémem. Více než polovina všech těhotných žen má problémy se zády, někteří lékaři uvádějí 70 – 80 % (Anastasi, 1996). Bolest je nejčastěji distribuována do oblasti sakrální, lumbosakrální, lumbální a cervikothorakální (Cinglová, 2002, Kušová et al, 2001). Časté jsou také různé nepříjemné pocity a bolesti v oblasti SIS (Čepický, 2003). Intenzita bolestí zad však bývá odlišná u žen, které měly bolesti již před těhotenstvím a žen, u kterých bolesti začaly až v těhotenství. Také mladé ženy mívají intenzivnější bolesti než starší ženy. Bolesti v zádech během těhotenství způsobují omezení aktivity a handicap (Kušová et al, 2001).

Mnoho žen zaznamenává také diskomfort a/nebo bolesti zad během noci rušící jejich spánek, zapříčiněné insuficiencí vaskulárního systému. Pokud žena spí převážnou část noci v pozici vleže na zádech, dochází k obstrukci dolní duté žíly a aorty zvětšenou dělohou. To spolu s inadekvátním kolaterálním cévním oběhem a sníženým krevním tlakem vede k venostáze. Snížený odtok neokysličené krve vede k poklesu saturace kyslíkem a může vést k hypoxémii a sníženému metabolickému zásobení neurálních struktur, které se projeví jako bolest (Fast, 1989, 1992).

2.5.1.2 Edémy

Otoky DKK se objevují u většiny těhotných, zhoršují se během dne, ráno obvykle mizí nebo se alespoň zlepšují. Časté jsou i otoky rukou (což příležitostně může být provázeno parestéziemi) (Čepický, 2003).

2.6 Pohybová aktivita v těhotenství

Všechny výše uvedené změny mohou ovlivnit pohyby během těhotenství. Veškerá pohybová činnost gravidních žen je odpovídajícím způsobem modifikována. Zvětšení tělesných obvodů zejména na břicho a zvětšení tělesné hmotnosti znesnadňují tělesnou aktivitu těhotné (Jelen et al, 2002). Změny tvaru, velikosti a momentu setrvačnosti jednotlivých segmentů těla matky ovlivňují její lokomoci (Jensen, 1996). Také v souvislosti se změnami distribuce krve, která se v rámci termoregulace zvýšenou měrou dostává do oblasti kožní, se mění strategie pohybové aktivity těhotných

ve smyslu redukce (Doležal, Figar, 1965). Při fyzické námaze se průtok krve fetoplacentární jednotkou snižuje následkem redistribuce krve do svalů. U zdravé matky a zdravého plodu mírná až středně těžká fyzická práce vývoj plodu neovlivňuje (Zwinger, 2004).

Byly zkoumány vlivy těhotenství na pohyby matky a ukázalo se, že nejobtížnějšími úkoly je zvedání předmětů ze země, práce u psacího stolu, řízení vozidel, chůze do schodů a nastupování a vystupování z auta. Mezi nejběžnější omezující faktory patří bolesti v zádech, únava, nestabilita (Kušová et al, 2001).

Změny tělesných rozměrů a tíhových sil jednotlivých segmentů mohou omezovat vynakládání svalové síly a rozsah pohybů páteře během těhotenství. Lateroflexe, rotace a zejména flexe trupu během těhotenství systematicky klesá a tato změna se přičítá prostorové překážce způsobené vyčníváním břicha (Gilleard, 2002). Během těhotenství je schopnost vstát ze sedu bez opření o ruce snížena kvůli prodloužení břišních svalů, které tak nemohou zajistit optimální stabilitu při tomto úkonu (Fast, 1990). Svaly tvořící dno pánevní musí odolávat stále větší tíze dělohy, proto je zvedání a nošení těžkých břemen nevhodné. Nevhodná jsou také švihová cvičení a hyperextenze (Cinglová, 2002). Vlivem relaxinu totiž dochází k přeměně struktury kolagenu, který pak snižuje pevnost pojivové tkáně, zvyšuje její elasticitu, činí ji tedy méně tuhou a umožňuje její roztahání (Weiss et al, 1984, Calguneri, 1982). Může tak dojít k oddělování a pohybům zejména v pevných spojích pánevního pletence, ale také k uvolnění kloubů páteře a periferních kloubů končetin, což se projeví zvýšenou kloubní pohyblivostí (hypermobilitou) (Cinglová, 2002, Collington, 1996). Zvýšený rozsah pohybu v kloubu může snížit stabilitu kloubu, což může být kompenzováno trvalou kontrakcí svalů v okolí kloubu (Paul, 1994).

2.6.1 Chůze v průběhu těhotenství

Chůze v průběhu těhotenství bývá v literatuře často popisována jako „kolébavá“ nebo „kachní“ o široké opěrné bázi, se špičkami nohou vytočenými zevně, s poklesem pánve na straně švihové DK a kompenzační lateroflexí trupu ke straně stojné DK (Kudela, 2004), (Foti et al, 2000).

Iersel a Mulley (2004) však s označením „kolébavá“ či „kachní“ chůze nesouhlasí, považují je za nepřesné, zavádějící a tedy klinicky nepoužitelné. Dle těchto pánů se opravdová kolébavá chůze objevuje pouze u ptáků (kachen) a je způsobena anatomickým poměrem rozměrů trupu a nohou. Kachny totiž mají poměrně široké tělo a krátké nohy, proto je pro ně při chůzi obtížné dostat nohu pod těžiště těla a musí vychýlit trup do strany. Tento způsob vychylování trupu vytváří obraz typického kolébání. U lidí se tedy tento typ chůze vzhledem k anatomickým poměrům nemůže vyskytovat. Přesto u těhotných žen dochází v průběhu gravidity k určitým změnám v jejich stereotypu chůze. Následuje přehled studií, které se právě touto problematikou zabývají.

Atkinson (1999) provedl srovnání 3D analýzy chůze jedné těhotné a jedné netěhotné ženy za pomoci video záznamu. K tomu byla použita kamera Soni Hi-8, která snímala označené body na tělech obou žen. Na subjektech byl pomocí markerů označen acromion, nejdistanější žebro, trochanter major, epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis a pupek. K vyhodnocení byl použit program Motion Capture software a Motion analysis. Výsledky ukázaly, že nejsou velké rozdíly mezi těhotnou a netěhotnou ženou v zakřivení Lp (maximální rozdíl byl 10°), v rychlosti chůze, ani v rozsahu flexe a extenze v kyčelním kloubu.

Bird et al. (1999) sledovali chůzi u 25-ti těhotných žen na začátku gravidity. Výsledky této studie ukázaly rozšíření opěrné báze v průběhu těhotenství.

Butler et al (2006) ve své studii zkoumali změny chůze v průběhu těhotenství, schopnost udržet rovnováhu a to, zda pády během těhotenství souvisí se sníženou posturální stabilitou. Během těhotenství totiž téměř ¼ žen utrpí nějaký pád, což je srovnatelné s osobami, kterým je 65 let a více. Této studii se zúčastnila skupina 12-ti těhotných žen v průměrném věku 31 let a kontrolní skupina 12-ti netěhotných žen stejného průměrného věku. V 11. - 14. týdnu, v 19. - 22. týdnu, 36. - 39. týdnu těhotenství a 6 - 8 týdnů po porodu byla provedena 3D analýza chůze pomocí systému pro sledování pohybu za použití markerů nalepených na těle. Markery byly umístěny na definovaných místech na trupu, pánvi a na HKK a DKK. Ženy byly zainstruovány jít přirozenou chůzí dle vlastního pohodlného tempa. Poté byla pozorována jejich posturální stabilita při stoji pomocí dynamometrické desky Kistler snímající interakční síly chodidla s podložkou, na které ženy klidně stály po dobu 30 nejprve s otevřenými a

pak se zavřenýma očima. Sledované parametry chůze v porovnání s hodnotami kontrolní skupiny zůstaly během těhotenství relativně nezměněny. Nicméně se podstatně zvětšila extenze kyčelního kloubu a flexe kolenního kloubu na konci stojné fáze (spojená s větším momentem extenze kolenního kloubu mezi polovinou a koncem stojné fáze). Dále se v porovnání s kontrolní skupinou zvětšila dorzální flexe hlezenního kloubu na konci stojné fáze ($p < 0.05$). Během těhotenství také vzrostl moment extenze kyčelního kloubu na začátku stojné fáze, stejně jako se zvětšila addukce a vnitřní rotace kyčelního kloubu ($p < 0.05$). Výsledky neukázaly žádné rozdíly v šířce báze a v postavení trupu během chůzového cyklu. Rychlost chůze se od 1. do 3. trimestru postupně zvyšovala spolu se zvětšující se délkou kroku ($p < 0.05$). Nebyly nalezeny žádné rozdíly v posturální stabilitě mezi kontrolní skupinou a ženami v 1. trimestru těhotenství. Nicméně posturální stabilita při stoji se zavřenýma očima byla u žen ve 2. a 3. trimestru v porovnání s kontrolní skupinou snížena a zůstala nízká i v období 6 – 8 týdnů po porodu. Navíc se tento rozdíl s postupujícím těhotenstvím zvětšoval. Každá žena také kromě těchto měření vyplňovala dotazník, kde odpovídala na otázky ohledně utrpených pádů a ohledně bolestí spojených s graviditou, které těhotná měla v posledních 3 měsících. Zatímco 25 % žen utrpělo během těhotenství pád, v kontrolní skupině za poslední rok neupadl ani jeden proband. Počet a intenzita bolestivých potíží spojených s těhotenstvím byl největší ve 2. a 3. trimestru, k nejběžnějším lokalizacím bolesti patřila oblast Lp, kyčelní a kolenní klouby, kostrč a oblast Thp.

Foti et al. (2000) ve své studii pozorovali chůzi 15-ti těhotných žen v průběhu druhé poloviny 3. trimestru a 1 rok po porodu. Vybrané sledované parametry chůze byly získány pomocí systému pro 3D analýzu pohybu a dynamometrické desky a následně byly porovnány pomocí párového testu. Sledovali rychlost a rytmus chůze, časování chůze, délku kroku, šířku opěrné báze, postavení a pohyblivost pánve, rozsahy pohybu v kloubech DKK a jejich momenty setrvačnosti. Nenalezli žádné změny v rychlosti chůze, délce kroku nebo rytmu chůze. Stejně tak se příliš nezměnila ani šířka opěrné báze, pohyblivost pánve a postavení v hlezenním kloubu ($p > 0.05$). Nicméně anteriorní sklon pánve v průběhu těhotenství vzrostl v průměru o 4° , ačkoli byly mezi jednotlivými ženami značné individuální rozdíly (od zvětšení o 13° po zmenšení o 10°). Toto naklopení pánve vpřed v průběhu těhotenství je pravděpodobně způsobeno

zvětšením tělesné hmotnosti v oblasti pupku. Dále došlo k podstatnému zvětšení flexe a addukce kyčelního kloubu. Vzrostl maximální extenční a abdukční moment v kyčelních kloubech a maximální moment plantární flexe v hlezenním kloubu. Ke zvětšení addukce kyčelního kloubu nejspíš došlo z důvodu udržení plosky nohy pod tělem a tak k optimalizaci opory. Zvětšení tělesné hmotnosti také zřejmě vede ke zvětšení abdukčního momentu. Z těchto zjištění můžeme usuzovat, že v průběhu těhotenství jsou při chůzi zvýšené požadavky na abduktory a extensory kyčelních kloubů a na plantární flexory hlezenních kloubů. Mimo to bylo také zjištěno, že došlo k prodloužení fáze dvojí opory a zkrácení fáze švihové ($p < 0.05$).

Golomer et al. (1991) hodnotili chůzi s břemenem a bez něj u skupiny 10-ti těhotných žen a na kontrolní skupině 20-ti netěhotných žen stejného průměrného věku. Zaznamenávali rychlost a rytmus chůze, délku kroku a charakteristiky interakce nohy s podložkou při chůzi. Výsledky ukázaly, že rychlost chůze gravidních žen se během těhotenství nezávisle na nošení břemene nemění. Rytmus chůze byl u skupiny gravidních žen rychlejší a délka kroku se s postupujícím těhotenstvím zkrátila. Při chůzi s břemenem se délka kroku významně nezměnila.

Lymbery a Gilleard (2005) pozorovali pomocí 8-mi kamerového systému pro 3D analýzu pohybu změny chůze a interakční síly nohy s podložkou na konci těhotenství a po porodu. Provedli měření na 13-ti těhotných ženách v 38. týdnu gravidity a 8 týdnů po porodu. Zjistili větší šířku opěrné báze na konci těhotenství. Mediolaterální reakční síla s podložkou směrem mediálním vzrůstala. Působíště tlaku (Center of Pressure - COP) se přesunulo mediálně a lehce anteriorně.

Nyska et al. (1997) ve své studii sledovali změny rozložení tlaku na plosce nohy v průběhu těhotenství. 28 zdravých těhotných žen v průměrném věku 28 let bylo v 38. týdnu gravidity klinicky vyšetřeno a pomocí speciálního elektronického zařízení (EMED-SF systém) bylo zjištěno statické (při stoji) i dynamické (při chůzi) rozložení tlaku na plosce nohy. 28 netěhotných žen v průměrném věku 25 let tvořilo kontrolní skupinu. Plantární tlaky hodnotili v oblasti zánoží, středonoží, mediálního, středního a laterálního přednoží a v oblasti prstců. Při statickém měření (při stoji) měly těhotné ženy podstatně nižší tlak v oblasti přední části nohy a vyšší tlak v oblasti zadní části nohy než netěhotné ženy. V dynamickém měření (při chůzi) byla maximální síla chodidla s podložkou u těhotných žen podstatně větší téměř ve všech sledovaných oblastech

nohy. Také celková síla působící na podložku v okamžiku maximální síly všech sledovaných oblastí během celého kroku byla vyšší u skupiny těhotných žen. Kontaktní čas v oblasti mediální části přednoží se u těhotných žen mírně zkrátil, zatímco ve všech ostatních oblastech došlo k jeho prodloužení. Celková kontaktní plocha byla u těhotných o 8 % větší než u kontrolní skupiny. Na mediální straně přední části nohy byl zjištěn v době kontaktu nohy s podložkou mírný pokles maximální síly a tím tedy i nižší tlak. Naopak v oblasti střední části nohy a na laterální straně přední části nohy došlo u těhotných žen ke zvýšení tlaku. Na základě výsledků této studie lze tedy říci, že těhotné ženy mají rozdílný stereotyp chůze. Dochází ke zvýšenému zatížení na laterální straně nohy a v zadní části nohy. Tyto změny mohou být zodpovědné za muskuloskeletální potíže spojené s těhotenstvím, jako jsou např. bolesti DKK.

Studie Osmana et al. (2002) se zúčastnily 4 těhotné ženy v různém stadiu gravidity a 4 ženy po porodu. U každé ženy byla provedena 3D analýza chůze za pomoci systému Peak Motus 2000 a kamery Panasonic CCTV, která snímala reflexní značky na jejich těle během chůze. Byla také hodnocena aktivita PV svalů v oblasti Lp (L4/5) pomocí EMG. Dále byla sledována poloha působíště tlaku (Centre of Pressure - COP) a byla měřena velikost interakčních sil chodidla s podložkou působících ve 3 směrech (vertikální, boční a předozadní směr) pomocí dynamometrické desky Kistler. Poté bylo provedeno srovnání těchto parametrů u těhotných žen a žen po porodu. Šířka opěrné báze se s postupujícím těhotenstvím zvětšovala. V průměru šířka báze vzrostla z 0,168 m v 1. trimestru na 0,350 m v 3. trimestru, což odpovídá vzrůstu téměř o 50 %. Mediolaterální komponenta reakční síly s podložkou se s postupujícím těhotenstvím podstatně zvýšila až na 15 % hmotnosti těla.

Studie, kterou provedli Pettus et al. (2006), ukázala velmi dobrou adaptaci chůze těhotných žen na změny, ke kterým dochází v průběhu gravidity (zejména zvětšení tělesné hmotnosti a posun těžiště těla vpřed). Zúčastnila se jí skupina těhotných žen, skupina netěhotných žen s vakem připevněným k přední části trupu o hmotnosti 13,6 kg simulujícím těhotenské břicho, a kontrolní skupina netěhotných žen. Byla sledována rychlost chůze, délka kroku, šířka opěrné báze a postavení a pohyblivost pánve během chůze. Výsledky ukázaly, že těhotné ženy a ženy s připevněným vakem simulujícím těhotenské břicho mají v porovnání s netěhotnými ženami nižší rychlost chůze. Délka kroku zůstala v průběhu těhotenství nezměněna a byla srovnatelná s délkou kroku

netěhotných žen. Těhotné ženy a ženy s připevněným vakem simulujícím těhotenské břicho měly v porovnání s netěhotnými ženami větší šířku opěrné báze. Výsledky dále ukázaly, že u těhotných žen došlo v průběhu těhotenství k většímu naklopení pánve vpřed, zatímco u žen s připevněným vakem simulujícím těhotenské břicho se naopak toto naklopení zmenšilo. Ženy s připevněným vakem simulujícím těhotenské břicho měly také menší rozsah pohybu pánve než těhotné i netěhotné ženy. Tyto rozdíly mezi jednotlivými skupinami žen tedy poukazují na odlišnost v přizpůsobování těla na přírůstek hmotnosti vlivem těhotenství oproti přírůstku hmotnosti z jiných příčin (např. obezita).

Šviantková (2005) ve své diplomové práci měřila interakční charakteristiky nohy s podložkou u 5-ti těhotných žen ve 12. - 17. týdnu a v 36. týdnu gravidity. Její výsledky ukázaly zvýšení maximální síly v oblasti pat a naopak snížení maximální síly chodidla s podložkou působící ve směru vertikálním v oblasti středonoží.

Tětková (2004) se ve své diplomové práci zabývala vytvořením 3D digitálního modelu plosky nohy. Výsledky skupiny 4 těhotných žen testovaných ve 3 periodách (v 6. - 8. týdnu těhotenství, v 34. - 38. týdnu těhotenství a po skončení šestinedělí) neukázaly žádný společný trend vlivu těhotenství na tvar plosky nohy.

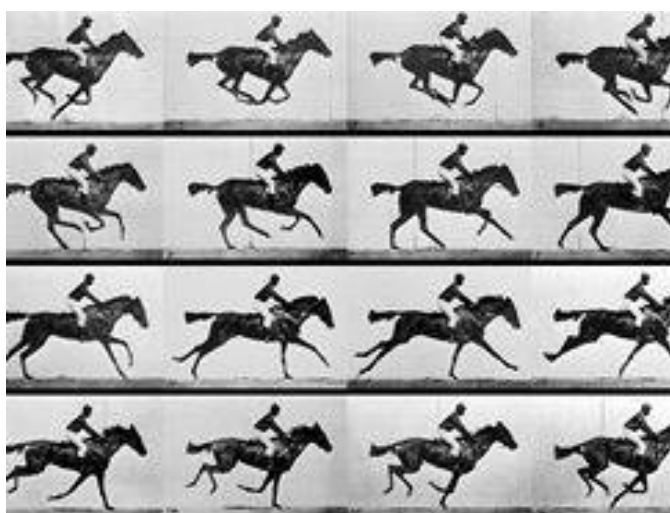
Wu et al. (2004) ve své studii zkoumali vliv těhotenství na rotaci v oblasti Thp a pánve během chůze. Pomocí neoprenových pásů s upevněnými IR diodami, které byly umístěny na hrudníku v úrovni 6. žebra a na pánvi v úrovni SIPS, sledovali u skupiny 12-ti těhotných a kontrolní skupiny 13-ti netěhotných žen rotace pánve a hrudníku při chůzi na běžeckém pásu. Porovnávali absolutní hodnoty rotací a sledovali maximálně dosaženou rychlost. Shledali, že rychlost chůze, kterou těhotné ženy subjektivně označují jako pohodlnou, se podstatně snížila v porovnání se skupinou netěhotných. Rovněž maximální rychlost chůze, které byly těhotné ženy schopné dosáhnout, byla nižší než u netěhotných žen. Také amplitudy rotace pánve a Thp se u těhotných žen s porovnáním s kontrolní skupinou netěhotných žen poněkud snížily s malými individuálními odchylkami. Tyto odchylky nekorelovaly s týdny těhotenství ani s rozdíly v rychlosti chůze.

2.7 Analýza pohybu

Dnes jsou pro objektivizaci některých parametrů během pohybu nejčastěji používány 2 základní měřicí systémy, jsou to elektrogoniometry a obrazový záznam pohybu (Jelínek, 2001).

2.7.1 Obrazový záznam pohybu

Eadweard Muybridge byl britský fotograf, který v roce 1877 vytvořil první pseudozáznam pohybu pomocí série fotografií. Muybridge rozložil fotograficky běh koně na jeho pohybové fáze (viz. obr. 11). Užíval při tom 24 fotografických přístrojů rozestavených v pravidelných vzdálenostech podél dráhy, po které kůň běžel. Mechanismus jejich uzávěrek byl spojen s tenkými provázky, napjatými asi decimetr nad půdou. Běžící kůň je kopyty přetřáhal a uváděl tak uzávěrky do činnosti. Zachytil tak tisíce fotografií rozkládajících různé pohyby zvířat i lidí. Pro promítání zachycených snímků na plátno vyvinul přístroj nazvaný Zoopraxiscope (1879) (Wikipedia, the free encyclopedia [online]).



Obr. 11: 1. pseudozáznam pohybu (Wikipedia, the free encyclopedia [online])

Dnes k obrazovému záznamu pohybu slouží hlavně video systémy využívající jednu či více videokamer ke sledování značek (tzv. markerů – pasivních či aktivních) umístěných na určitá, pro měření důležitá místa na těle vyšetřované osoby. Tyto značky mohou být např. diody (LED) emitující infračervené světlo (IR) nebo pevné ocelové

plíšky pokryté reflexní páskou. Video systém zaznamenává polohu horizontálních a vertikálních souřadnic každé značky a to každou z kamer. U tří dimenzionálních systémů (3D) počítačový program vypočítá 3D souřadnice pro každou značku založené na 2D datech z dvou či více kamer a ze známé polohy kamery (Jelínek, 2001).

K získání 3D pohybů musí být každý tělní segment označen nejméně třemi značkami (ty vytvoří rovinu procházející skrze tělní segment). Dále by měla být definována centra kloubů, což jsou body či osy, kolem kterých je určitý pohyb uskutečňován (Jelínek, 2001).

Vliv na výsledek záznamu má mimo jiné použitý typ markerů na člověku. Hlavní výhodou systému pasivních markerů je užívání lehkých reflexních značek bez potřeby užití elektrických kabelů nebo baterií. Infračervené diody (IR LED) okolo čočky každé kamery vysílají impulsy IR záření, které je odraženo od značek na těle člověka zpět do čoček kamer. Na čočkách kamer jsou užity IR filtry a práh citlivosti systému je nastaven tak, aby zachytával blýskající se značky, zatímco méně zářící objekty v pozadí jsou potlačeny. Při pasivní povaze značek musí být trajektorie každé značky identifikovatelná díky jakési „jmenovce“ značky a její stopa sledována v průběhu celého testu. Při zmizení značky z dohledu kamery či při překřížení jejich drah může dojít k neidentifikovatelnosti značky. Velkou prací sice dělá vysoce náročný a specializovaný software pro sledování stopy značky, nicméně někdy je potřeba zásah uživatele. Možné slučování značek v pohledu různých kamer klade jistá omezení na to, jak hustě mohou být značky umístěny (Jelínek, 2001).

Uspořádání laboratoře pro analýzu pohybu pomocí video systémů vždy bývá kompromisem mezi optimálním umístěním kamer a dostupným prostorem. Následuje pár zásad, kterými by se měl uživatel řídit: nesnažit se vyjít jen se dvěma kamerami, jelikož někdy není možné umístit je tak, aby byly dobře viditelné vždy všechny značky z obou kamer, úhel mezi dvěma kamerami by měl být větší než 45° , při menších úhlech je určování 3D souřadnic značek méně přesné, vyhnout se umístění kamer na rušná místa, kde by mohlo dojít k náhodnému střetu s kamerou po její kalibraci, pokusit se vyhnout emítaci světla z jedné kamery přímo přes místnost do jiné kamery. Poslední dva problémy lze minimalizovat montáží kamer na zdi či na strop, kde je sníženo riziko nárazu a sklonem pohledu kamer také minimalizovat riziko oslnění světlem z jiných kamer (Jelínek, 2001).

Je otázkou, jak si tyto systémy poradí s jemnými odchylkami v pohybu. Jde o to, zda citlivost těchto systémů je natolik vysoká, aby zaznamenala rozdíl v trajektoriích značek umístěných např. na pánevních kostech při měření pohybu pánve při chůzi (Jelínek, 2001).

Pro základní analýzu pohybu je výchozím údajem určení těžiště těla, těžiště jednotlivých segmentů těla a charakteristika působení gravitačních sil (Dylevský, 2000).

2.7.2 Těžiště těla a stabilita

Lidské tělo je článkované, segmentované a nehomogenní těleso. Působí na něj tři síly: gravitace, síla svalů a tzv. "třetí síla" (nárazy, deformační síly apod.) (Dylevský, 2000). Těžiště těla je myšlený bod, do nějž umísťujeme tíhovou sílu. Poloha těžiště těla zobrazuje rozložení jeho hmotnosti. Její definice vychází z nulového součtu statických momentů dílčích hmotností k poloze těžiště těla (Skripta PBPK [online]).

V průběhu ontogenetického vývoje (do dospělosti) se těžiště posouvá níže (kojenci a batolata = větší hlava v porovnání s trupem a končetinami). Je-li tělo v klidu v základním anatomickém postoji (stoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed), leží těžiště dospělého jedince ve střední čáře ve výši 2. - 3. křížového obratle, asi 4 – 6 cm před přední plochou obratlových těl. Ženy mají těžiště oproti mužům umístěno asi o 1 – 2 % níže, vzhledem k větší hmotnosti dolní poloviny těla a rozdílným rozměrům pánve (Dylevský, 2000, Skripta PBPK [online]). Vyjádřeno procentuálně leží těžiště těla v 55 – 57 % výšky postavy, měřeno od země (McGinnis, 1999).

Také jednotlivé části (segmenty) mají svá těžiště. Těžiště horní končetiny leží ve středu loketního kloubu. Předloktí s rukou má těžiště na hranici distální a střední třetiny délky předloktí, těžiště ruky leží v hlavici 2. záprstní kosti. Těžiště dolní končetiny je 6 – 10 cm nad šterbinou kolenního kloubu. Těžiště bérce a nohy je ve střední třetině délky bérce a noha má těžiště na vnitřním okraji, mezi člunkovou kostí a 2. klínovou kostí. Těžiště hlavy a trupu se promítá na přední plochu Th11. Samotná hlava má těžiště na předním okraji tureckého sedla a izolovaný trup na předním obvodu těla L1 (Dylevský, 2000).

Při každé změně polohy končetin, hlavy a trupu se mění nejen poloha těžiště příslušného segmentu, ale i umístění těžiště celého těla. Těžiště těla tedy nemá stálé

místo, jeho poloha se stále mění – osciluje podle pohybu jeho jednotlivých částí. Celkové těžiště těla se tak nemusí v průběhu pohybu nacházet uvnitř těla (Dylevský, 2000, Skripta PBPK [online]).

Těžnice je přímka procházející těžištěm. Padá-li těžiště do středu opěrné báze, která má ve vzpřímeném stoji tvar lichoběžníku, jehož hranice tvoří vnější hrany chodidel, spojnice pat a spojnice hlaviček metatarzů, je tělo ve stabilní a rovnovážné poloze (Véle, 2006). Poloha těžiště a průběh těžnice tedy rozhoduje o stabilitě těla v jednotlivých postojích a polohách (Skripta PBPK [online]). Jakákoli nestabilní poloha vyžaduje silovou korekci, tj. aktivní svalové úsilí a tím také příslušnou spotřebu energie. Stabilita těla se zvyšuje zvětšením hmotnosti těla, snížením těžiště, zvětšením podpěrné plochy a fixací jednotlivých tělních segmentů, tj. především fixovaným postavením kloubů (Dylevský, 2000).

2.8 Analýza chůze

Schopnost kráčet vzpřímeně je charakteristickým znakem člověka (Jelínek, 2001). Pozorovateli připadá chůze jako jednoduchý alternující pohyb, při jeho analýze však zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku (timing). Tento složitý pohybový úkon zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k patě, a tím se přizpůsobuje složitému tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá (Véle, 2006). Jde o tak složitý pohyb, že nemáme přesnou metodu, která by dokonale vystihla všechny její složky (Haladová, 1997).

Ve světě je prováděna velká řada studií a měření týkající se analýzy chůze. Jsou to jednak měření týkající se nejrůznějších parametrů chůze, jako délka trvání cyklu, rychlost chůze, počet kroků za časovou jednotku, délka kroku, šířka báze atd. a to u zdravých osob (Murray et al, 1964, 1970), u dětí, i starých lidí (Ostrosky et al, 1994), u těhotných žen (viz. kap. 2.6.1), ale též u osob s nejrůznějším postižením.

Analýza chůze může být prováděna různými technikami, přičemž nejobvyklejší bývá její klinické hodnocení vzhledem k individuální anamnéze, fyzikálnímu a funkčnímu vyšetření. Abnormality chůze však mohou být přesněji zkoumány v laboratořích k tomuto účelu vybavených. Počítačový věk přinesl nové možnosti v zobrazování pro všechny, kdo se chtějí zabývat klinickými přístrojovými rozbory chůze. Využívá se

přítom měření povrchové EMG aktivity svalů, reakčních sil nohy s podložkou či kinematického rozboru pohybu DKK. Existují vysoce specializované laboratoře schopné detekovat nejrůznější abnormity chůze od jednotlivců s neuromuskulárními poruchami až po vrcholové sportovce. I přesto, že se některé klinické dojmy ukázaly být nesprávné po užití laboratorního vyšetření, klinické ohodnocení stále zůstává hlavní složkou v určování etiologie a plánu léčby při problémech chůze (Jelínek, 2001).

Jelikož chůze obsahuje cyklické pohybové vzory v mnoha kloubech najednou, je důležité měřit tyto kinematické pohybové vzory jako základ pro interpretaci jiných dat naměřených během chůze (EMG, síly došlapu, různé charakteristiky kroku). Kinematická měření, která též zahrnují rychlosti a zrychlení jednotlivých pohybových segmentů, jsou důležitá pro určení kloubních momentů a sil (kinetiky) (Jelínek, 2001).

Pro provádění analýzy chůze je nutno dobře znát kineziologické a biomechanické aspekty fyziologické chůze. Předpokladem je znalost chůzového cyklu, jeho časové dělení a pohyb v jednotlivých kloubech a podíl různých svalů v jeho jednotlivých částech (Jelínek, 2001).

2.8.1 Kineziologie a biomechanika chůze

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce (přesun těla z místa na místo). Je to rytmický pohyb vykonávaný DKK a provázený souhyby všech částí těla. Jedná se o vysoce automatizovaný pohybový projev, jehož charakter závisí na struktuře těla, jeho proporcích a hmotnosti právě tak, jako na kvalitě proprioceptivní informace z periferie a na kvalitě regulačních centrálně nervových mechanismů (Haladová, 1997). Chůze je tedy nejen pod přímým vlivem CNS, ale je značně ovlivňována i z periferie, např. bolestivou aferencí, nebo poruchami proprioceptivní aference, vertebrogeními syndromy, poruchami senzomotoriky, omezením pohybového rozsahu v kloubech, sklonem pánve, postavením páteře, končetin apod. (Véle, 2006).

Rytmus a charakter pohybů těla při chůzi se sice pokládá téměř za strojově stejný, avšak je individuálně natolik odlišný, že lze stereotyp chůze dokonce použít i k identifikaci individua. Nejsou na světě dva jedinci, kteří by měli absolutně identickou chůzi. Tuto značnou individualitu chůze vysvětluje fakt, že přestože je chůze vrozená (pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS), učí se každý jedinec

v průběhu svého vývoje chodit sám, vytváří si vlastní adaptačními mechanismy na vlivy zevního a vnitřního prostředí a tak vzniká osobní charakter chůze s jednotlivými individuálními detaily tohoto lokomočního pohybu související i s držení těla a různými patogenními vlivy. To je také pravděpodobně jedním z důvodů, proč nemáme normy (Véle, 2006, Haladová, 1997).

Chůze probíhá jako rytmicky translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru, začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed (Véle, 2006).

Zdrojem síly pro lokomoci jsou svaly plicí současně několik funkcí: vytvářejí startovací impulz pro trup, dodávají propulzní impulz zvedající tělo šikmo vzhůru pro posun vpřed, stabilizují vertikální polohu i pohyb těla, uchopují terén pro zajištění opory a brání počínajícímu pádu působenému gravitací. Svaly se při chůzi rytmicky zkracují a tím se mění vzdálenost mezi jejich začátky a úpony. Vzniká tím tah působící na pohyblivý kostěný segment, který se však může i vůči jiným segmentům pohybovat, jako např. pánev vůči hrudníku, přesto však zůstává pánev opornou bází pro pohyb femuru. Výsledný pohyb je díky opornému bodu otáčivý a probíhá po části oblouku cyklicky, připomíná tedy pohyb kyvadla (Véle, 2006).

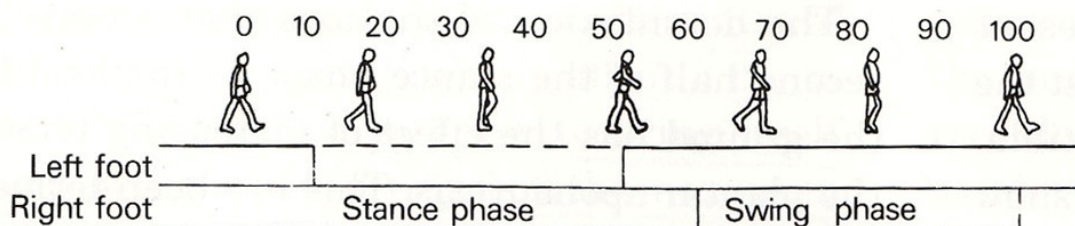
Při chůzi dochází k flexně-extensnímu pohybu v kyčlích, v kolenou, kotnících a k interakci mezi nohou a plochou, o kterou se noha opírá. V pánvi dochází k rotaci, flexi, extenzi a inklinaci. K určitému pohybu dochází také v SIS. Hlavní pohyby DKK probíhají sice především ve směru flexe-extenze, ale pohyb se přenáší přes pánev i na osový orgán, kde nabývá torzního charakteru. Pánev se totiž při chůzi otáčí směrem ke stojné DK a ramenní pletenec rotuje v opačném směru a tím vzniká v páteři torzní pohyb s hypomochlionem ve výši Th8. Zvětšení rozsahu torze prodlužuje délku kroku a snižuje laterální výchylku těžiště při propulzi. Vedle toho dochází i k mírným stranovým a svislým deviacím osového orgánu. HKK se pohybují švihově v opačném smyslu než DKK a jejich pohyb omezuje pohyb trupu. Chůze tedy ovlivňuje nejen funkci končetin, ale celého axiálního systému, který je střídanými pohyby při chůzi rytmicky opakovaně mobilizován (Véle, 2006).

2.8.1.1 Chůzový cyklus

Při normální chůzi je v kontaktu s podložkou nejprve pata, poté dochází k přivíjení a odvíjení chodidla po zevní straně plosky a k odrazu nohy od palce. Při chůzi popisujeme jednotlivé úseky jako kroky trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s podložkou a nebo dvojkroky trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s podložkou, což odpovídá celému chůzovému cyklu (Véle, 2006). Chůzový cyklus jedné DK je tedy období, které začíná dopadem paty této DK na podložku a končí v době, kdy se pata stejné DK dostane znovu do kontaktu s podložkou, k čemuž dojde o 2 kroky později (Klenerman, 1991, Craik, 1995). Charakteristické na chůzi je to, že každý krok má jeden okamžik, kdy obě nohy spočívají na zemi (dvojitá opora). Protože během celého chůzového cyklu člověk udělá 2 kroky, tak i tento okamžik se během chůzového cyklu objevuje 2 x. Mezi oběma okamžiky dvojitá opora spočívá tělo na jedné DK a druhá DK přitom kmitá (osciluje) dopředu (jednostranná opora) (Haladová, 1997). Na základě výše uvedeného tedy dělíme chůzový cyklus na jednotlivé fáze. Pro každou DK existují 3 pohybové fáze:

- 1) **stojná fáze**
- 2) **fáze dvojitá opora**
- 3) **švihová fáze** (Véle, 2006).

Stojná fáze je období, během kterého je noha po celou dobu v kontaktu s podložkou. Začíná dopadem paty švihové DK na podložku a končí odrazem palce téže DK od podložky. Švihová DK původně brzdící pád se tak stává stojnou DK. Švihová fáze je období, ve kterém noha není v kontaktu s podložkou, ale je přenášena vpřed, aby získala novou pozici jako opěrná noha. Začíná odrazem palce od podložky a končí dopadem paty téže DK na podložku. Ve fázi dvojitá opora jsou obě nohy v kontaktu s podložkou současně. Tato fáze začíná ihned po dopadu paty švihové DK na podložku a končí v okamžiku odrazu stojné DK od palce. Celý chůzový cyklus při chůzi o frekvenci 120 kroků/min trvá asi 1 s. Švihová fáze tvoří přibližně 40 % a stojná fáze 60 % chůzového cyklu (viz. obr. 5). Poměr stojné a švihové fáze se mění s rychlostí chůze. Se stoupající rychlostí chůze se doba stojné fáze zkracuje a doba švihové fáze se prodlužuje. Např. při rychlejší chůzi o frekvenci 150 kroků/min. se stojná fáze snižuje na 57 % chůzového cyklu (Klenerman, 1991, Noradin, 2001, Craik, 1995).



Obr. 5: procentuální zastoupení jednotlivých fází chůze (Klenerman, 1991)

Stojná fáze

Stojnou fázi dále můžeme rozdělit na 3 části: počáteční část kontaktu (contact), střední část (midstance) a konečná část propulze (propulsion) (Pribut, 2007).

Počáteční část stojné fáze (contact) začíná dopadem paty na podložku (viz. obr. 6 – A). Kontakt nohy s podložkou se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a v době kontaktu celé plosky s podložkou je tato část dokončena (viz. obr. 6 – B). Při dopadu paty je femur v neutrální pozici a potom rotuje vnitřně. Rotace femuru v kyčelním kloubu koreluje s rotací pánve. Pánev je při dopadu paty v lehké zevní rotaci a v době, kdy se noha adaptuje na tvar podložky, začne pánev také rotovat vnitřně (asi o 3 - 4°), takže se acetabulum dostává vpřed. Dochází rovněž k vnitřní rotaci tibie, koleno je nataženo. Hlezno je v dorzální flexi, pak následuje plantární flexe, která dovoluje kontakt celé nohy s podložkou. Jakmile se objeví plantární flexe, dochází současně k mírné flexi kolenního kloubu. V době, kdy je celá noha v kontaktu s podložkou, je noha v subtalárním kloubu v pronaci, takže hlavní část zatížení nese pata a přední část nohy je mobilní. Noha vstřebává nárazy a slouží jako pohyblivý adaptér pro dobrý kontakt s povrchem podložky (Pribut, 2007, Klenerman, 1991).

Střední část stojné fáze (midstance) začíná v době, kdy je celá noha v kontaktu s podložkou (viz. obr. 6 – C). Opačná DK je přenášena vpřed, takže veškerá tělesná hmotnost je rozložena na plosce stojné DK. V této části stojné fáze je stojná DK v zevní rotaci v kyčelním kloubu, tibie je též zevně rotovaná a noha je v supinaci v subtalárním kloubu (Pribut, Klenerman, 1991).

Stojná DK se postupně mění z pohyblivého adaptéru na rigidní páku, aby byla schopna přenést tělo dopředu, což se děje během **konečné části stojné fáze – propulze (propulsion)**, kdy se zatížení přesouvá na přední část nohy a noha se připravuje na odraz od palce. Propulze začíná v době odlepení paty od podložky plantární flexí

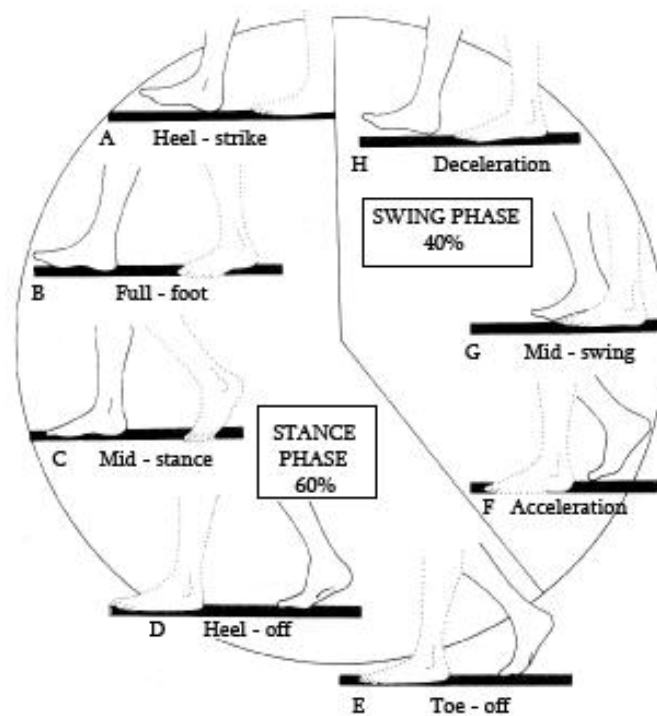
nohy (viz. obr. 6 – D) a končí v okamžiku odrazu nohy od palce (viz. obr. 6 – E), kdy je váha přesunuta na opačnou DK, která se dostává do kontaktu se zemí a stává se tak ze švihové DK stojnou DK. Stojná DK se tak stává zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Během této části je tibie v zevní rotaci a subtalární kloub v supinaci. Před odražením od palce je femur v zevní rotaci, ve které zůstává do doby kontaktu paty s podložkou. Stejně tak pánev rotuje zevně a v zevní rotaci zůstává i během švihové fáze (Pribut, 2007, Klenerman, 1991).

Fáze dvojí opory

Fáze dvojí opory, při které jsou obě DKK v kontaktu s podložkou, se během stojné fáze objevuje 2 x a to na jejím počátku a konci. Rozlišujeme tedy úvodní a závěrečnou fázi dvojí opory. Jedna tato fáze zaujímá 10 % chůzového cyklu, celkově tak tedy fáze dvojí opory tvoří 20 % chůzového cyklu. Tato doba se snižuje se vzrůstající rychlostí chůze (Klenerman, 1991, Craik, 1995). Fáze dvojí opory splývá s konečnou částí stojné fáze – propulzí. Odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze. Při fázi dvojí opory je těžiště těla na nejnižší úrovni a představuje nulovou polohu kyvadla, na kterou navazuje jak propulzní, tak brzdící fáze chůze. Tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojí opory chybí (Véle, 2006).

Švihová fáze

Švihová fáze začíná v okamžiku po odrazu od palce. V **první části švihové fáze (acceleration)** (viz. obr. 6 – F) je DK přenášena vpřed. Kolenní kloub je flektován a hlezenní kloub je v dorzální flexi. Následuje **střední část švihové fáze (mid swing)** (viz. obr. 6 – G) a během **konečné části švihové fáze (deceleration)** (viz. obr. 6 – H) noha klesá k zemi a dostává se do takové pozice, aby byla schopna převzít veškerou tělesnou hmotnost. Svaly stabilizují tělo tak, aby bylo schopno absorbovat nárazy, které vznikají při dopadu paty na podložku. Dopad paty ukončuje švihovou fázi a začíná nový cyklus (Klenerman, 1991, Noradin, 2001).



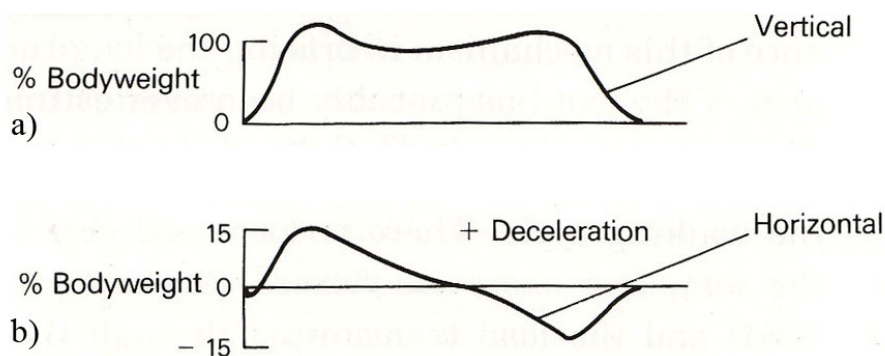
Obr. 6: chůzový cyklus (Klenerman, 1991)

2.8.1.2 Interakční síly chodidla s podložkou

Interakční síly chodidla s podložkou jsou realizovány přes hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, SIS a sloupec páteře. Každá tato část opěrného systému, jak končetinová, tak axiální, převádí budící síly v reálném čase směrem kraniálním od kontaktního místa směrem k hlavě. V každé etáži systému dochází k útlumu přes měkké části (chrupavky, vazy, šlachy, svaly), ale i přes tuhé tkáně (kosti). Impaktní – rázové síly jsou pak při normální chůzi tlumeny tak, že v oblasti břicha jsou na úrovni 40-ti % generované úrovně při interakci chodidla s podložkou a na úrovni hlavy na 10-ti % původní úrovně (Jelen et al, 2002).

Vertikální síly zaznamenané na dynamometrické desce v době dopadu paty na podložku obvykle přesahují tělesnou hmotnost o 10 – 20 %. V době, kdy je celá noha stojné DK v kontaktu s podložkou a opačná DK je přenášena vpřed, dynamometrická deska zaznamenává vertikální zatížení kolem 75 % tělesné hmotnosti. Druhého vrcholu dosahuje vertikální síla v době odrazu palce od podložky, kdy tělesnou váhu přesahuje o 25 % (viz. obr. 7a) (Pribut, 2007, Klenerman, 1991).

Počáteční část stojné fáze je spojena s decelerací tělesné masy, kdy komponenta tlaku ve směru chůze ukazuje maximální brzdící sílu. V konečné části stojné fáze vzrůstající předozadní komponenta síly vyvolává naopak dopředné zrychlení trupu (viz. obr. 7b) (Pribut, 2007, Klenerman, 1991).

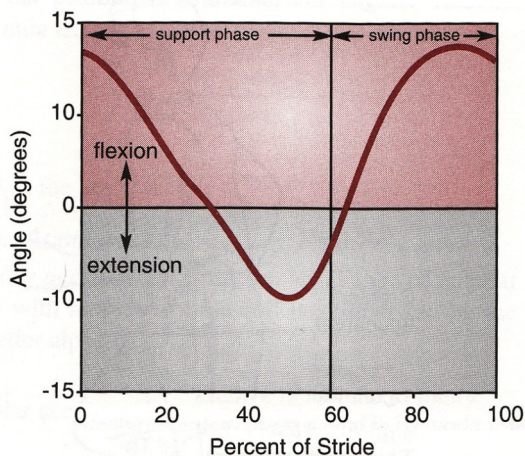


Obr. 7: interakční síly chodidla s podložkou – a) vertikální směr, b) předozadní směr (Klenerman, 1991)

2.8.1.3 Pohyby v kloubech DKK při chůzi

Kyčelní kloub

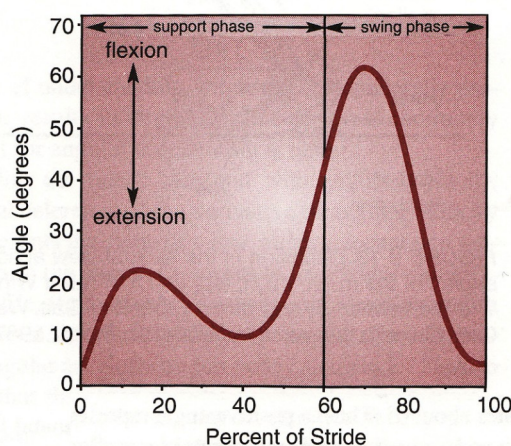
V kyčelním kloubu probíhá během chůze pohyb okolo tří os. Největší amplitudu mají pohyby probíhající v rovině sagitální (viz. obr. 8) (Noradin, 2001). Během švihové fáze dochází v kyčelním kloubu k flexi a mírné zevní rotaci, addukce na počátku přechází v abdukci ke konci, zejména při delším kroku. Během stojné fáze dochází v kyčli k extenzi od kontaktu paty až k odvinutí palce, zevní rotace se snižuje a přechází do vnitřní rotace (Véle, 2006).



Obr. 8: pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůze (Hamill, 1995)

Kolenní kloub

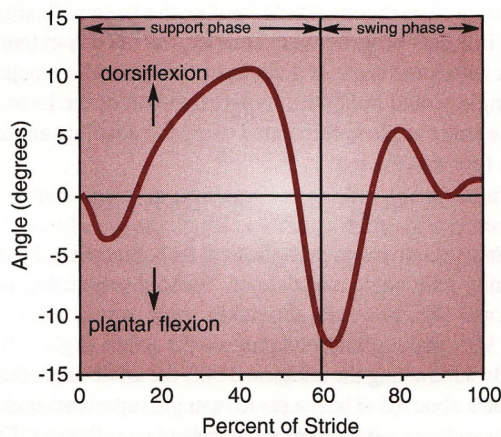
Základním pohybem v kolenním kloubu při chůzi je flexe a extenze (viz. obr. 9). Během švihové fáze dochází v koleně v první polovině k flexi a ve druhé k extenzi, která je přípravou na dopad paty na podložku. Při dopadu paty na podložku během stojné fáze je v kolenním kloubu téměř úplná extenze, aby bylo možné provést co nejdelší krok. Od dotyku paty až po dotyk celé planty dochází v koleně k mírné flexi. Jak dosáhne DK vertikální polohy, dochází k extenzi a k uzamknutí kolenního kloubu. Při odvíjení paty začíná opět mírná flexe. Touto flexí se oplošťuje zdvih těžiště a tím se chůze ekonomizuje (Véle, 2006, Noradin, 2001).



Obr. 9: pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během chůze (Hamill, 1995)

Hlezenní kloub

Během stojné fáze chůzového cyklu pracují talokrurální a subtalární kloub jako jeden celek. V těchto kloubech dochází k převodu rotace tibie na rotaci nohy okolo její předozadní osy (Klenerman, 1991). Dochází ke střídání supinace a pronace nohy a tím i ke změnám nožní klenby, která dynamicky uchopuje plochu podložky pro zajištění pevného kontaktu a spolehlivé opory. V talokrurálním kloubu dochází od dopadu paty ke kontaktu celé plošky s podložkou k plantární flexi, v době zatížení nohy k dorziflexi a následuje opět plantární flexe během odvinutí paty a prstů od podložky. Během švihové fáze dochází v talokrurálním kloubu k dorziflexi, čímž je umožněn přenos nohy vpřed. Tato pozice přetrvává až do opětovného kontaktu paty s podložkou (viz. obr. 10) (Véle, 2006, Noradin, 2001).



Obr. 10: pohyb talokrurálního kloubu v sagitální rovině během chůze (Hamill, 1995)

2.8.1.4 Pohyb těžiště těla při chůzi a ekonomika chůze

Nejméně energie by bylo spotřebováno při pohybu po přímé linii, přičemž by se těžiště těla nevychylovalo ani nahoru ani dolů, ani ze strany na stranu. Naše těžiště se ale při normální chůzi sinusoidálně odchyluje od přímé linie jak ve vertikálním, tak i v laterolaterálním směru, aby se dostalo více nad stojnou DK. U dospělého člověka to bývá asi 5 cm oběma směry. Maximální stranová odchylka se objevuje po dopadu paty na stejné straně. Během stojné fáze totiž dochází pro stabilizaci polohy k lehkému přesunu trupu na stranu stojné DK tak, aby průmět těžiště procházel středem nohy stojné DK. Současně se střídavě zvyšuje a snižuje dopředná rychlost trupu. Takže když přední část nohy dopadne na podložku, trup je v jeho nejnižším místě a jeho dopředná rychlost je maximální. Podobně, když opačná noha je ve středu švihové fáze, trup je nejvyš a jeho dopředná rychlost je minimální (Jelínek, 2001, Klenerman, 1991).

Inman (1966) popisuje několik mechanických faktorů, které pomáhají oploštit oblouk křivky vychýlení těžiště těla v horizontálním i vertikálním směru a tím snížit energetické výdaje spojené s přemístováním těžiště. Jednak je to rotace pánve okolo vertikální osy směrem doleva či doprava vzhledem ke směru pohybu, je 3 - 5° na každé straně a je maximální na straně švihové DK v době dosednutí paty na podložku. Dále naklonění pánve ve frontální rovině v době stoje na jedné končetině, 4 - 5° směrem dolů ke švihové končetině. Také uvádí flexi v kolenním kloubu okolo 15° při stojné fázi nohy do doby, než noha začne opouštět podložku. Tyto první tři faktory zmenšují vertikální přemístování těžiště asi o 2,5 cm při každém kroku. Dalšími dvěma faktory

jsou mechanismus pohybu nohy a kotníku, které spolu s flexí v kolenním kloubu oplošťují křivku vychylování těžiště ve směru pohybu. Nakonec zmiňuje laterální pohyb pánve v době stoje na jedné noze. Tento stranový posun pánve je také zmenšován díky přítomnosti fyziologického úhlu mezi tíbií a femurem.

Pro ekonomiku chůze je dále důležité, aby kadence kroků odpovídala kmitům kyvadla, jehož délka je dána délkou končetin. Jedinci vyššího věku mají delší kroky s pomalejší kadencí. Jedinci nižšího věku mají kratší kroky s rychlejší kadencí (Véle, 2006).

2.8.1.5 Svalová aktivita v oblasti DKK během chůze

Bezpečná chůze po nerovném zemském povrchu je možná jenom při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. CNS je schopen zajistit svalovým aparátem tuto stabilizaci za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s podložkou tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační svaly. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové DK zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a dotyk švihové DK kontaktem její paty s podložkou brání počínajícímu pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou DK (Véle, 2006).

Stojná fáze

Během počátku kontaktu nohy s podložkou se aktivují mírně gluteální svaly a flexory kolena, tato aktivace ve střední části stojné fáze mizí. Ke konci se aktivují adduktory stehna. Při rychlé chůzi je aktivita gluteálních svalů vyšší v první fázi pohybu a m. adductor longus se aktivuje ve druhé části pohybu. M. quadriceps femoris je aktivní na počátku a potom postupně relaxuje a přispívá k udržení lehké flexe v okamžiku dotyku paty s podložkou (Véle, 2006).

M. vastus intermedius je aktivní v první polovině stojné fáze. Na konci se aktivují flexory kolena. Při rychlejší chůzi aktivita všech svalů stoupá, zejména ve druhé polovině pohybu a zdůrazní se tím udržení extenze v koleně (Véle, 2006).

Na počátku stojné fáze je aktivní m. tibialis anterior a mm. peronei zabraňující padání špičky, později jejich aktivita ustupuje, až zmizí a začíná při odvíjení prstců. Podobně

pracují i m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. M. soleus je aktivní při stabilizaci stoje. Triceps surae jako celek je aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky. Pracuje excentricky a vyvíjí sílu přesahující váhu těla a posunuje tělo vzhůru a vpřed. Při rychlé chůzi je aktivita těchto svalů výrazná. Dorziflexory působí i na tibií, kterou naklání nad nohu (zde bývají četné individuální variace chůze) a jsou aktivnější u jednotlivců s napřímenou chůzí a s delšími kroky. M. tibialis posterior je neaktivnější během střední části stojné fáze (brání everzi a pronaci nohy). Lýtkové svaly stabilizují v této fázi koleno. Svaly palce na noze se aktivují spolu s vnitřními svaly nohy podle velikosti tlaku na nohu a při odvíjení je jejich aktivace značná zejména při rychlejší chůzi naboso. Je to proto, že tyto svaly hrají roli v přilnutí k podložce a jejímu uchopení (Véle, 2006).

Švihová fáze

Švihová fáze je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má tendenci na straně švihové DK poklesnout, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory odpoutáním švihové DK od země a zůstává podepřena pouze stojnou DK. Tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů kyčelního kloubu stojné DK, zejména m. gluteus medius, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové DK (Véle, 2006).

Zpočátku švihové fáze se aktivují m. iliopsoas (při flexi v kyčli), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Ve druhé polovině švihu se aktivuje skupina adduktorů, ke konci se mírně aktivuje i skupina gluteálních svalů. Při rychlejší chůzi se zvýší aktivita m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae (Véle, 2006).

Aktivita flexorů kolena je při pomalé chůzi relativně nízká. Mediální část flexorů kolena se ale aktivuje i při extenzi v koleně, aby se zpevnila celá DK při dopadu nohy na podložku. Při extenzi se aktivuje m. quadriceps femoris a m. sartorius. Velikost jejich aktivity stoupá s rychlostí chůze (Véle, 2006).

Aktivní je také m. tibialis anterior, m. extensor digitorum Lotus a m. extensor hallucis longus. Na počátku se tyto svaly aktivují, uprostřed se jejich aktivita sníží a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s podložkou. Během švihu jsou plantární flexory relaxovány (Véle, 2006).

2.8.1.6 Faktory ovlivňující chůzi

Chůze patří mezi činnosti závislé na naší vůli. Je ovlivněna jak našimi potřebami, tak okolním prostředím (Rozendal, 1986). Pro chůzi je důležitá jak řídicí funkce CNS, tak i logistická složka kardiovaskulární. Pomalá chůze není namáhavá pro kardiovaskulární aparát, zato ale zatěžuje více posturální systém, a proto se dostavuje při delší pomalé chůzi dříve únava z poruchy koordinace než u chůze středně rychlé. Rychlá chůze zas neklade nároky na stabilizaci vzpřímené polohy, protože je udržována setrvačnou hmotou těla a tím odlehčuje řídicí CNS, má však větší nároky na kardiovaskulární aparát. Ze zevních faktorů ovlivňuje chůzi jak kvalita opory, tak i odpor prostředí. Chůze po nepevném, nerovném nebo kluzkém terénu je nejistá (Véle, 2006).

Existují rozdíly v obrazu chůze mezi muži a ženami. Ženy provádí menší rozsahy pohybu v kyčelním a kolenním kloubu v sagitální rovině, čili do flexe a extenze a také méně rotují pánev v transverzální rovině. Naopak laterální výchylky pánve jsou vyšší u žen než u mužů. Tyto rozdíly mají za následek kratší délku kroku a nižší rychlost chůze u žen (Murray, 1964, 1970).

Odchylky v chůzi mohou být také výsledkem strukturálních abnormalit na kostech, kloubech či měkkých tkáních. Omezení v pohyblivosti kloubů DK se kompenzačně odráží ve zvýšené pohyblivosti v kloubech nad a pod místem kloubního omezení. Patologický stereotyp chůze může být zapříčiněn též neuromuskulárními poruchami či patologií ve svalu samém. Též bolestivost některého segmentu v kinetickém řetězci DK mění kinematiku chůze (Lehman et al, 1992).

3. Cíle a hypotézy

3.1 Cíl práce

Cílem této diplomové práce je zjistit, jakým způsobem se v důsledku adaptace těhotných žen na biochemické a biomechanické změny, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění vybraná specifika jejich chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru gravidity.

3.2 Hypotézy

Hypotéza č. 1:

V průběhu těhotenství dojde ke změnám v rychlosti chůze, kterou gravidní ženy označují subjektivně za pohodlnou.

Hypotéza č. 2:

V průběhu těhotenství se změní časování chůze, tj. předpokládám změnu doby trvání jednotlivých fází chůze

Hypotéza č. 3:

V průběhu těhotenství dojde ke změnám v šířce opěrné báze gravidních žen během chůze.

Hypotéza č. 4:

Vzhledem k očekávaným změnám chůze v průběhu těhotenství budou sledovatelné rozdíly dynamického zatížení plosky nohy.

Protože záleží na individuální reaktibilitě organismu na těhotenství, předpokládám mezi jednotlivými probandy variabilitu těchto změn, přesto lze očekávat společné trendy.

4. Metodologie

4.1 Charakteristika diplomové práce

Tato diplomová práce má charakter experimentální studie. Je zpracována formou případové studie, jejíž výsledky jsou podloženy detekovanými a vyhodnocenými daty, která byla získána při měření skupiny dobrovolníků. Experiment proběhl pouze na malém počtu probandů, proto nemohou být výsledky této práce zobecnitelné pro širokou populaci.

4.2 Výzkumný soubor

Experimentu se zúčastnila skupina 6-ti zdravých těhotných žen průměrného věku 32 let (od 26 do 39 let), z nichž 2 ženy byly druhorodičky, ostatní 4 prvorodičky. Další bližší odebrané anamnestické údaje o každé z probandek jsou zaznamenány v tab. 2.

	M. H.	J. K.	B. B.	K. H.	M. M. J.	H. L.
ročník narození	1979 (28 let)	1969 (38 let)	1976 (31 let)	1981 (26 let)	1968 (39 let)	1975 (32 let)
výška	163cm	168cm	168cm	164cm	158cm	168cm
hmotnost před těhot.	61kg	63kg	59kg	50kg	52kg	67kg
BMI	22,96	22,32	20,9	18,59	20,83	23,74
počet těhotenství	2. (2005 - císařský řez)	1.	2. (2003 - spontánní porod)	1.	2. (1989- potrat)	1.
úrazy	-	-	fraktura L zápěstí(1982)	-	-	-
operace	-	-	-	-	apendektomie (1984)	operace očí(1994)
jiná onem.	-	-	-	-	-	-
léky	-	-	Fe	-	Zirtek, Fe	-
alergie	-	-	-	laktóza, saponáty	multialergik	-
zaměstnání	letuška	obsluha fitness	přepážková pracovnice na poště	studentka	asistentka ekonoma	účetní
sport	dříve lehká atletika (sprint)	dříve lehká atletika, tenis	-	jóga	-	-

Tab. 2: anamnestické údaje probandů

Ženy byly osloveny svými gynekology během návštěvy v těhotenské poradně nebo byly kontaktovány pomocí letáků v čekárnách soukromých gynekologických ordinací v Praze. Výběr byl tedy založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci. Všechny probandky podepsaly informovaný souhlas (formulář viz. příloha P1). Do experimentu nebyly zařazeny osoby s onemocněním, které by mohlo ovlivnit stereotyp chůze (např. neurologická onemocnění, ortopedické vady, vrozené vývojové vady a úrazy DKK nebo páteře, apod.). Jinak skupina jedinců nebyla limitována profesí, somatotypem, životním stylem či jinými kritérii.

Projekt schválen etickou komisí (viz. příloha P2).

4.3 Měřicí zařízení

U každé ženy byla provedena 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Qualisys, který umožňuje přesné sledování trajektorie určitých bodů, resp. markerů (viz. kap. 4.3.1.1), a za použití dynamometrické desky Kistler byly snímány interakční síly bosého chodidla s plochou podložky během stojné fáze kroku.

4.3.1 Charakteristika měřícího zařízení

4.3.1.1 Systém Qualisys

Systém Qualisys je optoelektronické zařízení využívající odraz infračerveného záření od reflexních značek (tzv. markerů) umístěných na těle. Měřicí systém se skládá z rychloběžných kamer a softwaru pro sledování pohybu a analýzu dat. Qualisys systém používá vlastní vysokofrekvenční kamery pro přesné sledování pohybu měřeného objektu s využitím pasivních či aktivních markerů. Softwarové nástroje umožňují výpočty základních kinematických veličin, jako je dráha, rychlost, zrychlení a úhlové charakteristiky (www.qualisys.com).

Klíčovými prvky systému jsou kamery a software Qualisys Track Manager (QTM). QTM je vlastní software, který umožňuje provádět 2D i 3D záznam pohybu s využitím kamer Oqus a ProReflex (**v provedeném experimentu byly využívány kamery ProReflex, určené pro použití v interiérech**). QTM používá sériový port řídicího počítače pro komunikaci s kamerami. Lze použít jak stolní tak přenosný počítač (www.qualisys.com).

Pro lepší vizualizaci výsledků lze použít nastavbový software Visual3D. Jedná se o pokročilý software pro analýzu a prezentaci 3D dat exportovaných z QTM. Jádrem Visual3D je biomechanický modelovací nástroj Model Builder, který slouží k definování segmentů lidského těla či mechanických objektů a následným výpočtům (www.qualisys.com).

Kamery systému Qualisys nejsou schopny zobrazit sledované objekty, vidí pouze markery umístěné na sledovaných objektech. Qualisys nabízí jak pasivní, tak i aktivní LED markery různých velikostí a tvarů podle způsobu využití. Pro většinu aplikací jsou nejvhodnější volbou levnější a velmi lehké pasivní markery (viz. obr. 12) (www.qualisys.com).



Obr. 12: pasivní markery (www.qualisys.com)

Body, které se označují pomocí těchto markerů, by měla být nejméně pohyblivá místa na těle, tzn. nejlépe kostěné výběžky, které nejsou kryty silnou vrstvou měkké tkáně, aby při chůzi nedocházelo k velkému posunu podkoží a kůže a tím i k nechtěnému pohybu markeru nebo v místě, kde prochází osa, kolem které probíhá pohyb v kloubu. Každý tělní segment by měl být označen alespoň 3-mi markery, aby mohla být v každém okamžiku určena jeho poloha v prostoru (www.qualisys.com).

Objem prostoru, v němž se realizuje měření, je pro různé aplikace různě velký. Dle toho je nutné volit vhodný objektiv a odpovídající velikost kalibračních objektů (viz. obr. 13) (www.qualisys.com).



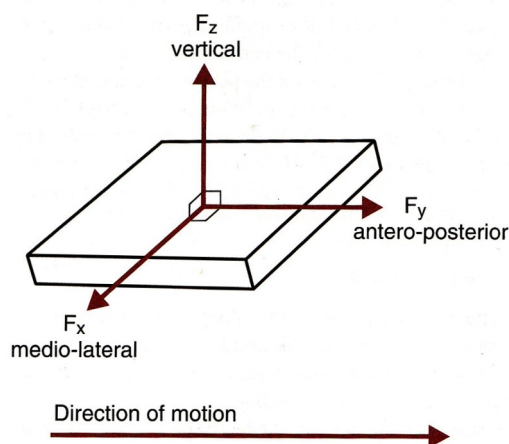
Obr. 13: kalibrační objekty (www.qualisys.com)

Kamery mohou být umístěny na zeď nebo stativ podle typu měření. V případě statického umístění na jednom místě jsou vhodné nástěnné konzole. Pokud se systém přenáší, je nutné použít pevné robustní stativy pro zabránění přenosu vibrací na kameru (www.qualisys.com).

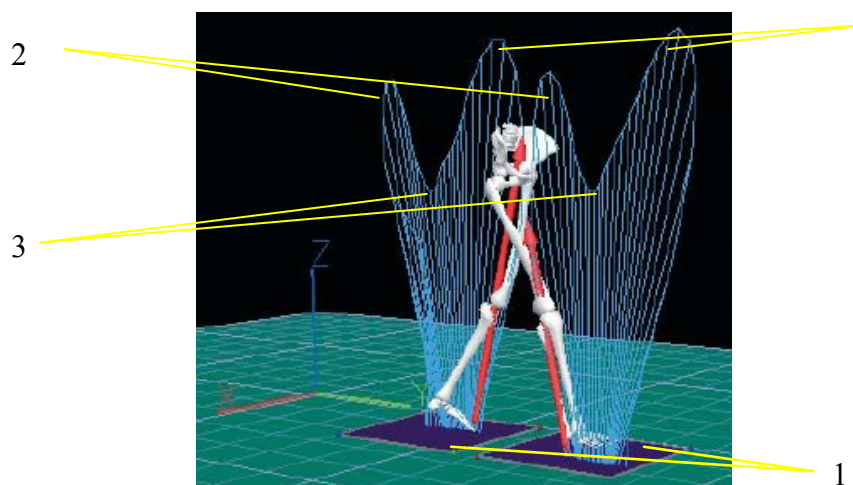
Qualisys systém může synchronně spustit jiný systém, být spuštěn jiným systémem nebo zaznamenávat analogová data synchronně s jiným systémem. Qualisys systém lze tedy používat společně s jinými měřicími zařízeními, jako jsou tenzometrické a tlakoměrné desky, EMG apod. Připojením jedné nebo více tenzometrických desek k systému lze provádět výpočty interakčních sil, centra tlaku apod. EMG lze k systému připojit pro simultánní záznam pohybu a odpovídající svalové aktivity (www.qualisys.com). **V provedeném experimentu byly k systému připojeny dvě dynamometrické desky Kistler.**

4.3.1.2 Dynamometrická deska Kistler

Dynamometrická deska Kistler umožňuje detekovat interakční síly chodidla s podložkou během stojné fáze kroku, a to ve směru vertikálním (F_z), předozadním (F_y) a bočním (F_x) (viz. obr. 14) (www.kistler.com).



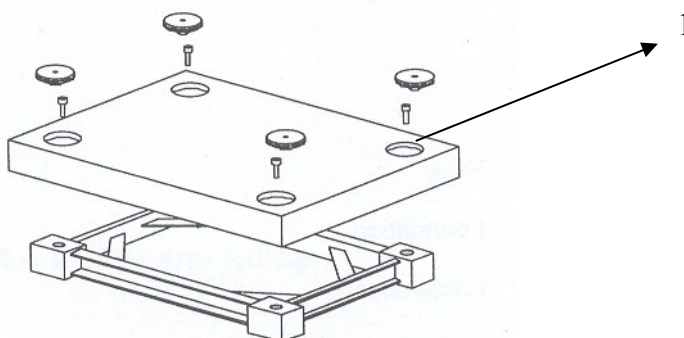
Obr. 14: směry působení interakčních sil chodidla s deskou (Hamill, 1995)



Obr. 15: záznam ze systému Qualisys (vytvořeno laboratoří BEZ)

Obr. 15 je ukázkou záznamu ze systému Qualisys za použití nastavbového softwaru Visual3D, kdy byly k systému připojeny 2 dynamometrické desky (viz. poz. 1), snímající interakční síly chodidla s položkou. Poz. 2 odpovídá velikosti interakční síly působící ve vertikálním směru v době dopadu paty na podložku, poz. 3 v době, kdy je v kontaktu s podložkou celá ploska a poz. 4 v době odrazu palce od podložky.

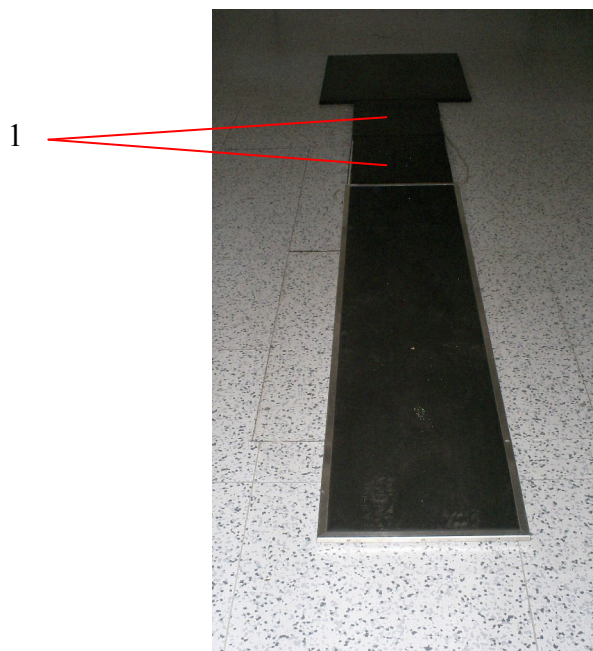
Dynamometrické desky mohou být vyrobeny z různého materiálu, existují např. kovové a skleněné desky. Skleněné desky umožňují sledovat plosky chodidel také aspekčně. Tenzometry, které snímají působící tlak, jsou umístěné v rozích desky (viz. obr. 16 – poz. 1) (www.kistler.com).



Obr. 16: tenzometry dynamometrické desky Kistler (www.kistler.com)

4.3.2 Příprava a nastavení zařízení k měření

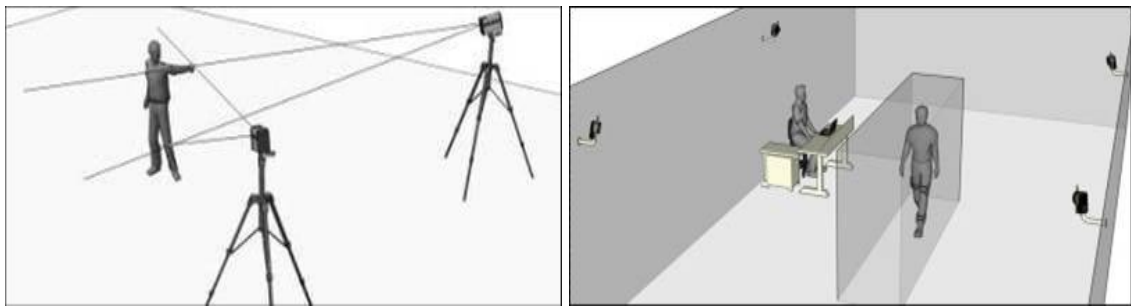
Nejprve bylo potřeba sestavit „testovací chodník“ pro vymezení prostoru, který snímaly kamery systému Qualisys a v němž probíhal experiment. Celý chodník měřil cca 4 m. Obsahoval dvě dynamometrické desky Kistler (obr. 17 – poz. 1) o rozměrech 40 x 60 mm, které byly umístěny cca 2 m od počátku a 1 m od konce tohoto testovacího chodníku.



Obr. 17: testovací chodník

Testovací chodník byl umístěn uprostřed místnosti, takže před ním i za ním bylo dostatek místa na to, aby žena udělala ještě několik kroků před zahájením i po ukončení snímání dat. Toto je důležité z toho důvodu, aby byla snímána tzv. „mid gait“ chůze. „Mid gait“ chůze je v literatuře (Young, 1997) popisovaná jako chůze nejvíce podobná normálnímu přirozenému chůzovému cyklu a doporučuje se její používání ve výzkumech zabývajících se kinematickou analýzou chůze a hodnocením interakčních sil chodidla s podložkou a plantárních tlaků působících na plošce nohy.

Dále bylo potřeba rozmístit kamery a zapojit je k systému. Pro 3D analýzu pohybu je zapotřebí použít vždy alespoň 2 kamery (viz. obr. 18a). Rozestavením kamer je určena oblast, kterou je systém schopen rekonstruovat (viz. obr. 18b).



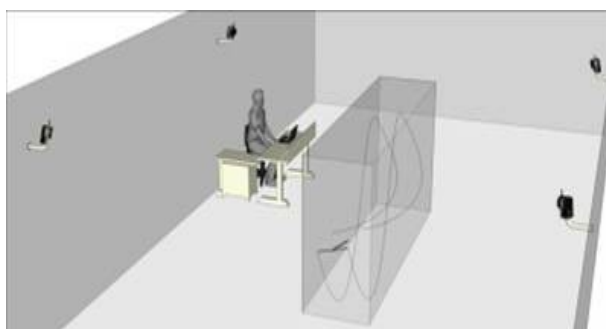
Obr. 18a) 3D analýza pohybu (min.2 kamery) (www.qualisys.com) b) oblast rekonstruovaná rozestavením kamer (www.qualisys.com)

Místnost, ve které probíhalo měření v rámci provedeného experimentu, byla cca 5 m široká a 11 m dlouhá. Bylo použito celkem 6 kamer, z nichž 4 byly umístěné v rozích laboratoře a další 2 stály uprostřed kratších stěn místnosti (viz. obr. 19).



Obr. 19: rozmístění kamer v laboratoři

Pomocí kalibrace byly určeny polohy kamer v prostoru vzhledem ke zvolenému souřadnému systému (viz. obr. 20).



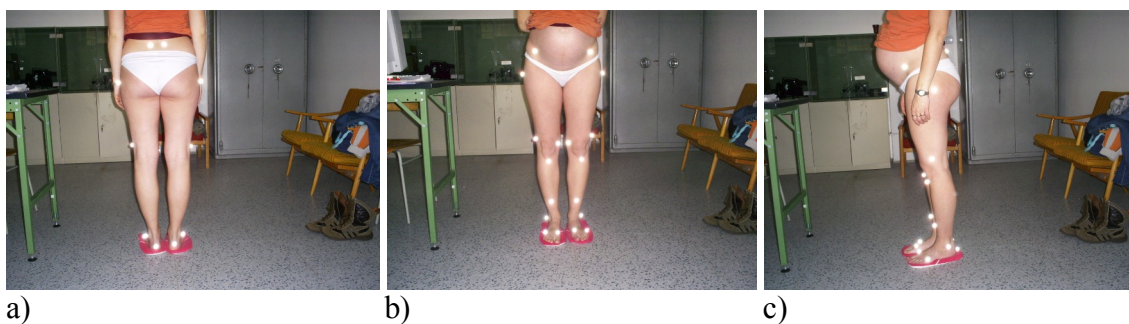
Obr. 20: kalibrace pro určení poloh kamer v prostoru (www.qualisys.com)

4.4 Popis průběhu měření

Měření byla provedena přibližně na konci každého trimestru těhotenství, tj. cca ve 14. týdnu gravidity, kdy jsem předpokládala minimální vliv těhotenství na průběh chůze a tedy minimální změny oproti období před otěhotněním, dále ve 26. týdnu a nakonec ve 38. týdnu gravidity. Jedna z 6-ti probandek se zúčastnila pouze prvních dvou měření, protože se k poslednímu měření z důvodu předčasného porodu nemohla dostavit. Měření probíhala v biomechanické laboratoři extrémních zátěží (BEZ) na UK FTVS v Praze.

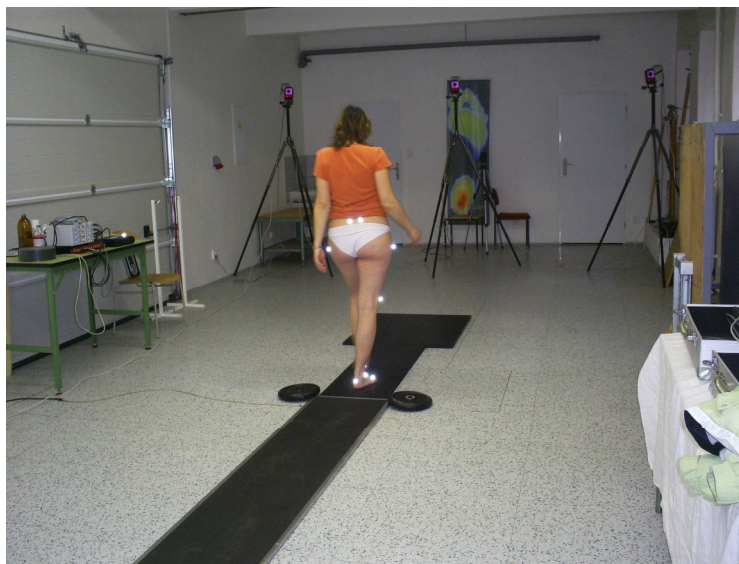
Každá žena byla nejprve podrobně seznámena s celým postupem. Před vlastním měřením byly u každé ženy odebrány údaje o subjektivním i objektivním stavu těhotné, každá žena byla zvážena a byly změřeny antropometrické obvodové parametry trupu a DKK (viz. příloha P3). V příloze P4 jsou zaznamenané údaje týkající se porodu a plodu.

Následovalo označení míst na těle těhotné nalepením tzv. markerů. U každé ženy byly pomocí velmi lehkých pasivních markerů označeny následující body na DKK a na pánvi: kalkanus z dorzální strany, hlavička I. a V. metatarzu z dorzální strany, malleolus lateralis, ventrální strana tibie nad talokrurálním kloubem, tuberositas tibiae, mediální a laterální strana femuru nad kolenním kloubem, trochanter major, SIPS a SIAS, celkem tedy 22 markerů (viz. obr. 21).



a) b) c)
 Obr. 21: umístění markerů na těle těhotné - a) pohled zezadu, b) pohled zepředu, c) pohled z boku

Úkolem každé ženy bylo přejít přirozenou chůzí dle vlastního pohodlného tempa přes připravený testovací chodník. Pro správný záznam na dynamometrických deskách Kistler je zapotřebí, aby probandce vždy vyšel dopad jedné celé plosky na každou z dynamometrických desek. Aby si každá žena určila optimální místo, odkud chůzi začít tak, aby ji vyšel krok, aniž by ho musela zkrátit nebo prodloužit, proběhlo nejprve několik pokusů „nanečisto“ (bez snímání dat), během kterých se žena seznámila se situací a adaptovala se na dané podmínky. Poté proběhlo vlastní naměření dat (viz. obr. 22).



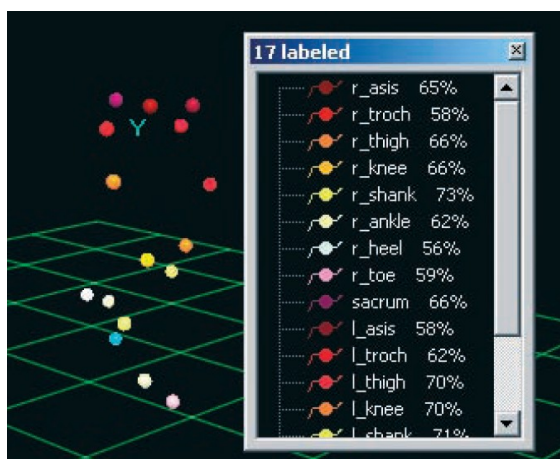
Obr. 22: průběh měření

V rámci každého měření byly u každé ženy snímány 3 pokusy, které byly použity pro pozdější vyhodnocení.

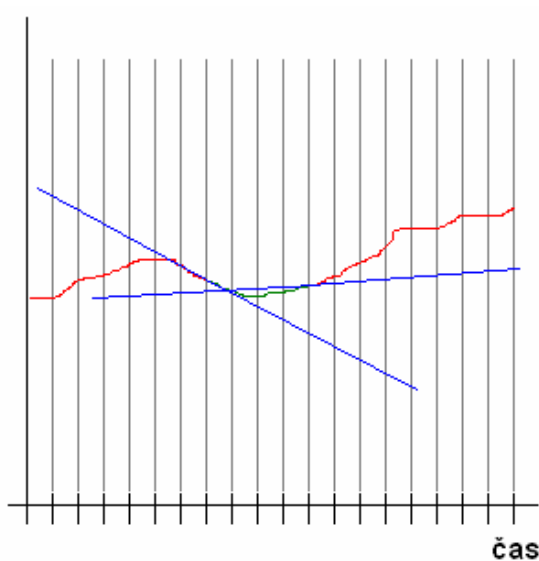
4.5 Metodika získávání dat

4.5.1 Data naměřená pomocí systému Qualisys

Z měření pomocí systému Qualisys jsem získala soubory ve formátu *.QTM. Tato naměřená data ale bylo třeba nejdříve „vyčistit“ a opravit, což zahrnovalo identifikaci markerů (viz. obr. 23), přiřazení zaznamenaných trajektorií k jednotlivým markerům, tj. místům na těle a doplnění jejich trajektorií. Během měření se totiž z různých příčin (např. střídavý pohyb HKK, zvětšující se těhotenské břicho, apod.) jednotlivé markery ztrácejí z dohledu kamer a získané trajektorie jsou pak přerušené. Za pomoci programu samotného systému Qualisys se musí chybějící souřadnice jednotlivých bodů dopočítat a tak dojde k propojení roztrhaných částí trajektorie. Základní podmínkou pro toto doplnění trajektorie je hladkost navázání dopočítané křivky (viz. obr. 24 – zelená křivka) na koncové body křivky naměřené (viz. obr. 24 – červená křivka). Hladkost navázání je zaručena, existují-li v koncových bodech stejné derivace – tečny (viz. obr. 24 – modré přímký) obou křivek zprava i zleva.



Obr. 23: identifikace markerů (vytvořeno laboratoří BEZ)



Obr. 24: doplnění přerušené trajektorie

Legenda: červená křivka – naměřená trajektorie, zelená křivka – dopočítaná trajektorie, modré přímky – společné tečny pro naměřenou a dopočítanou trajektorii

Pro další použití byla takto „vyčištěná“ a opravená data vyexportována a uložena ve formátu *.TXT.

4.5.2 Data naměřená pomocí dynamometrických desek Kistler

Z měření na dynamometrických deskách Kistler jsem získala soubory ve formátu *.DAT, které obsahovaly informace o velikosti interakčních sil plosky nohy s deskou ve vertikálním, předozadním a bočním směru. Pro další použití byla tato data vyexportována a uložena ve formátu *.TXT.

4.6. Sledované parametry

U každé probandky byla sledována šířka opěrné báze během chůze, časování chůze, tj. trvání jednotlivých fází chůze a velikost interakčních sil chodidla s podložkou působících ve směru vertikálním a předozadním. Dále byly u každé probandky dopočítány impulsy těchto sil a také rychlost chůze. Úkolem této diplomové práce bylo najít případné společné trendy ve změnách těchto parametrů v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství.

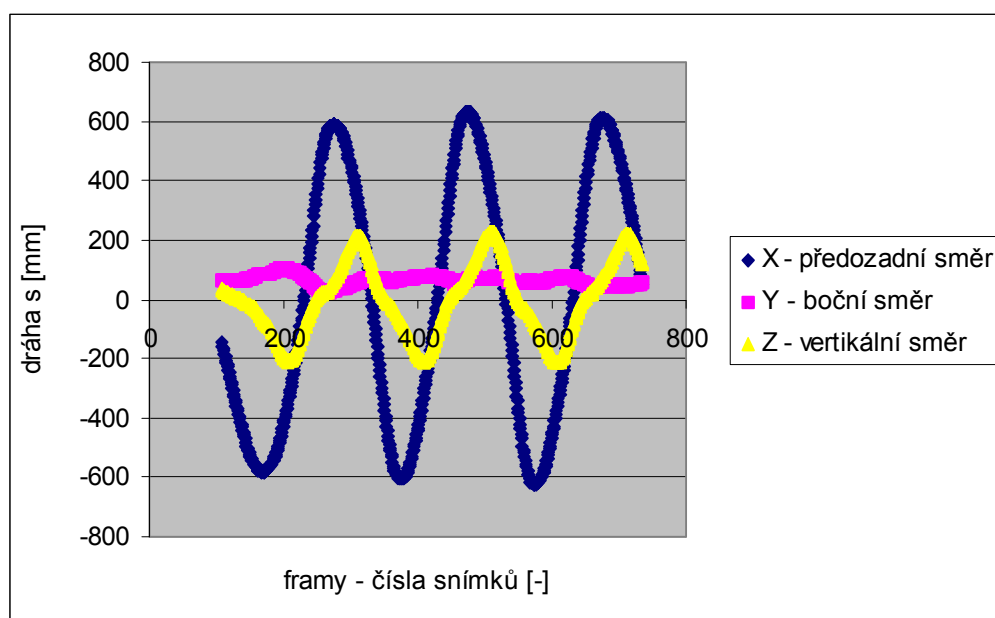
4.7 Zpracování získaných dat

Vyexportovaná data ze systému Qualisys i z dynamometrických desek Kistler byla dále zpracována a vyhodnocena pomocí programu MS Excel pro výpočty a tvorbu grafů.

4.7.1 Zpracování dat získaných ze systému Qualisys

4.7.1.1 Rychlost chůze

Z vyexportovaných dat o vzájemné vzdálenosti pat získaných ze systému Qualisys jsem v programu MS Excel vytvořila graf (viz. graf 1).



Graf 1: vzájemná vzdálenost pat ve směru předozadním, bočním a vertikálním

Pro výpočet rychlosti chůze jsme použila hodnoty vrcholů modré křivky z grafu 1, které odpovídají jednotlivým dopadům paty v předozadním směru. V porovnání s obrazovým záznamem jsem určila, že v kladných hodnotách se jedná o LDK a v záporných hodnotách o PDK. Rozdíl mezi nejvyšší zápornou hodnotou a následující nejvyšší kladnou hodnotou nám vlastně udává délku kroku. Po sečtení těchto úseků tedy získám vzdálenost, kterou žena během zaznamenávání dat urazila. Čas (t), během kterého žena danou vzdálenost urazila, můžeme při známé snímkovací frekvenci 200 Hz

přepočítat z framů, neboli pořadových čísel snímků zanesených na horizontální ose. Platí následující vztah:

$$t = \frac{\text{framy}}{200} \text{ [s]} \quad (1).$$

Při známé dráze a známém čase tedy můžu vypočítat **rychlost chůze (v)** dle následujícího vztahu:

$$v = \frac{0,001 \cdot s \cdot 200}{t_1 - t_0} \text{ [m/s]} \quad (2),$$

kde s [mm] je dráha, kterou žena během snímání dat urazila, t_0 [s] je čas začátku prvního snímaného kroku a t_1 [s] je čas konce posledního snímaného kroku.

Pro převod na často používanou a srozumitelnou jednotku km/h platí vztah:

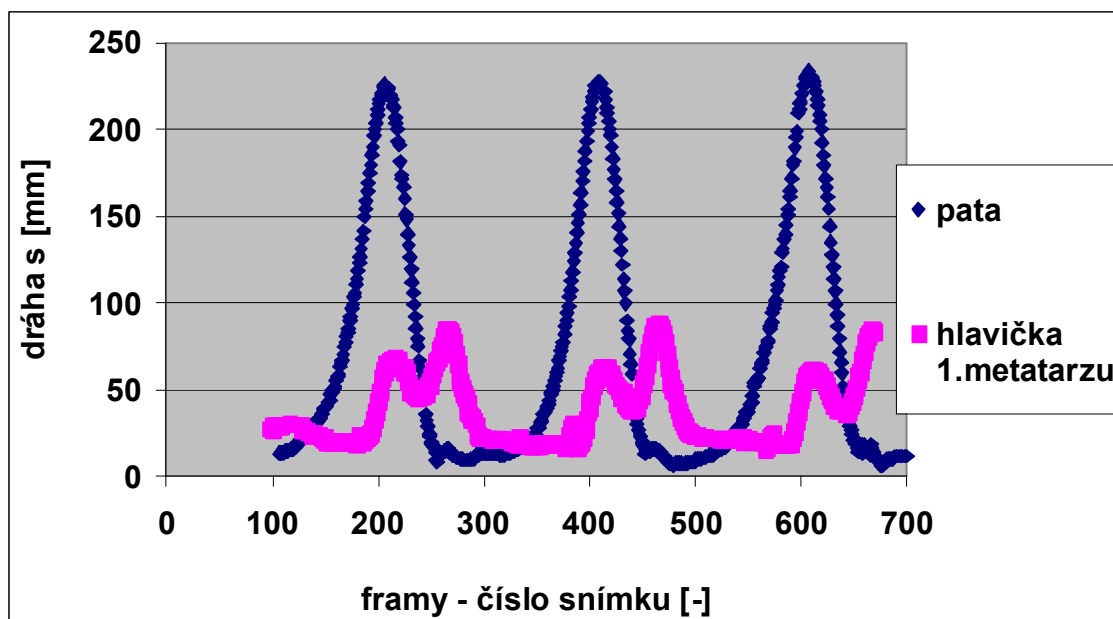
$$1 \text{ m/s} = 3,6 \text{ km/h} \quad (3).$$

4.7.1.2 Šířka opěrné báze

Šířku opěrné báze jsem získala ze vzdálenosti pat v bočném směru během fáze dvojí opory. Z Y-ových hodnot (růžová křivka – graf 1), které udávají vzdálenost pat v bočném směru, jsem použila ty, které odpovídají času dopadu paty na podložku (nejvyšší kladné a záporné hodnoty modré křivky použité pro předchozí výpočet rychlosti chůze). Z těchto hodnot od všech 3 snímaných pokusů jsem udělala aritmetický průměr a získala tak průměrnou **šířku opěrné báze** dané ženy v daném trimestru těhotenství.

4.7.1.3 Časování chůze

Z vyexportovaných dat o poloze obou pat a obou hlaviček prvních metatarzů získaných ze systému Qualisys, jsem použila Z-ové hodnoty, odpovídající trajektorii těchto bodů ve směru vertikálním, a v MS Excel jsem vytvořila pro každou DK další graf (viz. graf 2).



Graf 2: trajektorie paty a hlavičky 1. metatarzu jedné DK ve směru vertikálním

Čas (t) můžeme opět při známé snímkovací frekvenci 200 Hz přepočítat z framů zanesených na horizontální ose podle vztahu (1).

Z grafu 2 jsem odečetla časy odpovídající odrazu nohy od palce, dopadu nohy na patu, který předcházela odrazu od palce a dopadu nohy na patu, který následoval po odrazu od palce. Učinila jsem tak z obou grafů, kdy jeden graf odpovídal jedné DK. Z těchto hodnot jsem vypočítala časování chůze, tedy procentuální trvání jednotlivých fází chůze ve vztahu k celému chůzovému cyklu.

Stojná fáze začíná dopadem paty na podložku a končí odrazem palce téže DK od podložky. **Dobu stojné fáze (t_{SF})** jsem tedy spočítala tak, že jsem od času odrazu palce od podložky (t_{OP}) odečetla čas předchozího (1. měřeného) dopadu paty téže DK na podložku (t_{DPI}):

$$t_{SF} = t_{OP} - t_{DPI} \text{ [s]} \quad (4).$$

Švihová fáze začíná odrazem palce od podložky a končí dopadem paty téže DK na podložku. **Dobu švihové fáze ($t_{\check{S}F}$)** jsem tedy spočítala tak, že jsem od času 2. měřeného dopadu paty na podložku (t_{DP2}) odečetla čas předchozího odrazu palce od podložky (t_{OP}):

$$t_{\check{S}F} = t_{DP2} - t_{OP} \text{ [s]} \quad (5).$$

Dobu trvání celého chůzového cyklu (t_{CHC}) jsem vypočítala tak, že jsem sečetla doby stojných fází a doby švihových fází obou dolních končetin. Platí následující vztah:

$$t_{CHC} = t_{SFLDK} + t_{SFPDK} + t_{\check{S}FLDK} + t_{\check{S}FPDK} \text{ [s]} \quad (6),$$

kde t_{SFLDK} [s] je doba trvání stojné fáze LDK a t_{SFPDK} [s] je doba trvání stojné fáze PDK vypočítaných podle vztahu (4), $t_{\check{S}FLDK}$ [s] je doba trvání švihové fáze LDK a $t_{\check{S}FPDK}$ [s] je doba trvání švihové fáze PDK vypočítaných podle vztahu (5).

Procentuální trvání švihové fáze ($\check{S}F$) z celého chůzového cyklu jsem tedy vypočítala dle následujícího vztahu:

$$\check{S}F = \frac{t_{\check{S}FLDK} + t_{\check{S}FPDK}}{t_{CHC}} \cdot 100 \text{ [%]} \quad (7),$$

kde $t_{\check{S}FLDK}$ [s] je doba trvání švihové fáze LDK a $t_{\check{S}FPDK}$ [s] je doba trvání švihové fáze PDK vypočítaných podle vztahu (5), t_{CHC} je doba trvání celého chůzového cyklu vypočítaná dle vztahu (6).

Procentuální trvání stejné fáze (SF) z celého chůzového cyklu jsem už vypočítala jednoduše dle následujícího vztahu:

$$SF = 100 - \check{S}F \text{ [%]} \quad (8),$$

kde $\check{S}F$ je procentuální trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu vypočítané ze vztahu (7).

Fáze dvojí opory začíná ihned po dopadu paty švihové DK na podložku a končí v okamžiku odrazu stejné DK od palce. Během celého chůzového cyklu se tato fáze objevuje 2x. **Celkovou dobu fáze dvojí opory (t_{FDO})** během chůzového cyklu jsem vypočítala tak, že jsem k rozdílu doby trvání stejné fáze LDK (t_{SFLDK}) vypočítané podle vztahu (4) a doby trvání švihové fáze PDK ($t_{\check{S}FPDK}$) vypočítané podle vztahu (5) přičetla rozdíl doby trvání stejné fáze PDK (t_{SFPDK}) vypočítané podle vztahu (4) a doby trvání švihové fáze LDK ($t_{\check{S}FLDK}$) vypočítané podle vztahu (5):

$$t_{FDO} = (t_{SFLDK} - t_{\check{S}FPDK}) + (t_{SFPDK} - t_{\check{S}FLDK}) \text{ [s]} \quad (9).$$

Procentuální trvání fáze dvojí opory (FDO) z celého chůzového cyklu jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$FDO = \frac{t_{FDO}}{t_{CHC}} \cdot 100 \text{ [%]} \quad (10),$$

kde t_{FDO} [s] je doba trvání fáze dvojí opory během stejné fáze kroku vypočítaná podle vztahu (9) a t_{CHC} [s] je doba trvání celého chůzového cyklu vypočítaná podle vztahu (6).

4.7.2 Zpracování dat získaných z dynamometrických desek Kistler

Z vyexportovaných dat získaných z dynamometrických desek Kistler odpovídajících interakčním silám chodidla s podložkou působících ve vertikálním a předozadním směru jsem pro snazší orientaci vytvořila v programu MS Excel grafy.

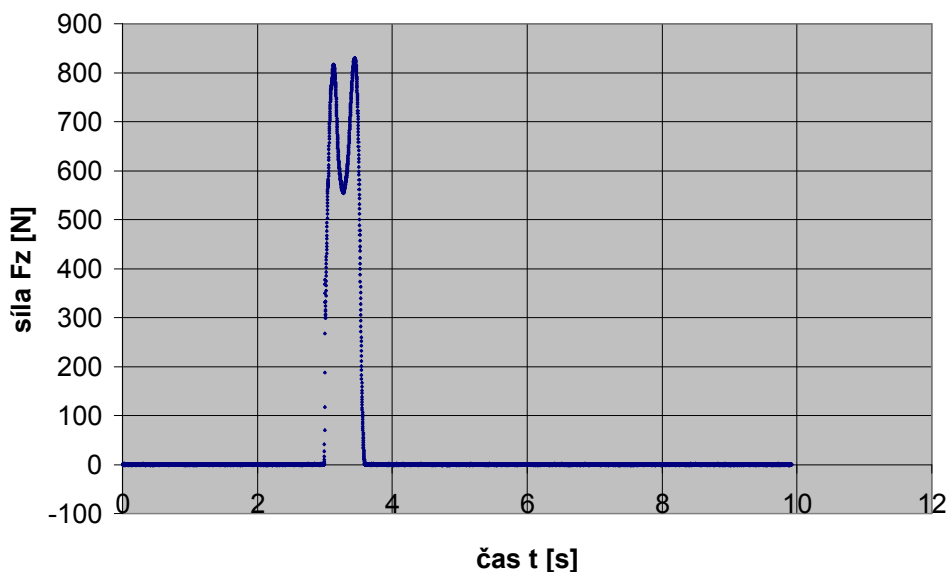
Před samotným vyhodnocením bylo potřeba provést „vyčištění“ záznamu vyhlazením, ke kterému byl použit tzv. plovoucí průměr naměřených hodnot. Výpočet hodnot plovoucích průměrů probíhal podle následujícího vztahu:

$$F_{PPj} = \frac{\sum_{i=j}^{j+(n-1)} F_i}{n} \text{ [N]} \quad (11),$$

kde F_{PPj} [N] je j-tá hodnota plovoucího průměru, F_i [N] je i-tá hodnota měřené interakční síly a n [-] označuje počet hodnot měřených sil, ze kterých byla hodnota plovoucího průměru počítána. Hodnotou parametru n je tedy určena přesnost a kvalita vyhlazení záznamu. Hodnota j se počítá od 1.

4.7.2.1 Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru

Graf 3 znázorňuje průběh a velikost interakční síly chodidla s podložkou působící ve vertikálním směru po vyhlazení.



Graf 3: interakční síla chodidla s podložkou působící ve vertikálním směru

Z grafu 3 jsem odečetla čas odpovídající začátku (t_0) a čas odpovídající konci kontaktu nohy s podložkou (t_1). **Kontaktní čas nohy s podložkou (t_k)** tedy mohu vypočítat dle následujícího vztahu:

$$t_k = t_1 - t_0 \text{ [s]} \quad (12).$$

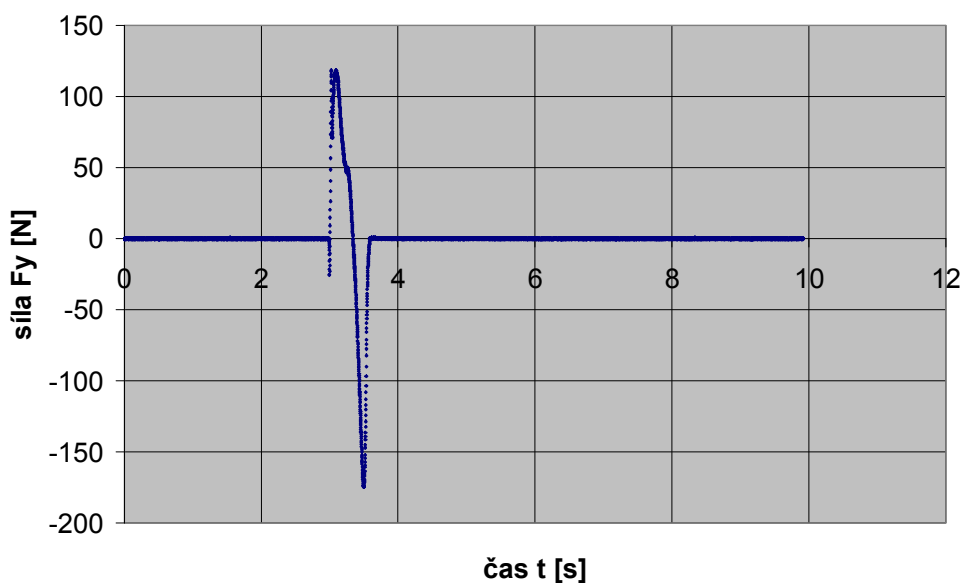
Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru (I_Z) jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$I_Z = \int_{t_0}^{t_1} F_Z \cdot dt_k \text{ [Ns]} \quad (13),$$

kde F_Z [N] je interakční síla chodidla s podložkou působící ve vertikálním směru, t_0 [s] je čas počátku kontaktu nohy s podložkou a t_1 [s] je čas konce kontaktu nohy s podložkou odečtený z grafu 3.

4.7.2.2 Impuls síly působící na podložku v předozadním směru

Graf 4 znázorňuje průběh a velikost interakční síly chodidla s podložkou působící v předozadním směru po vyhlazení.



Graf 4: interakční síla chodidla s podložkou působící v předozadním směru

Z grafu 4 jsem odečetla čas odpovídající přechodu decelerační síly (kladné hodnoty) na sílu akcelerační (záporné hodnoty) (t_p).

Čas kontaktu chodidla s podložkou v době působení decelerační síly (t_d) jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$t_d = t_p - t_0 \text{ [s]} \quad (14),$$

kde t_p [s] je čas přechodu decelerační síly na sílu akcelerační odečtený z grafu 4 a t_0 [s] je čas začátku kontaktu nohy s podložkou odečtený z grafu 3.

Impuls decelerační síly působící na podložku v předozadním směru (I_{yd}) jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$I_{yd} = \int_{t_0}^{t_p} F_{yd} \cdot dt_d \text{ [Ns]} \quad (15),$$

kde F_{yd} je decelerační síla chodidla působící na podložku v předozadním směru, t_0 [s] je čas počátku kontaktu nohy s podložkou odečtený z grafu 3 a t_p [s] je čas přechodu decelerační síly na sílu akcelerační odečtený z grafu 4.

Čas kontaktu chodidla s podložkou v době působení akcelerační síly (t_a) jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$t_a = t_l - t_p \text{ [s]} \quad (16),$$

kde t_p [s] je čas přechodu decelerační síly na sílu akcelerační odečtený z grafu 4 a t_l [s] je čas konce kontaktu nohy s podložkou odečtený z grafu 3.

Impuls akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru (I_{Ya}) jsem vypočítala dle následujícího vztahu:

$$I_{Ya} = \int_{t_p}^{t_1} F_{Ya} \cdot dt_a \quad [\text{Ns}] \quad (17),$$

kde F_{Ya} je akcelerační síla chodidla působící na podložku v předozadním směru, t_1 [s] je čas konce kontaktu nohy s podložkou odečtený z grafu 3 a t_p [s] je čas přechodu decelerační síly na sílu akcelerační odečtený z grafu 4.

5. Výsledky

5.1 Dílčí výsledky

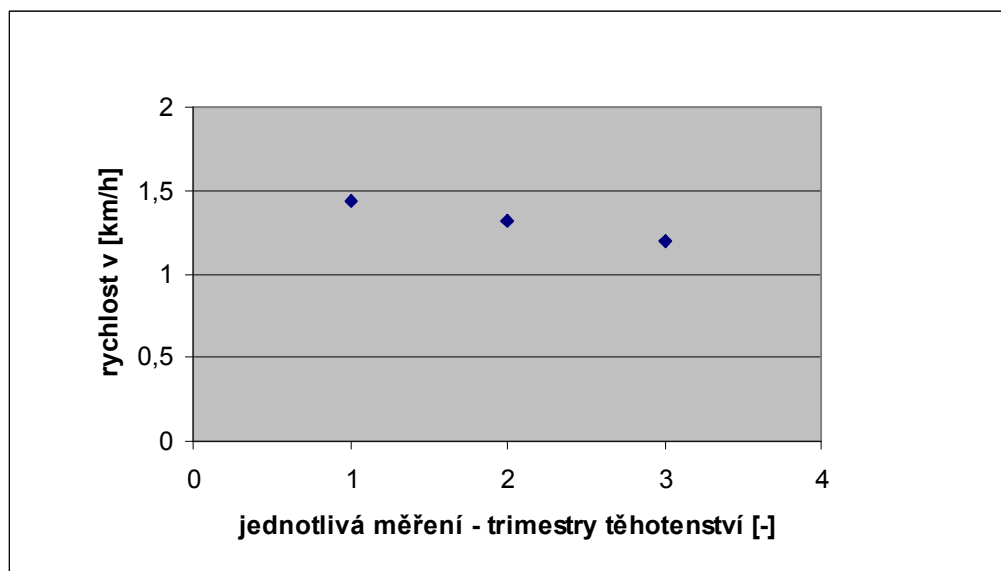
5.1.1 Osoba M.H.

Rychlost chůze

U této osoby došlo v průběhu těhotenství k postupnému snižování rychlosti chůze (viz. tab. 3, graf 5).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,44 km/h	1,31 km/h	1,20 km/h

Tab. 3: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby M.H.



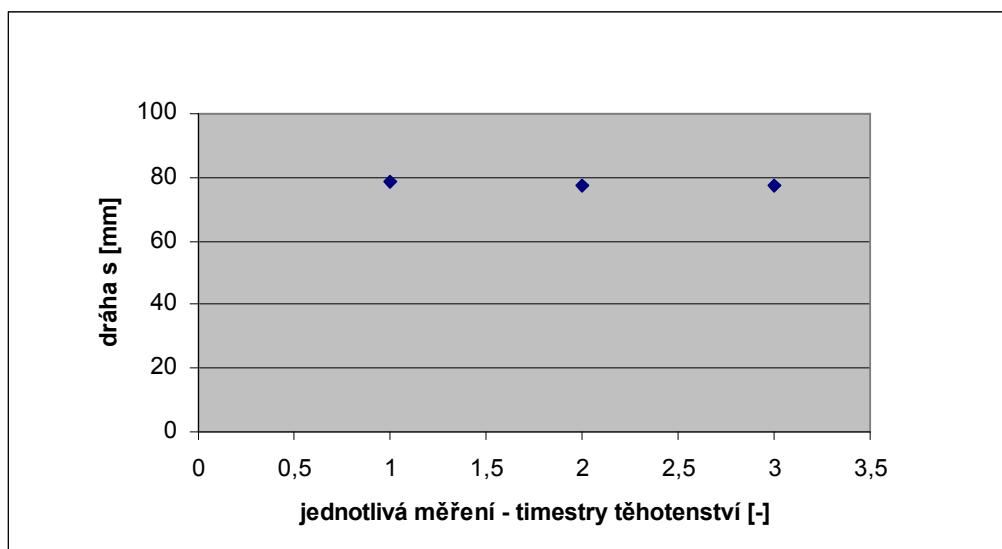
Graf 5: průměrná rychlost chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.H.

Šířka opěrné báze

Šířka opěrné báze zůstala u této osoby v průběhu těhotenství relativně nezměněna (viz. tab. 4, graf 6).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	79,0 mm	77,3 mm	77,1 mm

Tab. 4: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby M.H.



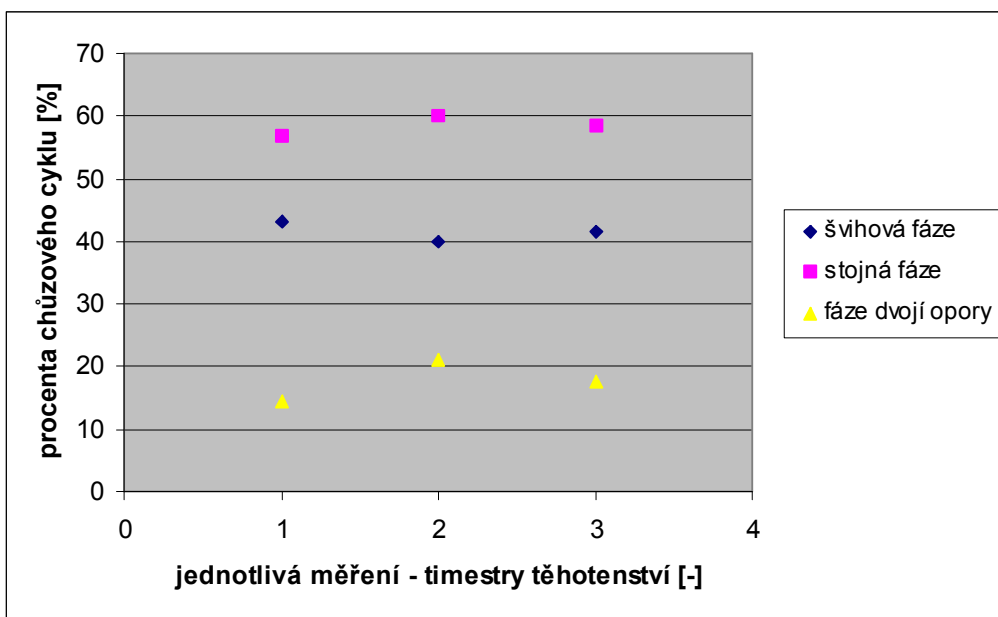
Graf 6: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.H.

Časování chůze

Procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu zvýšilo, ve třetím trimestru však došlo k jeho snížení téměř na úroveň prvního trimestru. Oproti tomu došlo ve druhém trimestru těhotenství ke snížení procentuálního trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu a ve třetím trimestru k jeho zvýšení opět téměř na úroveň prvního trimestru (viz. tab. 5, graf 7).

	1.trimestr	2.trimestr	3.trimestr
švihová fáze	43 %	40 %	41,5 %
stojná fáze	57 %	60 %	58,5 %
fáze dvojí opory	14,5 %	21 %	17,5 %

Tab. 5: procentuální zastoupení jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby M.H.



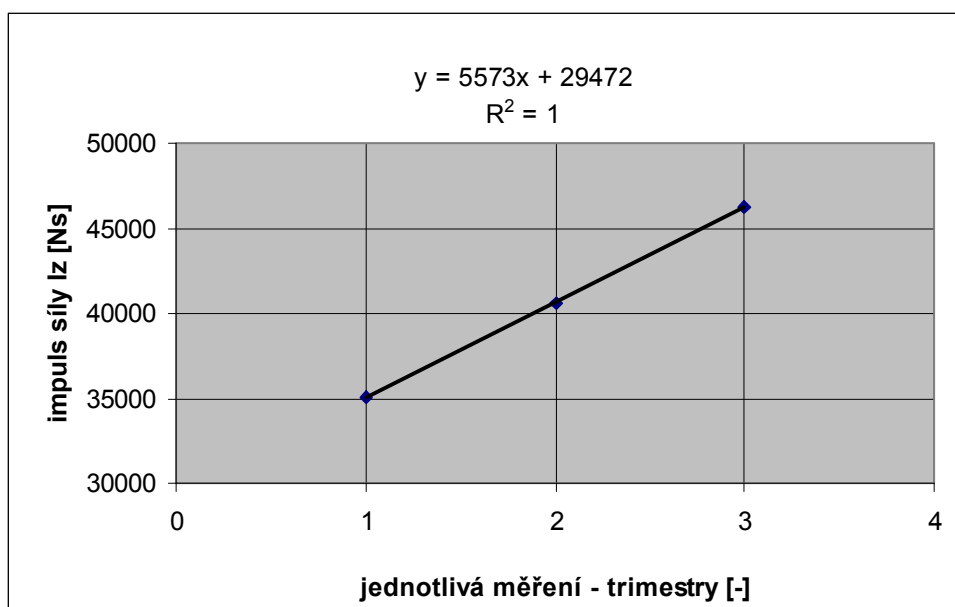
Graf 7: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.H.

Impuls síly

Co se týká impulsu síly působící na podložku ve vertikálním směru, tak u této osoby došlo v průběhu těhotenství k jeho postupnému zvyšování (viz. tab. 6, graf 8).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls vertikální síly	35047,96 Ns	40612,91 Ns	46193,92 Ns

Tab. 6: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby M.H.

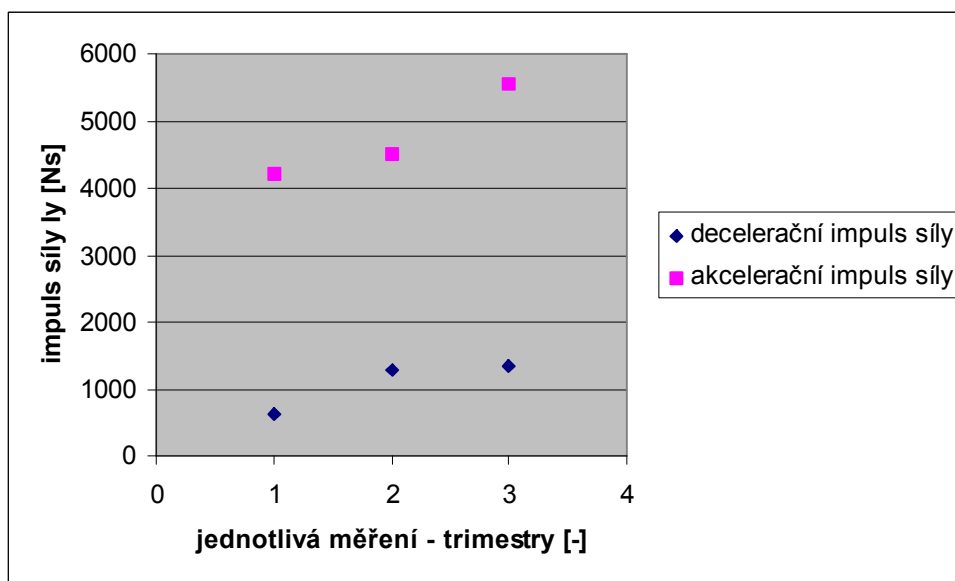


Graf 8: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.H.

Také impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby v průběhu těhotenství zvyšoval (viz. tab. 7, graf 9).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls decelerační síly	637,81 Ns	1268,73 Ns	1341,28 Ns
impuls akcelerační síly	4199,64 Ns	4508,39 Ns	5565,83 Ns

Tab. 7: impulzy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby M.H.



Graf 9: impulzy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.H.

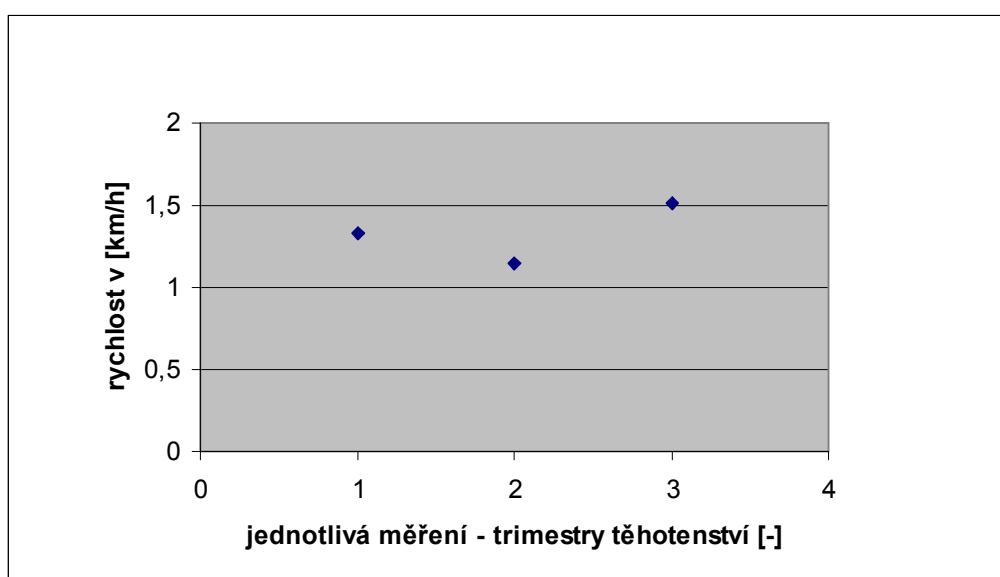
5.1.2 Osoba J.K.

Rychlost chůze

U této osoby došlo ve druhém trimestru těhotenství ke snížení rychlosti chůze oproti prvnímu trimestru, avšak ve třetím trimestru se její rychlost chůze zvýšila (viz. tab. 8, graf 10).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,33 km/h	1,14 km/h	1,51 km/h

Tab. 8: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby J.K.



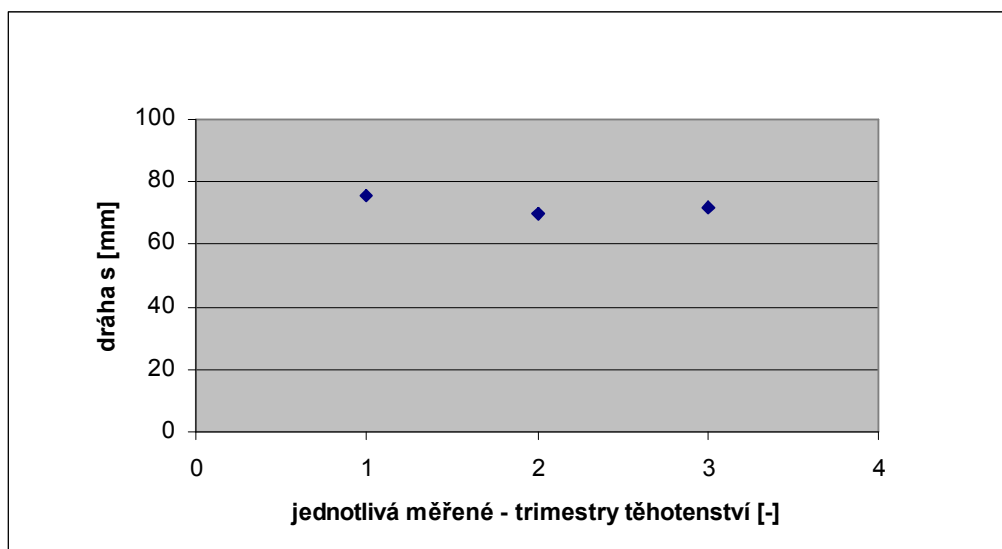
Graf 10: průměrná rychlost chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby J.K.

Šířka opěrné báze

Šířka opěrné báze zůstala u této osoby v průběhu těhotenství podobně jako u osoby M.H. relativně nezměněna (viz. tab. 9, graf 11).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	75,4 mm	70,0 mm	72,1 mm

Tab. 9: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby J.K.



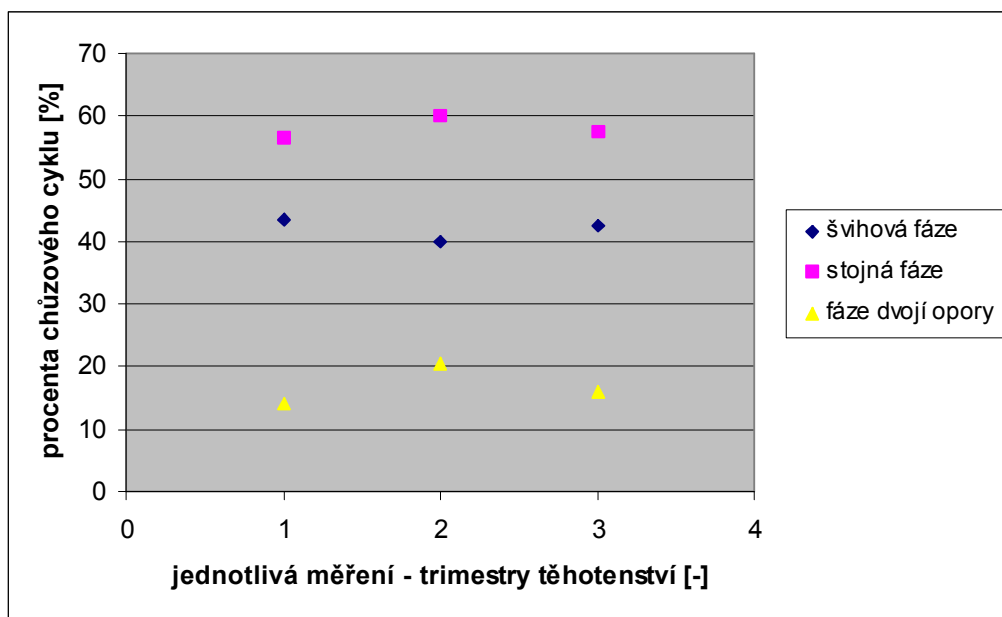
Graf 11: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby J.K.

Časování chůze

Podobně jako u osoby M.H. došlo u této osoby k tomu, že se procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu zvýšilo, ve třetím trimestru však došlo k jeho snížení téměř na úroveň prvního trimestru. Oproti tomu došlo ve druhém trimestru těhotenství ke snížení procentuálního trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu a ve třetím trimestru k jeho zvýšení opět téměř na úroveň prvního trimestru (viz. tab. 10, graf 12).

	1.trimestr	2.trimestr	3.trimestr
švihová fáze	43,5 %	40 %	42,5 %
stojná fáze	56,5 %	60 %	57,5 %
fáze dvojí opory	14 %	20,5 %	16 %

Tab. 10: procentuální zastoupení jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby J.K.



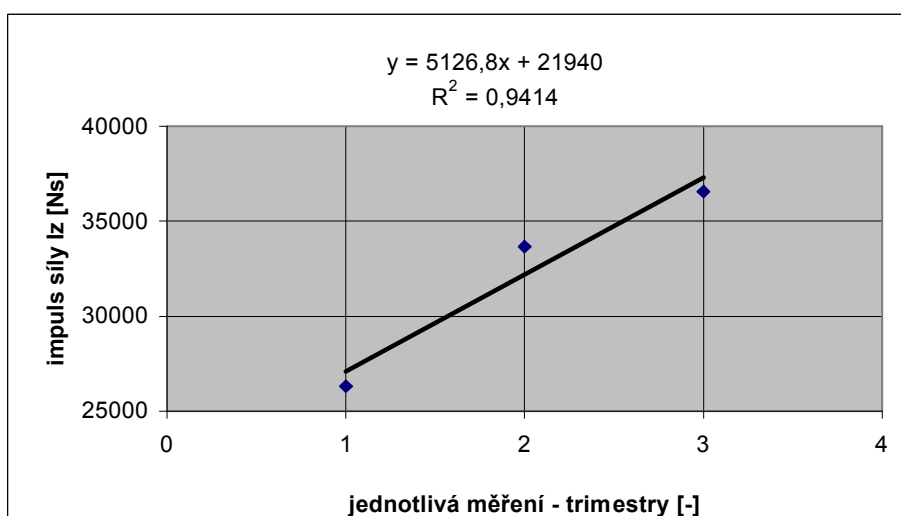
Graf 12: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby J.K.

Impuls síly

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u této osoby v průběhu těhotenství také postupně zvyšoval (viz. tab. 11, graf 13).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls vertikální síly	26327,86 Ns	33670,56 Ns	36581,54 Ns

Tab. 11: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby J.K.

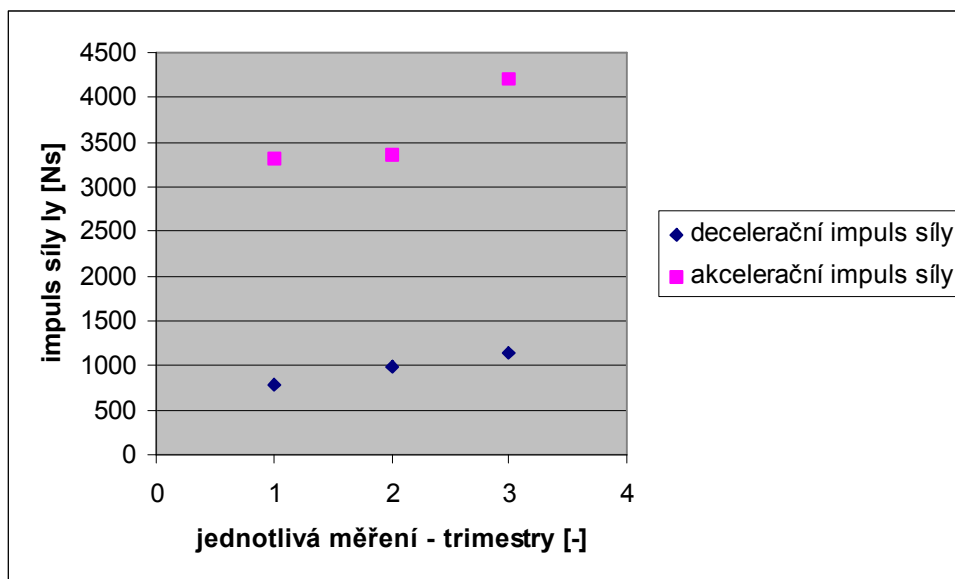


Graf 13: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby J.K.

Také impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby v průběhu těhotenství opět zvyšoval (viz. tab. 12, graf 14).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls decelerační síly	792,76 Ns	982,36 Ns	1131,08 Ns
impuls akcelerační síly	3303 Ns	3363,62 Ns	4200,48 Ns

Tab. 12: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby J.K.



Graf 14: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby J.K.

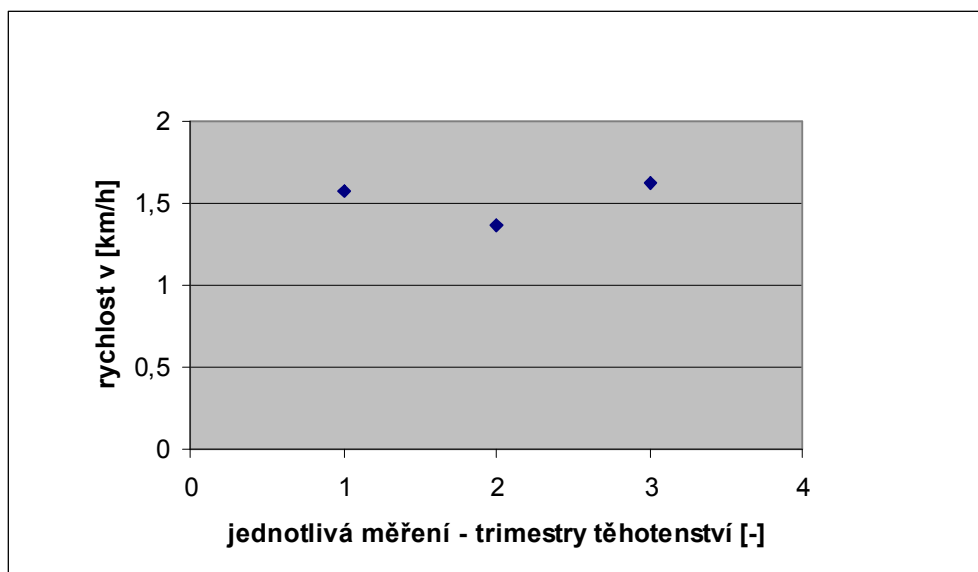
5.1.3 Osoba B.B

Rychlost chůze

U této osoby došlo ve druhém trimestru těhotenství ke snížení rychlosti chůze oproti prvnímu trimestru, avšak ve třetím trimestru došlo k jejímu zvýšení téměř na hodnoty odpovídající prvnímu trimestru (viz. tab. 13, graf 15).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,58 km/h	1,37 km/h	1,62 km/h

Tab. 13: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby B.B.



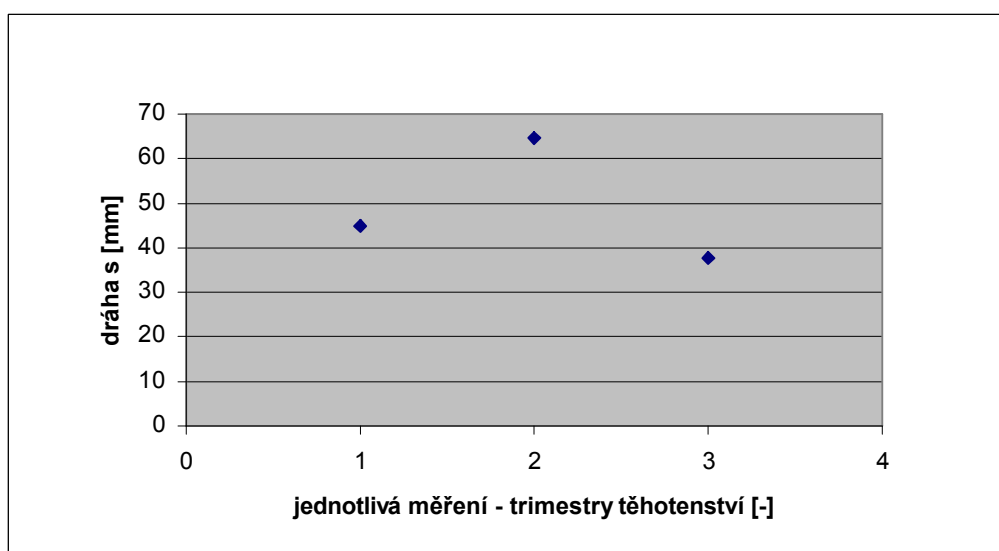
Graf 15: průměrná rychlost chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby B.B.

Šířka opěrné báze

Šířka opěrné báze se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu zvětšila, avšak ve třetím trimestru došlo k jejímu zúžení (viz. tab. 14, graf 16).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	45,0 mm	64,6 mm	37,5 mm

Tab. 14: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby B.B.



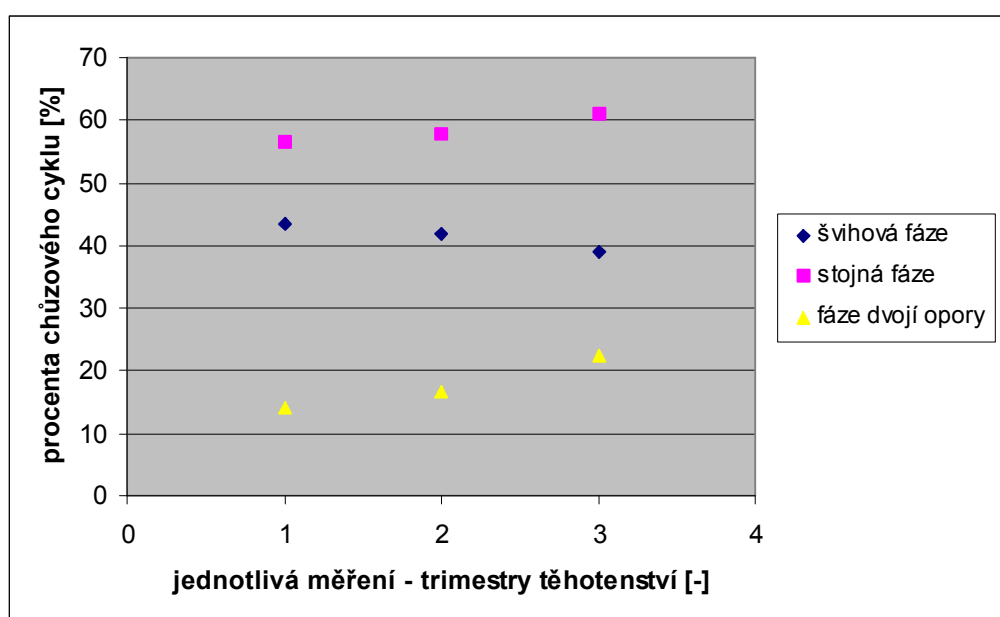
Graf 16: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby B.B.

Časování chůze

Procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se u této osoby s postupujícím těhotenstvím zvyšovalo, zatímco procentuální trvání fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se snižovalo (viz. tab. 15, graf 17).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
švihová fáze	43,5 %	42 %	39 %
stojná fáze	56,5 %	58 %	61 %
fáze dvojí opory	14 %	16,5 %	22,5 %

Tab. 15: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby B.B.



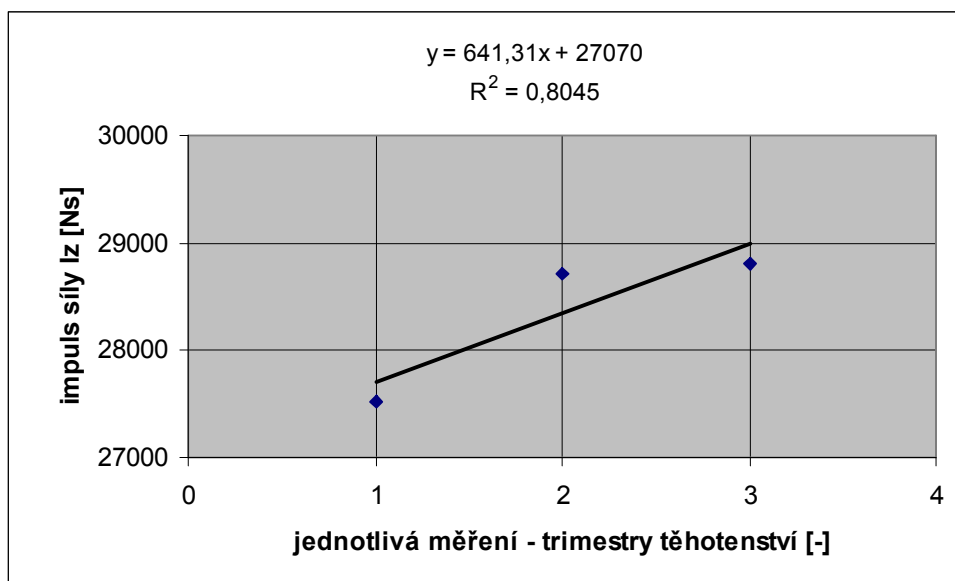
Graf 17: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby B.B.

Impuls síly

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u této osoby v druhém trimestru těhotenství zvětšil, nárůst ve třetím trimestru byl však minimální (viz. tab. 16, graf 18).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls vertikální síly	27528,88 Ns	28717,7 Ns	28811,5 Ns

Tab. 16: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby B.B.

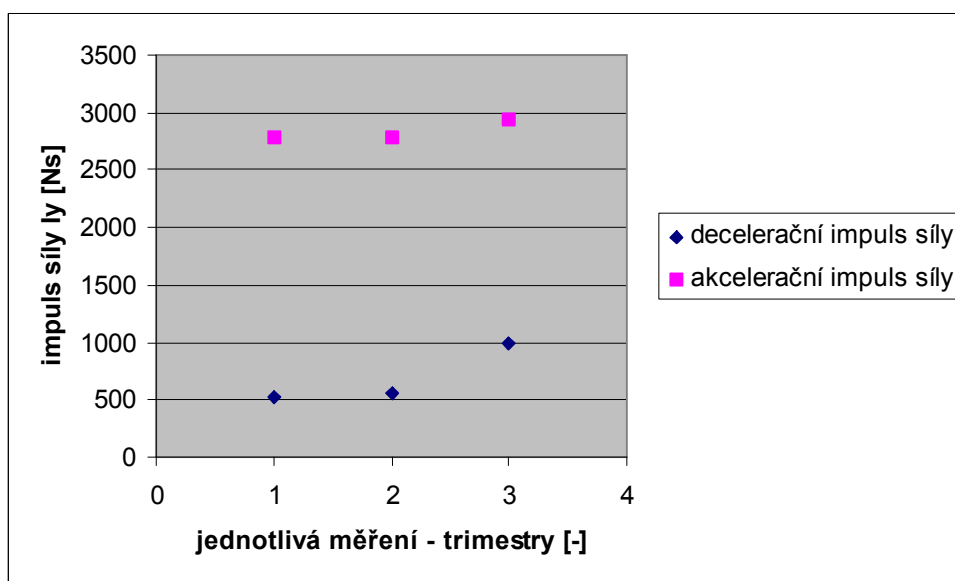


Graf 18: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby B.B.

Impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby průběhu těhotenství opět zvyšoval (viz. tab. 17, graf 19).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls decelerační síly	531,03 Ns	554,14 Ns	995,6 Ns
impuls akcelerační síly	2786,38 Ns	2787,16 Ns	2942,27 Ns

Tab. 17: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby B.B.



Graf 19: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby B.B.

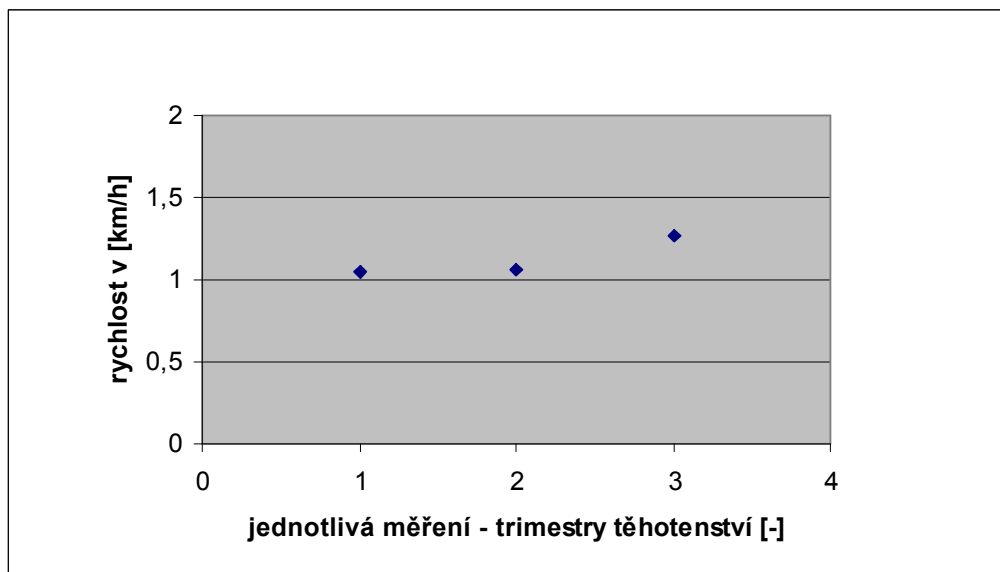
5.1.4 Osoba K.H.

Rychlost chůze

U této osoby se rychlost chůze v průběhu těhotenství zvyšovala (viz. tab. 18, graf 20).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,04 km/h	1,06 km/h	1,27 km/h

Tab. 18: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby K.H.



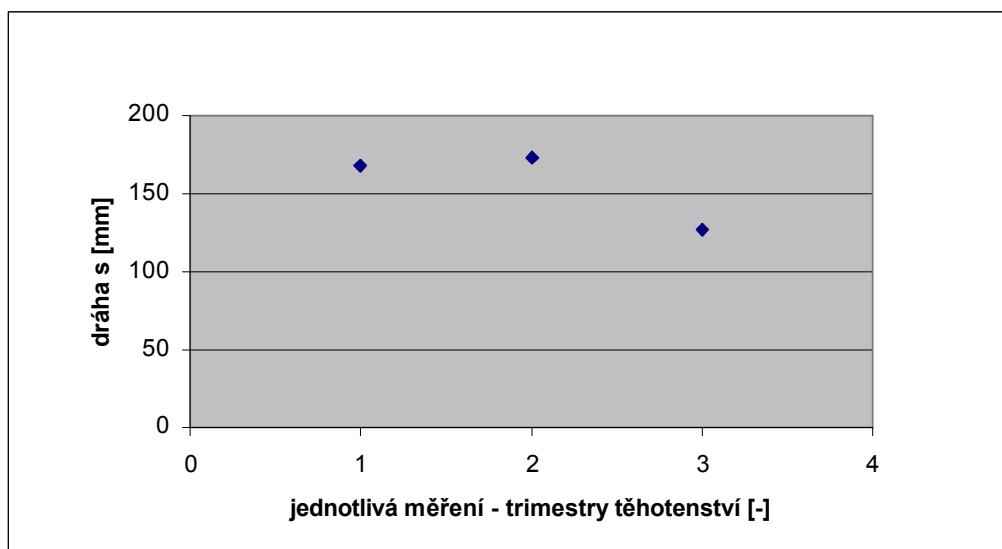
Graf 20: průměrná rychlost chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby K.H.

Šířka opěrné báze

Podobně jako u osoby B.B. se šířka opěrné báze u této osoby ve 2. trimestru těhotenství oproti prvnímu zvětšila, avšak ve třetím trimestru došlo k jejímu zúžení (viz. tab. 19, graf 21).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	168,5 mm	173,5 mm	127,4 mm

Tab. 19: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby K.H.



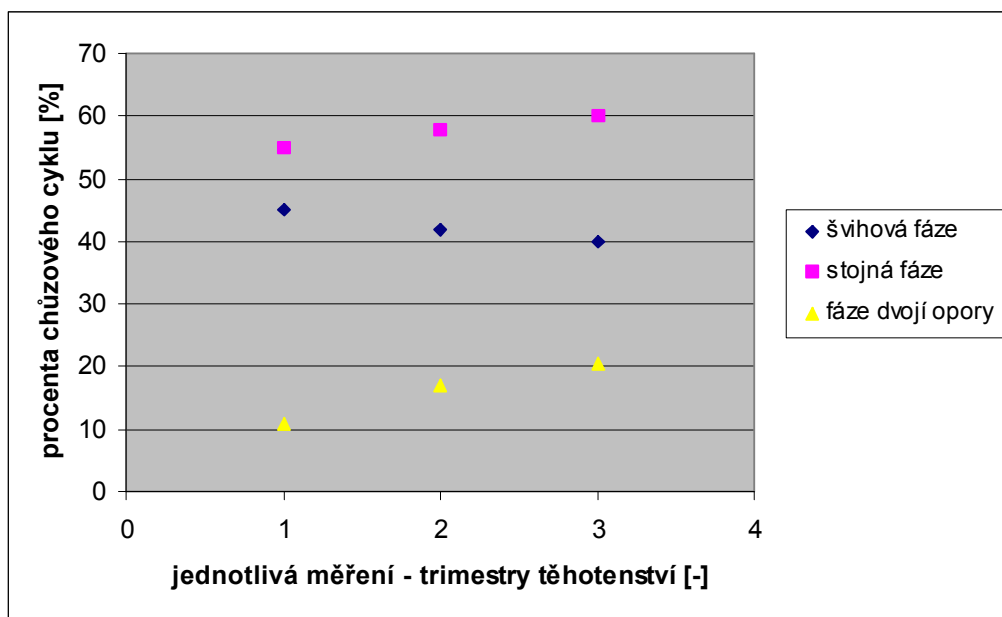
Graf 21: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby K.H.

Časování chůze

Podobně jako u osoby B.B. došlo k tomu, že se u této osoby s postupujícím těhotenstvím zvyšovalo procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu a procentuální trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu se snižovalo (viz. tab. 20, graf 22).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
švihová fáze	45 %	42 %	40 %
stojná fáze	55 %	58 %	60 %
fáze dvojí opory	11 %	17 %	20,5 %

Tab. 20: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby K.H.



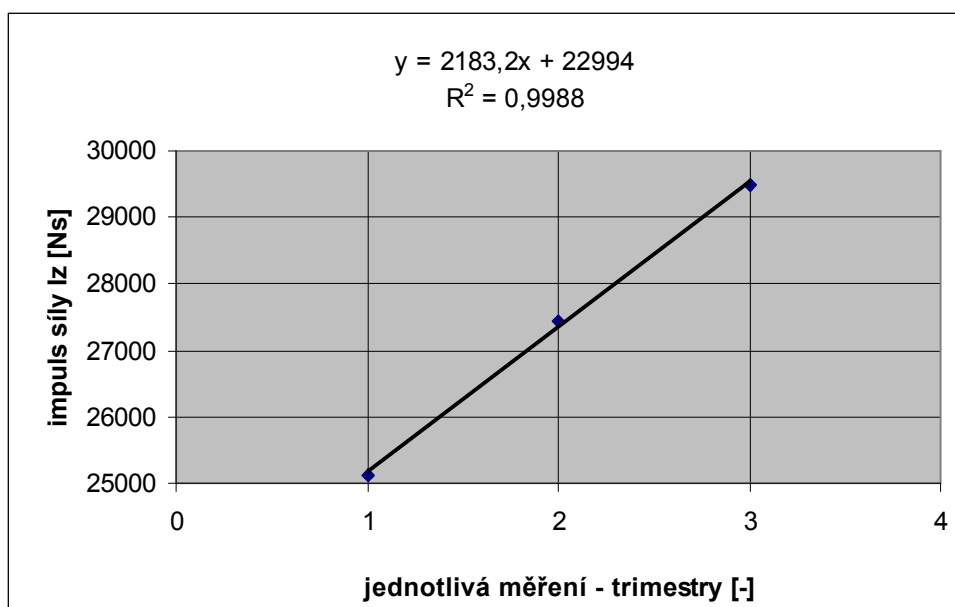
Graf 22: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby K.H.

Impuls síly

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u této osoby v průběhu těhotenství postupně zvyšoval (viz. tab. 21, graf 23).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls vertikální síly	25133,7 Ns	27448,14 Ns	29500,01 Ns

Tab. 21: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby K.H.

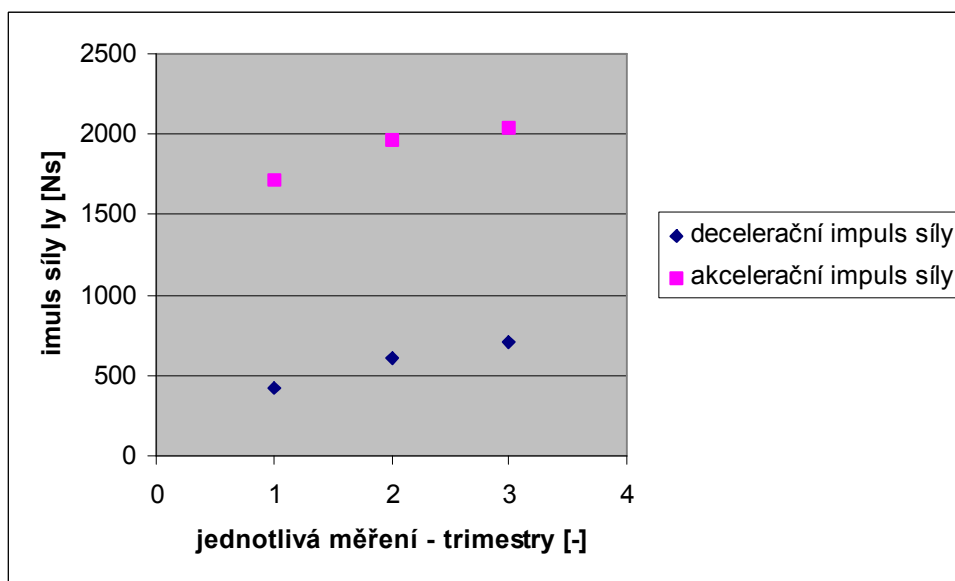


Graf 23: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru během stejné fáze kroku v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby K.H.

Také impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby v průběhu těhotenství opět zvyšoval (viz. tab. 22, graf 24).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls decelerační síly	426,04 Ns	612,95 Ns	706,39 Ns
impuls akcelerační síly	1713,32 Ns	1965,03 Ns	2044,35 Ns

Tab. 22: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby K.H.



Graf 24: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby K.H.

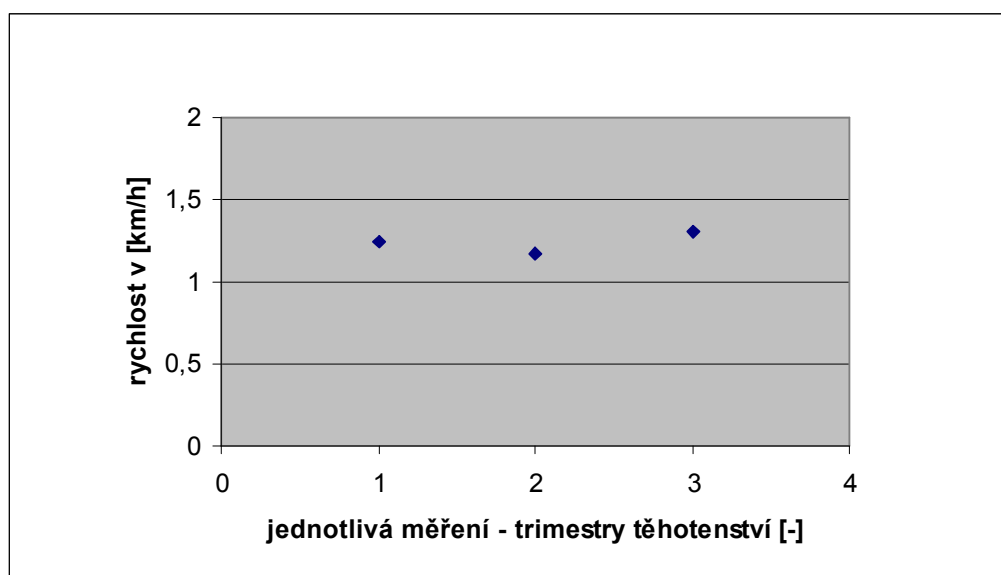
5.1.5 Osoba M.M.J.

Rychlost chůze

U této osoby se rychlost chůze ve 2. trimestru těhotenství oproti prvnímu snížila, ve třetím trimestru však došlo k jejímu zvýšení (viz. tab. 23, graf 25).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,24 km/h	1,17 km/h	1,30 km/h

Tab. 23: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby M.M.J.



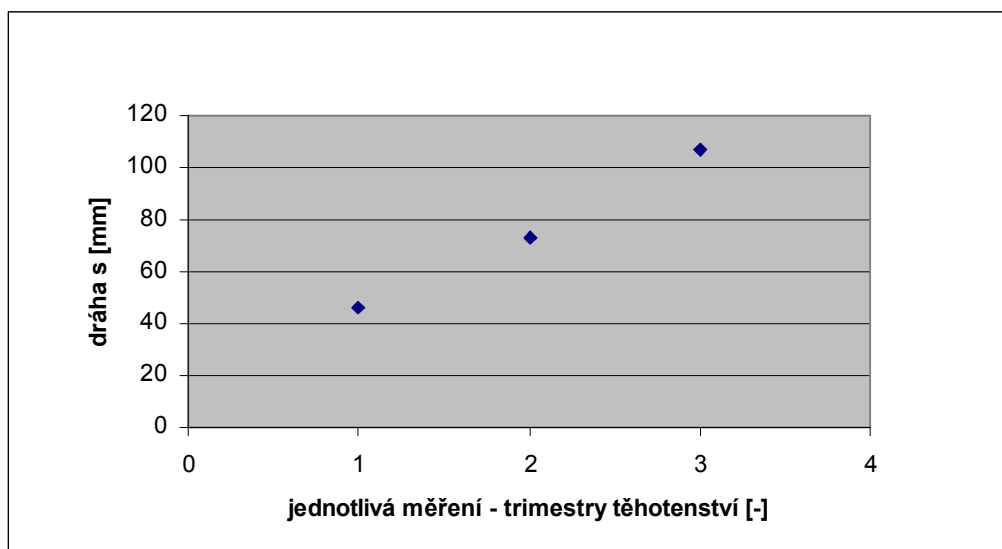
Graf 25: průměrná rychlost chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.M.J.

Šířka opěrné báze

Šířka opěrné báze se u této osoby s postupujícím těhotenstvím zvětšovala (viz. tab. 24, graf 26).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	46,4 mm	73,2 mm	106,8 mm

Tab. 24: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby M.M.J.



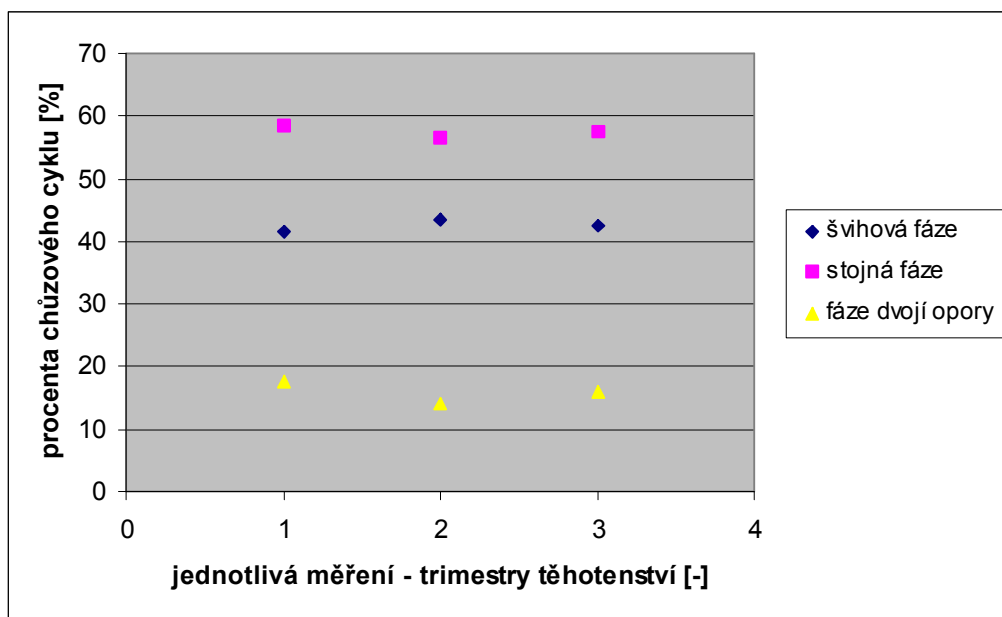
Graf 26: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.M.J.

Časování chůze

Procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu snížilo a ve třetím trimestru došlo k jeho zvýšení téměř na úroveň prvního trimestru. Procentuální trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu se ve druhém trimestru těhotenství zvýšilo a ve třetím trimestru došlo k jeho zvýšení také téměř na úroveň prvního trimestru (viz. tab. 25, graf 27).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
švihová fáze	41,5 %	43,5 %	42,5 %
stojná fáze	58,5 %	56,5 %	57,5 %
fáze dvojí opory	17,5 %	14 %	16 %

Tab. 25: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby M.M.J.



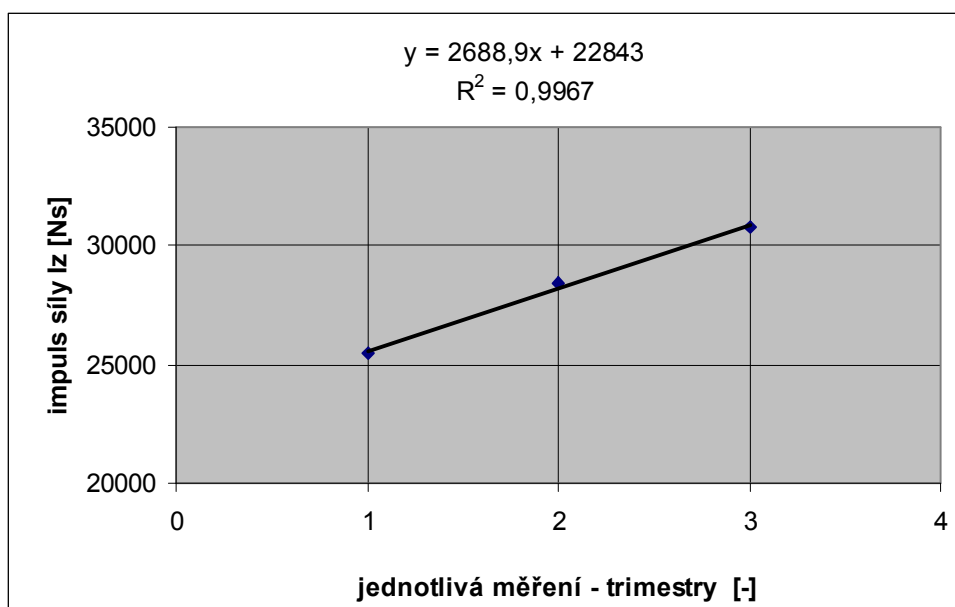
Graf 27: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.M.J.

Impuls síly

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u této osoby v průběhu těhotenství opět postupně zvyšoval (viz. tab. 26, graf 28).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls vertikální síly	25442,68 Ns	28399,31 Ns	30820,42 Ns

Tab. 26: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby M.M.J.

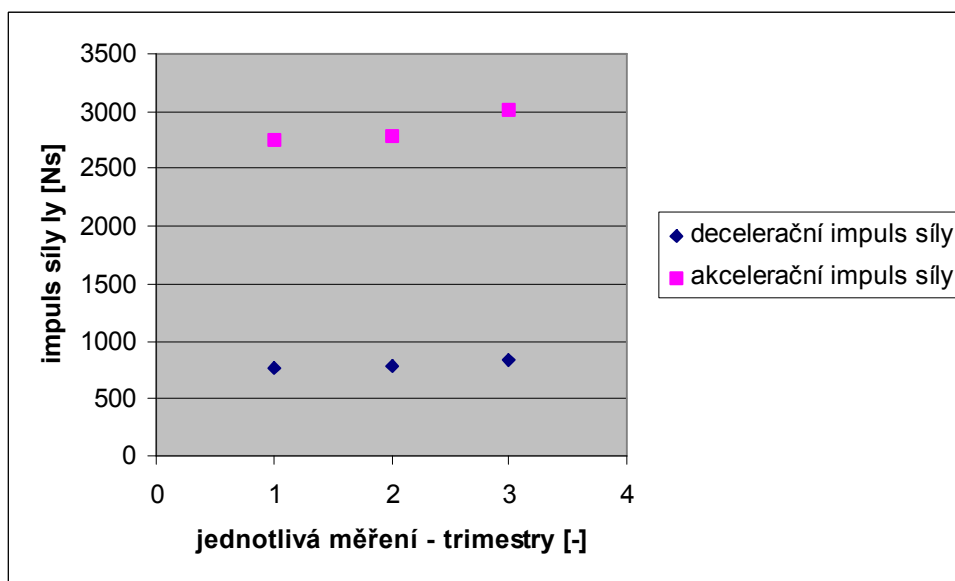


Graf 28: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.M.J.

Také impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby v průběhu těhotenství opět zvyšoval (viz. tab. 27, graf 29).

	1. trimestr	2. trimestr	3. trimestr
impuls decelerační síly	757,86 Ns	781,35 Ns	836,69 Ns
impuls akcelerační síly	2753,12 Ns	2787,71 Ns	3019,3 Ns

Tab. 27: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby M.M.J.



Graf 29: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství u osoby M.M.J.

5.1.6 Osoba H.L.

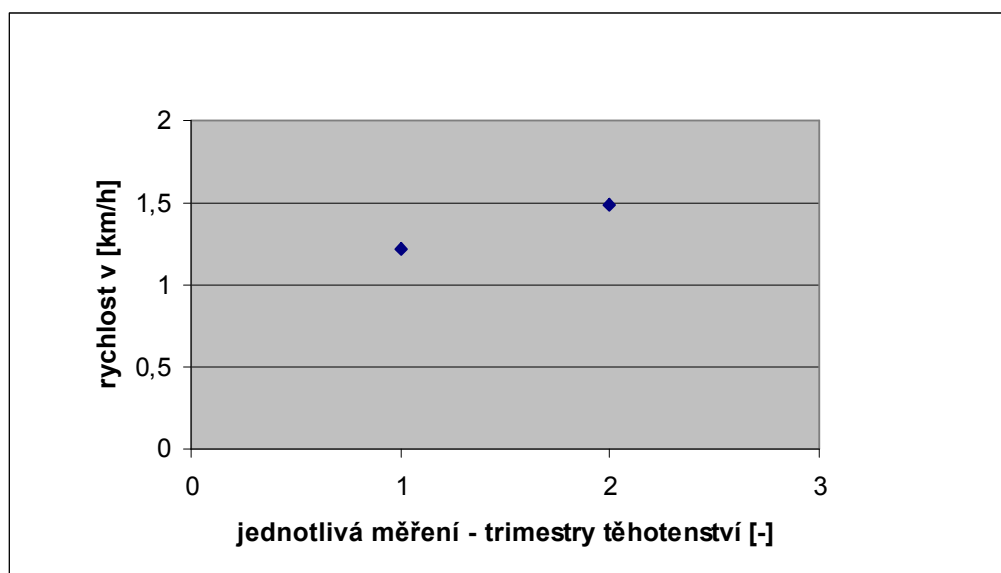
Tato osoba se z důvodu předčasného porodu zúčastnila pouze prvních dvou měření na konci 1. a na konci 2. trimestru.

Rychlost chůze

U této osoby došlo ve druhém trimestru těhotenství ke zvýšení rychlosti chůze oproti prvnímu trimestru (viz. tab. 28, graf 30).

	1. trimestr	2. trimestr
průměrná rychlost chůze	1,22 km/h	1,48 km/h

Tab. 28: průměrná rychlost chůze v průběhu těhotenství u osoby H.L.



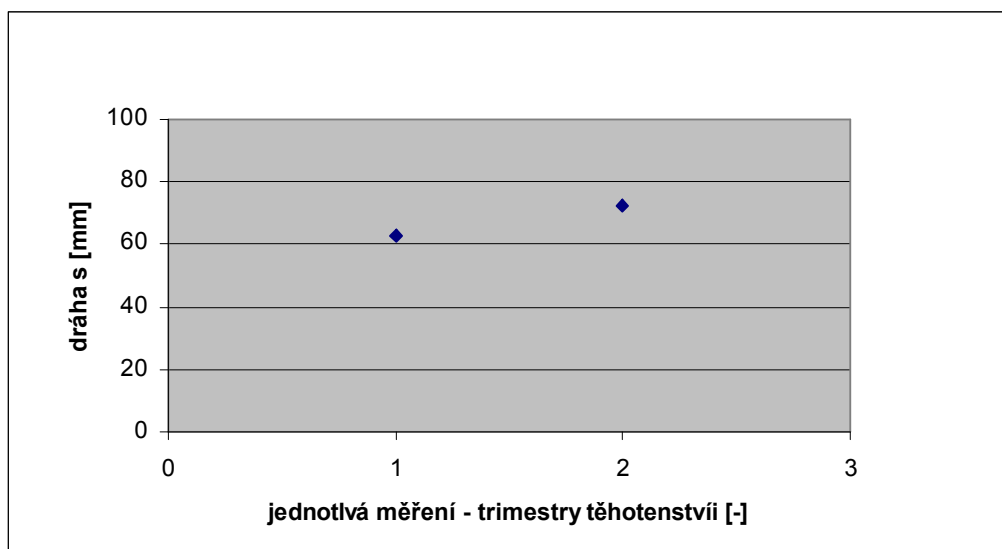
Graf 30: průměrná rychlost chůze v průběhu 1. a 2. trimestru těhotenství u osoby H.L.

Šířka opěrné báze

Šířka opěrné báze se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu zvětšila (viz. tab. 29, graf 31).

	1. trimestr	2. trimestr
průměrná šířka opěrné báze	62,7 mm	72,7 mm

Tab. 29: průměrná šířka opěrné báze v průběhu těhotenství u osoby H.L.



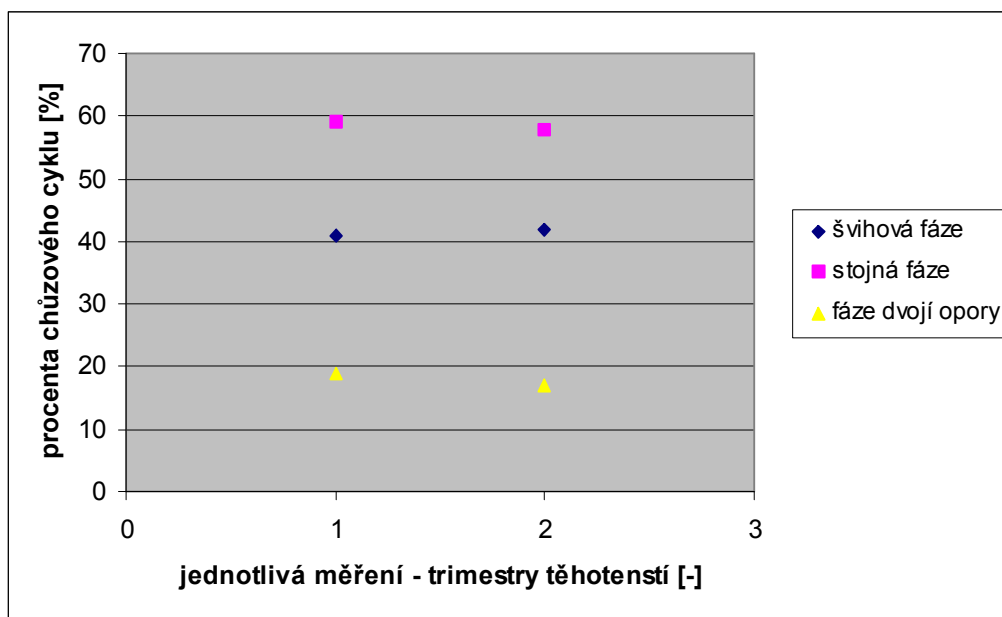
Graf 31: průměrná šířka opěrné báze v průběhu 1. a 2. trimestru těhotenství u osoby H.L.

Časování chůze

Procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu snížilo, zatímco procentuální trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu se zvýšilo (viz. tab. 30, graf 32).

	1. trimestr	2. trimestr
švihová fáze	41 %	42 %
stojná fáze	59 %	58 %
fáze dvojí opory	19 %	17 %

Tab. 30: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v průběhu těhotenství u osoby H.L.



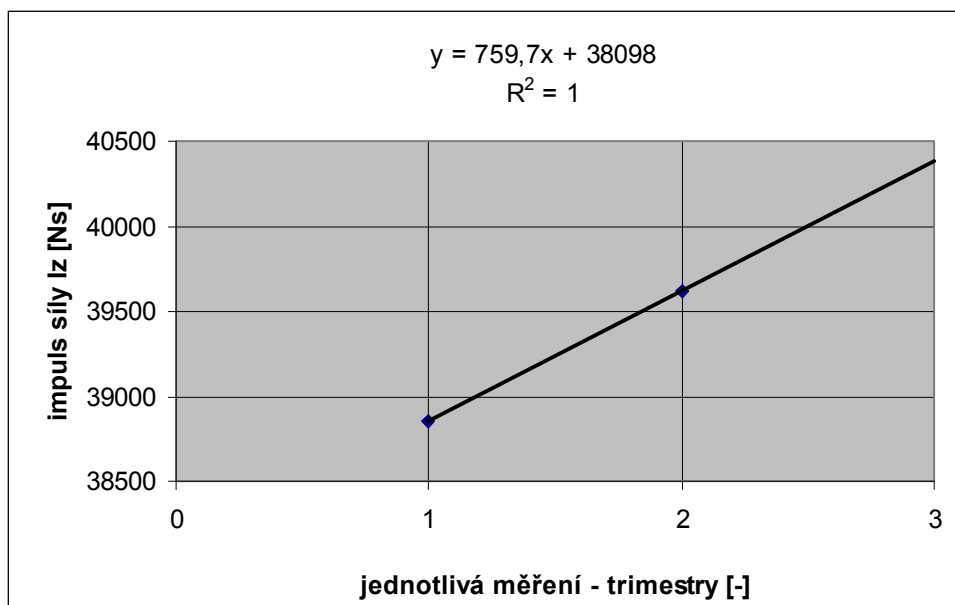
Graf 32: procentuální trvání jednotlivých fází chůze v 1. a 2. trimestru těhotenství u osoby H.L.

Impuls síly

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu opět zvýšil (viz. tab. 31, graf 33).

	1. trimestr	2. trimestr
impuls vertikální síly	38857,89 Ns	39617,59 Ns

Tab. 31: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu těhotenství u osoby H.L.

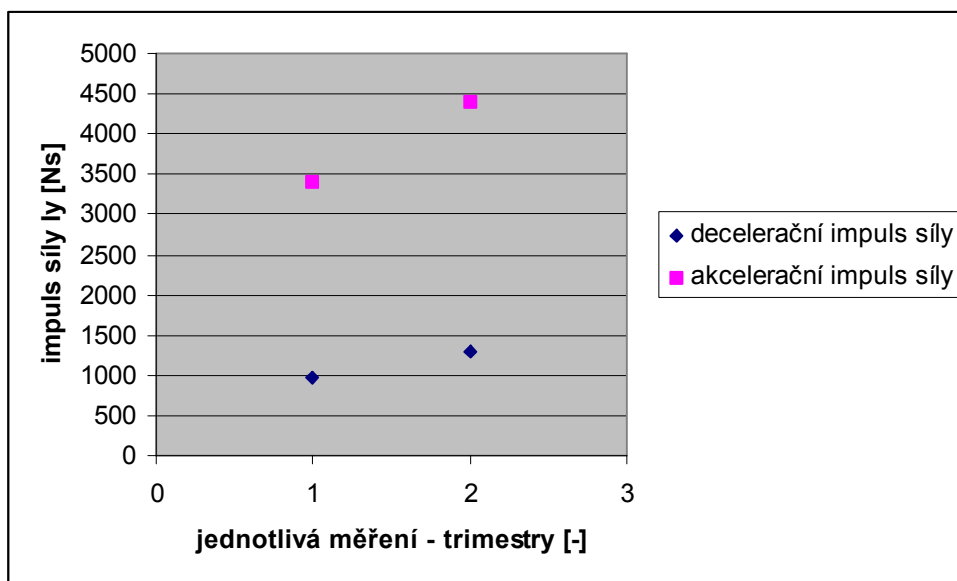


Graf 33: impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru v průběhu 1. a 2. trimestru těhotenství u osoby H.L.

Také impuls decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se u této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu opět zvýšil (viz. tab. 32, graf 34).

	1. trimestr	2. trimestr
impuls decelerační síly	972,2 Ns	1303,61 Ns
impuls akcelerační síly	3413,8 Ns	4410,09 Ns

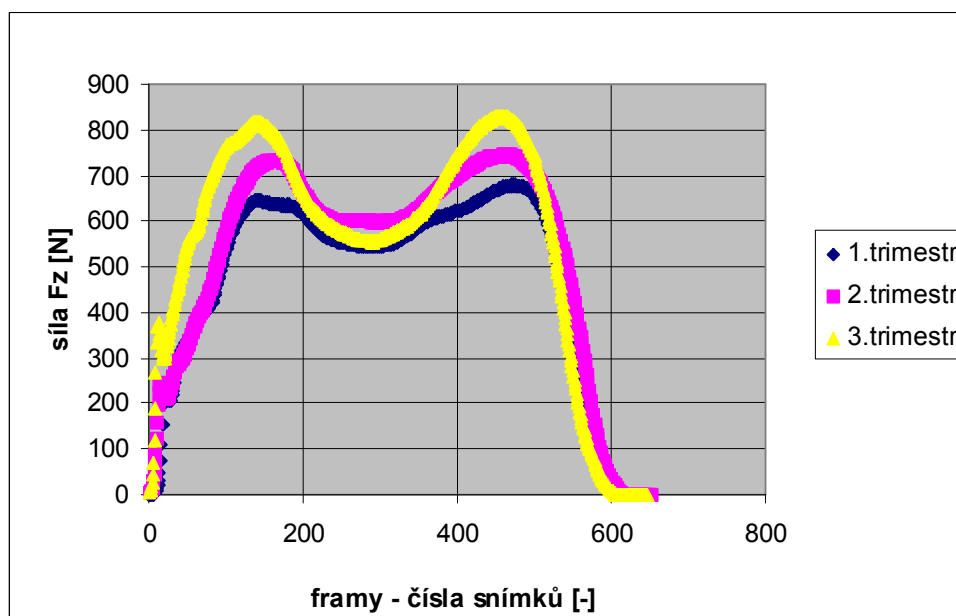
Tab. 32: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu těhotenství u osoby H.L.



Graf 34: impulsy sil působících na podložku v předozadním směru v průběhu 1. a 2. trimestru těhotenství u osoby H.L.

5.2 Shrnutí

U všech 6-ti probandek došlo v průběhu těhotenství ke zvětšení interakční síly chodidla s podložkou působící ve vertikálním směru, a to v době dopadu nohy na patu a v době odrazu nohy od palce. V době, kdy je během stojné fáze kroku celá ploska nohy v kontaktu s podložkou, zůstala tato síla relativně nezměněna (viz. graf 35).



Graf 35: velikost interakčních sil chodidla s podložkou působících ve vertikálním směru během v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství

U všech 6-ti probandek zároveň došlo ke zvětšení impulsů sil působících na podložku ve vertikálním (viz.graf 8, 13, 18, 23, 28, 33) i předozadním směru (viz. graf 9, 14, 19, 24, 29, 34) (viz. tab. 33).

Změny v rychlosti chůze během těhotenství byly individuální (viz. tab. 33). U jedné osoby (M.H.) došlo v průběhu těhotenství k postupnému snižování rychlosti chůze (viz graf 5). U třech osob (J.K., B.B. a M.M.J.) sice došlo ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu trimestru také ke snížení rychlosti, avšak ve třetím trimestru se jejich rychlost opět zvýšila (viz. graf 10, 15, 25). Dvě osoby (K.H., H.L.) měly během těhotenství tendenci ke zvyšování rychlosti chůze (viz. graf 20, 30).

Co se týká ostatních sledovaných parametrů chůze (šířka opěrné báze, časování chůze), tak tato práce našla tři různé způsoby, jak se gravidní ženy vyrovnávají se změnami v jejich organismu, ke kterým dochází v průběhu těhotenství (viz. tab. 33):

1. U osob M.H. a J.K. zůstala šířka opěrné báze během těhotenství relativně nezměněna (viz. graf 6, 11). Co se týká časování chůze, tak u těchto osob došlo ve druhém trimestru těhotenství ke snížení procentuálního trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu a ke zvýšení procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory, ve třetím trimestru těhotenství se procentuální trvání švihové fáze opět zvýšilo a procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se opět snížilo (viz. graf 7, 12)
2. U osob B.B. a K.H. došlo ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu trimestru k rozšíření opěrné báze, avšak ve třetím trimestru se šířka jejich opěrné báze opět zúžila (viz.graf 16, 21). Procentuálního trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu se u těchto osob s postupujícím těhotenstvím snižovalo a procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory se naopak zvyšovalo (viz. graf 17, 22).
3. U osoby M.M.J. došlo během těhotenství k postupnému rozšiřování opěrné báze (viz. graf 26). Také osoba H.L. ve druhém trimestru těhotenství rozšířila svou opěrnou bázi (viz. graf 31). Co se týká časování chůze v průběhu těhotenství u osoby M.M.J., tak ve druhém trimestru těhotenství došlo ke zvýšení procentuálního trvání švihové fáze z celého chůzového cyklu a ke snížení procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory, ve třetím trimestru těhotenství se procentuální trvání švihové fáze opět snížilo a procentuální trvání stojné fáze a

fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se opět zvýšilo (viz. graf 27). U osoby H.L. byla změna v časování chůze ve druhém trimestru těhotenství obdobná jako u osoby M.M.J., došlo u ní tedy ke zvýšení procentuálního trvání fáze švihové z celého chůzového cyklu a ke snížení procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory (viz. graf 32).

	M.H.	J.K.	B.B.	K.H.	M.M.J.	H.L.
Rychlost chůze (km/h):						
1. trimestr	1,44	1,33	1,58	1,04	1,24	1,22
2. trimestr	1,31	1,14	1,37	1,06	1,17	1,48
3. trimestr	1,20	1,51	1,62	1,27	1,30	-
Šířka opěrné báze (mm):						
1. trimestr	79,0	75,4	45,0	168,5	46,4	62,7
2. trimestr	77,3	70,0	64,6	173,5	73,2	72,7
3. trimestr	77,1	72,1	37,5	127,4	106,8	-
Švihová fáze (%):						
1. trimestr	43	43,5	43,5	45	41,5	41
2. trimestr	40	40	42	42	43,5	42
3. trimestr	41,5	42,5	39	40	42,5	-
Stojná fáze (%):						
1. trimestr	57	56,5	56,5	55	58,5	59
2. trimestr	60	60	58	58	56,5	58
3. trimestr	58,5	57,5	61	60	57,5	-
Fáze dvojí opory (%):						
1. trimestr	14,5	14	14	11	17,5	19
2. trimestr	21	20,5	16,5	17	14	17
3. trimestr	17,5	16	22,5	20,5	16	-
Impuls vertikální síly (Ns):						
1. trimestr	35047,96	26327,86	27528,88	25133,7	25442,68	38857,89
2. trimestr	40612,91	33670,56	28717,7	27448,14	28399,31	39617,59
3. trimestr	46193,92	36581,54	28811,5	29500,01	30820,42	-
Impuls decelerační síly (Ns):						
1. trimestr	637,81	792,76	531,03	426,04	757,86	972,2
2. trimestr	1268,73	982,36	554,14	612,95	781,35	1303,61
3. trimestr	1341,28	1131,08	995,6	706,39	836,69	-
Impuls akcelerační síly (Ns):						
1. trimestr	4199,64	3303	2786,38	1713,32	2753,12	3413,8
2. trimestr	4508,39	3363,62	2787,16	1965,03	2787,71	4410,09
3. trimestr	5565,83	4200,48	2942,27	2044,35	3019,3	-

Tab. 33: souhrnné výsledky

6. Diskuse

6.1 Diskuse nad průběhem měření

Při snímání dat jsem se pro každé měření snažila zachovat stejné podmínky. Přesto existuje řada faktorů, které by mohly ovlivnit výsledky provedeného experimentu.

Výzkumný soubor netvořil homogenní skupinu. Do experimentu byly zařazeny prvorodičky i druhorodičky rozdílného věku, somatotypu i životního stylu (zaměstnání, pohybová aktivita). U druhorodiček můžeme teoreticky předpokládat určité trvalé změny po předchozím těhotenství, které by mohly mít vliv na jejich stereotyp chůze. Námětem pro další práci by tak mohlo být sledování vlivu některých z výše uvedených kritérií.

Ženy byly sice před vlastním měřením zainstruovány jít po připraveném testovacím chodníku pro ně přirozenou chůzí dle vlastního pohodlného tempa. Nicméně pro správný záznam na dynamometrické desce Kistler je zapotřebí, aby probandce vždy vyšel dopad jedné celé plošky na každou z dynamometrických desek, což mohlo mít vliv na jejich délku kroku a následně na další parametry chůze. Tento fakt byl během měření eliminován tím, že každá žena měla možnost určit si optimální místo, odkud chůzi začít tak, aby ji vyšel krok, aniž by ho musela zkrátit nebo prodloužit. Vzhledem k omezenému prostoru kolem testovacího chodníku však nebyl tento problém odstraněn zcela. Pro snímání tzv. „mid gait“ chůze (viz. kap. 4.3.2), která se nejvíce podobá normálnímu přirozenému chůzovému cyklu, by bylo vhodné prostor před a za testovacím chodníkem ještě zvětšit a problém s omezením, které vyplývá z použití dynamometrických desek Kistler, vyřešit např. úpravou jejich vzdálenosti podle individuální délky kroku probandky.

Zkreslení naměřených dat může být také způsobeno umístěním markerů, jejichž trajektorie jsou sledovány. Není totiž prakticky možné nalepení markerů na místo prvního kontaktu nohy s podložkou (pata z plantární strany) a na místo odrazu nohy od podložky (bříško palce nohy). Tímto omezením je do zpracování dat vnesena malá nepřesnost. Pro její odstranění by byla pravděpodobně nutná řada měření, na základě kterých by bylo možné nalézt příslušnou korekci pro okamžitou pozici markeru.

6.2 Diskuse nad výsledky měření

Výsledky v rámci jednoho trimestru těhotenství u každé probandky byly průměrem naměřených a vyhodnocených dat ze třech sad měření. Výsledný průměr tak nepostihuje variabilitu jednotlivých měření, což by mohlo do jisté míry vést ke zkreslení konečných výsledků.

U jedné osoby (M.H.) došlo v průběhu těhotenství k postupnému snižování rychlosti chůze, kterou žena subjektivně označovala za pohodlnou (viz. graf 5), což se shoduje s výsledky studie, kterou provedli Wu et al. (2004) Pettus et al. (2006). Dvě osoby (K.H., H.L.) měly naopak během těhotenství tendenci ke zvyšování rychlosti chůze (viz. graf 20, 30), což se shoduje s výsledky studie, kterou provedli Butler et al. (2006). Výsledky jiných studií (Aktinson et al, 1999, Foti et al, 1998, 2000, Golomer et al, 1991) ukázaly, že se rychlost chůze v průběhu těhotenství nemění, což nemohu potvrdit, u zbylých třech testovaných osob (J.K., B.B. a M.M.J.) totiž došlo ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu trimestru ke snížení rychlosti a ve třetím trimestru se jejich rychlost opět zvýšila (viz. graf 10, 15, 25). Tyto individuální změny v rychlosti chůze si vysvětluji tím, že dynamika chůze je významně ovlivněna momentálním fyzickým i psychickým stavem každého jedince v daném okamžiku.

U dvou osob (M.H., J.K.) zůstala šířka opěrné báze během těhotenství relativně nezměněna (viz. graf 6, 11), což se shoduje s výsledky studií, které provedli Butler et al. (2006) a Foti et al. (2000). U jedné osoby (M.M.J.) došlo během těhotenství k postupnému rozšiřování opěrné báze (viz. graf 26). Také osoba H.L. měla tendenci svou opěrnou bázi rozšiřovat (viz. graf 31), což se shoduje s výsledky studií, které provedli Bird et al. (1999), Limbery a Gilleard (2005), Osman et al. (2002) a Pettus et al. (2006). Tato změna může být kompenzačním mechanismem pro zlepšení stability těhotné ženy při posunu těžiště těla vpřed. U dvou osob (B.B, K.H.) sice došlo ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu trimestru také k rozšíření jejich opěrné báze, avšak ve třetím trimestru se šířka jejich opěrné báze opět zúžila (viz. graf 16, 21). Toto zúžení opěrné báze mohlo být způsobeno rychlejší chůzí těchto dvou osob ve třetím trimestru těhotenství oproti druhému (viz. graf 15, 20).

U dvou osob (B.B., K.H.) došlo v průběhu těhotenství k postupnému zvýšení procentuálního trvání fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu a naopak ke snížení

procentuálního trvání fáze švihové (viz. graf 17, 22), což souhlasí s výsledky studie, kterou provedli Foti et al. (2000). Tuto změnu v časování chůze si lze vysvětlit např. tím, že zvýšení tělesné hmotnosti, ke kterému v průběhu těhotenství dochází, vyžaduje větší svalové úsilí potřebné k jednostranné opoře, která se vyskytuje během švihové fáze chůzového cyklu, proto se žena snaží tuto dobu zkrátit a naopak prodloužit dobu oboustranné opory, která se vyskytuje během fáze dvojí opory. U dvou osob (M.H., J.K.) sice ve druhém trimestru těhotenství také došlo ke snížení procentuálního trvání švihové fáze a ke zvýšení procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu, avšak ve třetím trimestru těhotenství se procentuální trvání švihové fáze opět zvýšilo a procentuální trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu se opět snížilo (viz. graf 7, 12). Toto zkrácení doby stojné fáze a fáze dvojí opory a naopak prodloužení švihové fáze u osoby J.K. si lze vysvětlit rychlejší chůzí této osoby ve třetím trimestru těhotenství oproti druhému (viz. graf 10). U osoby H.L. došlo ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu ke zvýšení procentuálního trvání fáze švihové a ke snížení procentuálního trvání stojné fáze a fáze dvojí opory z celého chůzového cyklu (viz. graf 32). Tyto změny v časování chůze lze rovněž vysvětlit rychlejší chůzí této osoby ve druhém trimestru těhotenství oproti prvnímu (viz. graf 30).

U všech 6-ti probandek došlo v průběhu těhotenství ke zvětšení interakčních sil chodidla s podložkou působící ve vertikálním směru, a to v době dopadu nohy na patu a v době odrazu nohy od palce. V době, kdy je během stojné fáze kroku celá ploska nohy v kontaktu s podložkou, zůstala tato síla relativně nezměněna (viz. graf 35), což si vysvětlují dobrou funkcí klenby nožní, která se během těhotenství i přes nárůst hmotnosti těla u primárně normální nohy oproti očekávání nesnižuje (Pexidrová, 2001, Bavor, 1977).

Impuls síly působící na podložku ve vertikálním směru se u všech 6-ti probandek v průběhu těhotenství víceméně lineárně zvětšoval, což může souviset s nárůstem tělesné hmotnosti těhotné v průběhu gravidity. Oprávněnost použití přímky pro popis vývoje hodnot silových impulsů dokazují vysoké hodnoty koeficientu spolehlivosti, které byly spolu s rovnicemi regresních přímek počítány v programu MS Excel (viz. tab.34).

	M.H.	J.K.	B.B.	K.H.	M.M.J.	H.L.
koeficient spolehlivosti	1	0,9414	0,8045	0,9988	0,9967	1*

Tab. 34: koeficient spolehlivosti

* pouze 2 měření

Tučně je označena nejnižší hodnota koeficientu spolehlivosti u osoby B.B., u které o lineárním nárůstu nelze hovořit (viz. graf 18). Tento fakt lze vysvětlit např. tím, že u této osoby byla ve 33. týdnu gravidity diagnostikována těhotenská cukrovka (viz. příloha P3). Nastala tedy opatření týkající se stravovacího režimu a tělesná hmotnost těhotné se poté zvyšovala pomaleji.

Pro zachycení souvislosti mezi hodnotami měřených silových impulsů a hmotnosti probandek by bylo nutné provést značný počet měření pro vyloučení vlivu rušivých vstupů, které mohou značně zkreslit jeho výsledky (např. okamžitá ztráta rovnováhy kompenzovaná rychlým došlapem apod.) Z tohoto pohledu se hodnocení impulsu interakční síly chodidla s podložkou uplatní zejména v posouzení nárůstu zatížení samotné nohy těhotné. Praktické využití mohou tyto informace nalézt např. v návrzích obuvi apod.

Také impulsy decelerační i akcelerační síly působící na podložku v předozadním směru se s postupující graviditou zvětšovaly. Vysvětlení se opět nabízí ve zvyšující se hmotnosti těhotné. Ověření této domněnky by si však vyžádalo opět řadu měření a přesahuje tak rámec této práce.

Při známém průběhu rychlosti ve směru odpovídajícímu působení silového impulsu by bylo možné kalkulovat tok energie přes plošku nohy, která je v kontaktu s podložkou (resp. dynamometrickou deskou Kistler). Na základě těchto výpočtů by pak bylo možné odhadovat energetickou náročnost chůze těhotné.

7. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jakým způsobem se v důsledku adaptace těhotných žen na biochemické a biomechanické změny, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění vybraná specifika jejich chůze v průběhu 1., 2. a 3. trimestru gravidity.

Celá práce byla navržena tak, aby hypotézy stanovené před provedením experimentu bylo možné po jeho ukončení a vyhodnocení potvrdit nebo vyvrátit:

Hypotéza č. 1: V průběhu těhotenství dojde ke změnám v rychlosti chůze, kterou gravidní ženy označují subjektivně za pohodlnou.

Vzhledem k výše uvedeným výsledkům (viz. kap. 5) mohu tuto hypotézu potvrdit. Hlavním řídicím kritériem však byla subjektivní pohodlnost chůze. Jedná se tedy o individuální záležitost a společný trend vývoje rychlosti chůze tak v souvislosti s těhotenstvím nebyl nalezen.

Hypotéza č. 2: V průběhu těhotenství se změní časování chůze, tj. předpokládám změnu doby trvání jednotlivých fází chůze.

I tuto hypotézu mohu z výše uvedených výsledků (viz. kap. 5) potvrdit. Výsledky však opět vykazují značnou variabilitu a ani zde nebyl nalezen společný trend těchto změn v souvislosti s těhotenstvím.

Hypotéza č. 3: V průběhu těhotenství dojde ke změnám v šířce opěrné báze gravidních žen během chůze.

U dvou probandek zůstala šířka opěrné báze v průběhu těhotenství nezměněna, u ostatních čtyř probandek došlo v průběhu těhotenství ke změnám v šířce jejich opěrné báze. Tuto hypotézu tedy nemohu jednoznačně potvrdit.

Hypotéza č. 4: Vzhledem k očekávaným změnám chůze v průběhu těhotenství budou sledovatelné rozdíly dynamického zatížení plosky nohy.

V průběhu těhotenství došlo u všech 6-ti probandek jak ke zvětšení vrcholových hodnot interakčních sil chodidla s podložkou, tak ke zvětšení impulsů těchto sil působících na podložku ve vertikálním i předozadním směru. Tato hypotéza byla tedy potvrzena.

8. Seznam použité literatury

- 1) ABRAMS, B., PARKER, J.D. Maternal weight gain in women with good pregnancy outcome. In *Obstetrics & Gynecology*, 1990, vol. 76, no. 1, p. 1-7.
- 2) ATKINSON, B., STIRLING, C., SUKHTANKAR, A. *Gait Differences Between Pregnant and Non-pregnant Women* [on-line]. ©1996, last revised 9/99 [cit. 2008-03-20]. Dostupné z: <<http://www.umich.edu/%7Emvs330/f98/pregnant/main.html>>.
- 3) ANASTASI, S.C., BLACK, E. Pregnancy and Biomechanics. In *Stride*, 1996, vol. 1, no. 4.
- 4) BAVOR, M., TITLBACHOVÁ, S. DOLEŽAL, A. Foot-Arch in gravidity. In DOLEŽAL, A., GUTVIRTH, J. *Anthropology of maternity: proceedings of the conference held in Prague: November 26 - 29, 1975*. Praha : Univerzita Karlova, 1977, s. 61-65.
- 5) BIRD, A.R., MENZ, H.B., HYDE, C.C. The effect of pregnancy on footprint parametres. A prospective investigation. In *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1999, vol. 89, no. 8, p. 405-409.
- 6) BLAŠKOVÁ, O. *Gynekologie a porodnictví*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1987. ISBN neuvedeno.
- 7) BULLOCK, J.E. et al. The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. In *Australian Journal of Physiotherapy*, 1987, vol. 33, no. 1, p. 10-17.
- 8) BUTLER, E. et al. An investigation of gait and postural balance during pregnancy. In *Gait & Posture*, 2006, vol. 24, no. 2, p. S128-S129.
- 9) CALGUNERI, M., BIRD, H.A., WRIGHT, V. Changes in joint exity occurring during pregnancy. In *Annals of the Rheumatic Diseases*, 1982, vol. 41, no. 2, p. 126-128.
- 10) CINGLOVÁ, Lenka. *Vybrané kapitoly z tělovýchovného lékařství pro studenty FTVS*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2002. ISBN 80-246-0492-2.
- 11) COLLINGTON, J. Back Pain and Pregnancy: Active Management Strategies. In *The Physician and Sportsmedicine*, 1996, vol. 24, no. 7, p. 89-93.

- 12) CRAIK, R., OATIS, C. *Gait analysis: Theory and application*. St.Louis : Mosby, 1995. ISBN 0-8016-6964-2.
- 13) ČECH, E., HÁJEK, Z., MARŠÁL, K., SRP, B. *Porodnictví*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1999. ISBN 80-7169-355-3.
- 14) ČEPICKÝ, P, KURZOVÁ, H. *Gynekologie a porodnictví v ordinaci praktického lékaře*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2003. ISBN 80-246-0677-1.
- 15) DOLEŽAL, A., FIGAR, Š. The phenomenon of reactive vasodilatation in pregnancy. In *American journal of obstetrics and gynecology*, 1965, vol. 93, p. 1137-1143.
- 16) DOLEŽAL, A., TITLBACHOVÁ, S., KORÁLI, V., VAJDA, J. Somatic changes in the course and as consequence of pregnancy. In *Acta Univ Carol Med*, 1974, vol. 22, no. 1/2, p. 53-111.
- 17) DRÁČ, P., KŘUPKA, J. *Trvalé zmeny po tehotnosti*. Martin : Osveta, 1992. ISBN 80-217-0235-4.
- 18) DRÁČ, P., KŘUPKA, J. Bolesti v pánvi v graviditě. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1996, roč. 3, č. 1, s. 32-34.
- 19) DUMAS, G.A., REID, J.G. et al. Exercise, posture, and back pain during pregnancy. In *Clinical Biomechanics*, 1995, vol. 10, no. 2, p. 98-109.
- 20) DUNNING, K., LeMASTERS, G., LEVIN, L. et al. Falls in workers during pregnancy: risk factors, job hazards, and high risk occupations. In *American journal of industrial medicine*, 2003, vol. 44, no. 6, p. 664-672.
- 21) DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2000. ISBN 80-7169-681-1.
- 22) FAST, A., WEISS, L., PARIKH, S. Night Backache in Pregnancy. In *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1989, vol. 68, no. 5, p. 227-229.
- 23) FAST, A., WEISS, L., EDMOND, J. et al. Low-back pain in pregnancy. Abdominal muscles, sit-up performance and back pain. In *Spine*, 1990, vol. 15, no. 1, p. 28-30.

- 24) FAST, A.,HERTZ, G. Nocturnal low back pain in pregnancy: polysomnographic correlates. In *American Journal of Reproductive Immunology*, 1992, vol. 28, no. 3/4, p. 251-253.
- 25) FOTI, T., DAVIDS, J.R., BAGLEY, A. A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy. In *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2000, vol. 82-A, no. 5, p. 625-632.
- 26) FRANKLIN, M.E., CONNER-KERR, T. An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. In *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1998, vol. 28, no. 3, p. 133-138.
- 27) FRIES, E., HELLEBRANDT, F. The influence of pregnancy on the location of the center of gravity, postural stability, and body alignment. In *American journal of obstetrics and gynecology*, 1943, vol. 46, p. 374-380.
- 28) GOLOMER, E., DUCHER, D., ARFI, GS., SUD, R. A study of pregnant women while walking and while carrying a weight. In *Journal de Gynecologie Obstetrique et Biologie de la Reproduction*, 1991, vol. 20, no. 3, p. 406-412.
- 29) GILLEARD, W., CROSBIE, J., SMITH, R. Effect of pregnancy on trunk range motion hen sitting and standing. In *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, 2002, vol. 81, no. 11, p. 1011-1020.
- 30) HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. ISBN 80-7013-237-X.
- 31) HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. *Biomechanical Basis of Human movement*. Baltimore : Williams & Wilkins, 1995. ISBN 0-683-03863-X.
- 32) HECKMAN, J., SASSARD, R., SAN ANTONIO, A. Musculoskeletal considerations in pregnancy. In *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1994, vol. 76-A, no. 11, p. 1720-1730.
- 33) HYTTEN, F., LEITCH, I. *Fysiologie těhotenství*. 1.vyd. Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, 1969. ISBN neuvedeno.
- 34) IERSEL, M.B., MULLEY, G. P. What is a waddling gait? In *Disability and Rehabilitation*, 2004, vol. 26, no. 11, p. 678-682.

- 35) INMAN, V.T. Human locomotion. In *Canadian Medical Association Journal*, 1966, vol. 94, no. 20, p. 1047-1054.
- 36) JELEN, K., OTÁHAL, S., DOLEŽAL, A., et al. Některé biomechanické fenomény těhotenského břicha. In JELEN, K., KUŠOVÁ, S., CHALUPOVÁ, M., OTÁHAL, J. *Kompexita biomateriálů a tkáňových struktur*. 1. vyd. Praha : UK v Praze, FTVS, 2002. ISBN 80-86317-20-X.
- 37) JELÍNEK, Marek. Přístrojová analýza chůze. In JELEN, K., CHALUPOVÁ, M., KUŠOVÁ, S., SONNKOVÁ, D. *Terapie a prevence pohybem*. Praha : FTVS UK, 2001. ISBN 80-86317-15-3.
- 38) JENSEN, R.K., DOUCET, S., TREITZ, T. Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. In *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, no. 2, p. 251-256.
- 39) JIRÁSEK, J. *Endokrinologie fetoplacentární jednotky*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1977. ISBN 08-025-77.
- 40) KLENERMAN, L. *The foot and its disorders*. Third edition. Oxford : Blackwell scientific publications, 1991. ISBN 0-632-02951-X.
- 41) KOVALČÍKOVÁ, J. *Dynamika chrbtice a statika panvy žien počas fyziologickej gravidity*. Bratislava : Univerzita Komenského v Bratislavě, 1990. ISBN 80223-0208-2.
- 42) KŘUPKA, J., DRÁČ, P. Poruchy pohybového systému způsobené graviditou. In *Amireport*, 1994, roč. 9, č. 10, s. 58-60.
- 43) KŘUPKA, J., DRÁČ, P. Bolestivé stavy po graviditách. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1996, roč. 3, č. 1, s. 35-36.
- 44) KUDELA, Milan. *Základy gynekologie a porodnictví pro posluchače lékařské fakulty*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0837-6.
- 45) KUŠOVÁ, S., JELEN, K. Změny axiálního systému gravidních. In JELEN, K., CHALUPOVÁ, M., KUŠOVÁ, S., SONNKOVÁ, D. *Terapie a prevence pohybem*. Praha : FTVS UK, 2001. ISBN 80-86317-15-3.

- 46) KUŠOVÁ, Sabina. *Dynamika vybraných parametrů axiálního systému gravidních žen a žen do jednoho roku po porodu*. Praha, 2004, 230 s. Disertační práce na FTVS UK, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí práce Doc.Karel Jelen, CSc.
- 47) LEHMANN, J.F., LATEUR, B.J., PRICE, R. Biomechanics of abnormal gait. In *Phys Med Rehabil Clin North Am*, 1992, vol. 3, p. 125-138.
- 48) LYMBERY J.K., GILLEARD, W. The Stance Phase of Walking During Late Pregnancy. In *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2005, vol. 95, no. 3, p. 247-253.
- 49) MACKŮ, J., BENDL, J. *Porodnictví pro posluchače stomatologického směru*. 1.vyd. Praha : Karolinum, 1996. ISBN 80-7148-166-8.
- 50) MARNACH, M. et al. Characterization of the relationship between joint exity and maternal hormones in pregnancy. In *Obsterics and Gynekology*, 2003, vol. 101, no. 2, p. 331-335.
- 51) MCGINNIS, P. *Biomechanics of sport and exercise*. Champaign : Human Kinetics, 1999. ISBN 0-87322-955-X.
- 52) MOORE, K., DUMAS, G.A., RAID, J.G. Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. In *Clinical Biomechanics*, 1990, vol. 5, no. 3, p. 169-174.
- 53) MURRAY, M.P., DROUGHT, A.B., KORY, R.C. Walking patterns of normal men. In *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1964, vol. 46A, no. 2, p. 335-360.
- 54) MURRAY, M.P, KORY, R.C, SEPIC, S.B. Walking patterns of normal women. In *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1970, vol. 51, no. 11, p. 637-649.
- 55) NORADIN, M., FRANKEL, V. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott : Williams & Wilkins, 2001. ISBN neuvedeno.
- 56) NYSKA, M. et al. Plantar foot pressures in pregnant women. In *Israel Journal of Medical Science*, 1997, vol. 33, no. 2, p. 139-146.

- 57) OSMAN, N.A., GHAZALI, M.R. Biomechanical evaluation on gait patterns of pregnant subjects. In *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2002, vol. 2, no. 1, p. 99-116.
- 58) OSTGAARD, H.C., ANDERSSON, G.B.J. et al. Influence of some Biomechanical Factors on Low-Back Pain in Pregnancy. In *Spine*, 1993, vol. 18, no. 1, p. 61-64.
- 59) OSTROSKY, K.M., VANSWEARINGEN, J.M., BURDETT, R.G., GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. In *Physical Therapy*, 1994, vol. 74, no. 7, p. 637-646.
- 60) OTMAN, S.A., BEKSAC, S.M., BASGOZE, O. The importance of „lumbar lordosis measurement device“ application during pregnancy, and postpartum isometric exercise. In *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 1989, vol. 31, no. 2, p. 155-162.
- 61) PAUL, J.A. et al. Work load and musculoskeletal complaints during pregnancy. In *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 1994, vol. 20, no. 3, p. 153-159.
- 62) PAUL, J.A., SALLÉ, H., FRINGS-DRESEN, M.H.W. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. In *Clinical Biomechanics*, 1996, vol. 11, no. 2, p. 111-115.
- 63) PETTUS, S., SCHAEFER, N., SHILLINGLAW, L., VARGO, K. *The Biomechanical Clockwork of Gait: a comparative analysis of gait in pregnant and non-pregnant women* [on-line]. ©2006, last revised 8/2006 [cit. 2007-11-16]. Dostupné z: <<http://users.wfu.edu/vargkm3/biomechanics/Discussion.htm>>.
- 64) PEXIDROVÁ, K. *Využití 3D analýzy při posuzování změn klenby nožní v průběhu těhotenství a po porodu*. Praha. 2001, 59 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
- 65) PRIBUT, S.M. *Gait biomechanics* [online]. ©2003-2006, last revised 16.9.2007 [cit. 2008-03-04]. Dostupné z: <<http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>>.

- 66) ROZENDAL, R. Biomechanics of standing and walking. In BLES, W., BRANDT, T. Disorders of posture and gait. Amsterdam : Elsevier, 1986, s. 5-18. ISBN 0-444-80756-X.
- 67) ROZTOČIL, ALEŠ. *Porodnictví*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2001. ISBN 80-7013-339-2.
- 68) SNIJDERS, C.J., SEROO, J.M., SNIJDER, J.G.N., HOEDT, H.T.E. Change in form of the spine as a consequence of pregnancy. In *Digest of the 11th International Conference on Medical and Biological Engineering*, Ottawa, 2 - 6 August 1976, p. 670-671.
- 69) ŠVIANTKOVÁ, L. *Dynamika vybraných charakteristik interakce nohy s podložkou při chůzi v průběhu gravidity*. Praha. 2005, 75 s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
- 70) TĚTKOVÁ Z. *Využití digitálního 3D modelu otisku nohy při posuzování tvaru klenby nožní v těhotenství a po porodu*. Praha. 2004, 111s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
- 71) TITLBACHOVÁ, S., DOLEŽAL, A. Gravity and static changes. In DOLEŽAL, A., GUTVIRTH, J. *Anthropology of maternity: proceedings of the conference held in Prague: November 26 - 29, 1975*. Praha : Univerzita Karlova, 1977, s. 29-27.
- 72) TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 3. vyd. Praha : Grada Publishing, 1999. ISBN 80-7169-788-5.
- 73) VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 74) WU, W. et al. Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. In *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no. 5, p. 480-488.
- 75) YOUNG, M. *Foot pressure measurement – The need for standardisation of methodology (Harmonisation of the Feline Furreir Trade)* [online]. ©1997, last revized 5/1997 [cit. 2007-08-24]. Dostupné z: <<http://www.figroup.com>>.
- 76) ZWINGER, Antonín. *Porodnictví*. 1. vyd. Praha : Galén, 2004. ISBN 80-7262-257-9.

77) WEISS, G. Relaxin. In *Annual review of physiology*, October 1984, vol. 46, p. 43-49.

Jiné zdroje:

78) Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK v Praze. Skripta PBPK, Kompendium – Biomechanika. *Těžiště lidského těla* [online]. [cit. 2008-02-29]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php>

79) Wikipedia, the free encyclopedia. *Eadweard Muybridge* [online]. [cit. 2008-02-29]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Eadweard_Muybridge>.

80) Kistler – measure, analyze, innovate [on-line]. [cit. 2008-03-04]. Dostupné z: <<http://www.kistler.com>>.

81) Qualisys - Motion Capture System [on-line]. [cit. 2008-03-04]. Dostupné z: <<http://www.qualisys.com>>.

9. Přílohy

Příloha P1: formulář pro informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Cílem výzkumu, který bude v rámci diplomové práce pod názvem „Dynamika biomechanických charakteristik chůze gravidních“ probíhat v prostorách biomechanické laboratoře extrémních zátěží na FTVS UK v Praze pod dohledem kvalifikovaných pracovníků, bude zjistit, jakým způsobem se v důsledku biochemických a biomechanických změn, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění specifika chůze gravidních žen.

Výběr účastníků výzkumu bude založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci. Výzkumu se mohou zúčastnit zdravé těhotné ženy jakéhokoliv věku, které neprodělaly žádný úraz dolních končetin a páteře, nemají žádné vrozené vývojové vady nebo ortopedické vady v této oblasti a netrpí žádným neurologickým onemocněním, které by mohlo mít vliv na stereotyp chůze.

V rámci tohoto výzkumu bude provedena 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Qualisys a zároveň budou snímány interakční síly chodidla s podložkou během stejné fáze kroku pomocí dynamometrické desky Kistler. Od každé ženy budou také odebrány základní anamnestické údaje, každá žena bude dále zvážena a budou změřeny její antropometrické parametry v oblasti trupu a dolních končetin. Měření proběhnou cca na konci každého trimestru, tzn. ve 12. – 14. týdnu, v 24. – 26. týdnu a v 36. – 38. týdnu těhotenství.

S výzkumem nejsou spojena žádná rizika pro těhotnou ženu, ani pro její plod. Každá žena může účast na výzkumu kdykoliv svobodně odmítnout či z něj beztrestně odstoupit. Účast na výzkumu je bez nároku na honorář.

Zpracování a prezentace výsledků bude probíhat anonymně s ohledem na zákon utajování osobních údajů.

Gabriela Jirušová, studentka II.NMgr.fyzioterapie, FTVS UK v Praze.

Souhlasím s účastí na tomto výzkumu.

Jméno:

Podpis:

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

Příloha P2: vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veveřlavín
tel. (02) 2017 1111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Dynamika biomechanických charakteristik chůze gravidních

Forma projektu: diplomová práce

Autor/ hlavní řešitel/: Gabriela Jirušová

Školitel (v případě studentské práce): Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Popis projektu: Cílem práce bude zjistit, jakým způsobem se v důsledku biochemických a biomechanických změn, ke kterým dochází v průběhu těhotenství, mění specifika chůze gravidních žen v průběhu 1., 2. a 3. trimestru těhotenství. Výzkumu se zúčastní 6 zdravých těhotných žen, u kterých bude provedena 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Qualisys a budou snímány interakční síly chodidla s podložkou pomocí dynamometrické desky Kistler. Výběr probandů bude založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci.
Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Během experimentu se nepoužívají žádné invazivní metody. Systém Qualisys je optoelektronické zařízení, využívající odraz infračerveného záření od reflexních značek umístěných na těle. Výzkum bude probíhat v prostorách biomechanické laboratoře extrémních zátěží na FTVS UK v Praze pod dohledem kvalifikovaných pracovníků.
Etické aspekty výzkumu: Výzkum je zaměřen na získání nových poznatků o těhotenství, proto nemohou být těhotné ženy zastoupeny jinými účastníky.
Informovaný souhlas: Příložen. Vyplněný bude k nahlédnutí u autora.

V Praze dne 31.3.2008.

Podpis autora... *Jirušová*

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: doc.MUDr.Staša Bartůňková, CSc.
Prof.Ing.Václav Bunc, CSc.
Prof.PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc
Doc.MUDr.Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0090/2008

dne: 4.4.2008

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.



razítko školy

Jan Heller
.....
podpis předsedy EK

Příloha P3: antropometrické parametry probandek v průběhu těhotenství

	M. H.	J. K.	B. B.	K. H.	M. M. J.	H. L.
14.T. těhot.						
obj. potíže	-	-	-	-	-	-
subj.potíže	bolesti Lp	bolest SIS bilat.	bez potíží	bolest Lp	bez potíží	bez potíží
hmotnost	64→+3 kg	65→+2 kg	63→+4 kg	52→+2 kg	55→+3 kg	70→+3 kg
obvod hrudníku	100cm	95cm	88cm	90cm	90cm	94cm
obvod pasu	86cm	77cm	74cm	71cm	77cm	78cm
obvod boků	104cm	105cm	103cm	90cm	97cm	106cm
obvod stehen	51cm	51cm	47cm	43,5cm	47,5cm	50cm
26.T. těhot.						
obj. potíže	-	-	-	-	-	-
subj. potíže	bolesti Lp	bolest SIS bilat.	bolest P SIS	bolest Lp	bolest Thp, Lp	-
hmotnost	69→+5 kg	72→+7 kg	70→+7 kg	60→+8 kg	60→+5 kg	78→+8 kg
obvod hrudníku	104→+4cm	98→+3cm	93→+5cm	93→+3cm	96→+6cm	96→+2cm
obvod pasu	97→+11cm	90→+13cm	88→+14 cm	89→+18 cm	88→+11 cm	94→+16cm
obvod boků	106→+2cm	107→+2cm	107→+4 cm	96→+6 cm	98→+1 cm	111→+5cm
obvod stehen	53→+2 cm	53→+2 cm	52→+5 cm	48,5→+5cm	49,5→+2cm	56→+6 cm
38.T. těhot.						
obj. potíže	-	-	33.t.– těhot.cukrovka	-	-	?
subj. potíže	bolest a brnění PHK (zad. str.)	bolest SIS bil. a symfýzy	křeče v oblasti hýždě, třísla a lýtka PDK	bolest zad, šije, ramen a kloubů DKK	bolest kloubů DKK	?
hmotnost	76→+7 kg	76→+4 kg	71→+1 kg	64→+4 kg	63→+3 kg	?
obvod hrudníku	105→+1cm	99→+1 cm	94→+1 cm	95→+2 cm	97→+1 cm	?
obvod pasu	105→+8cm	99→+9 cm	99→+11 cm	102→+13cm	99→+11 cm	?
obvod boků	108→+2cm	108→+1cm	108→+1 cm	99→+3 cm	100→+2 cm	?
obvod stehen	54→+1 cm	55→+2 cm	53→+1 cm	49,5→+1 cm	51,5→+2cm	?
celk.změna:						
hmotnost	+15kg	+13kg	+12kg	+14kg	+11kg	?
obvod hrudníku	+5cm	+4cm	+6cm	+5cm	+7cm	?
obvod pasu	+19cm	+22cm	+25cm	+31cm	+22cm	?
obvod boků	+4cm	+3cm	+5cm	+9cm	+3cm	?
obvod stehen	+3cm	+4cm	+6cm	+5cm	+4cm	?

Příloha P4: údaje týkající se porodu a plodu

	M. H.	J. K.	B. B.	K. H.	M. M. J.	H. L.
poloha plodu	podélná	podélná	podélná	šikmá	podélná	podélná
postavení plodu	levé přední	pravé zadní	pravé zadní	pravé přední	levé přední	levé přední
naléhání plodu	hlavičkou	hlavičkou	hlavičkou	-	hlavičkou	hlavičkou
porod	38. týden	40. týden	39. týden	41. týden (císař. řez)	39. týden (císař. řez)	37. týden
hmotnost plodu	3050g	2970g	3430g	3600g	3290g	3330g
výška plodu	49cm	49cm	51cm	?	48cm	50cm

10. Seznam použitých zkratek

ACTH	adrenokortikotropní hormon
ADH	antidiuretický hormon
BEZ	biomechanika extrémních zátěží
CNS	centrální nervový systém
COP	center of pressure – působiště tlaku
D	dimensionální
DK(K)	dolní končetina(y)
EMG	elektromyografie
FDO	fáze dvojí opory
FSH	folikuly stimulující hormon
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
GF	glomerulární filtrace
GIT	gastrointestinální trakt
HCG	lidský choriový gonadotropin
HCT	lidský choriový thyreotropin
HKK	horní končetiny
HPL	lidský placentární laktogen
IR	infračervené
LDK	levá dolní končetina
LH	luteinizační hormon
Lp	bederní páteř
MSH	melanotropní hormon
PBPK	patobiomechanika a patokineziologie
PDK	pravá dolní končetina
PPH	poloha podélná hlavičkou
PPKP	poloha podélná koncem pánevním
PV	paravertebrální
QTM	qualisys track manager
SF	stojná fáze
SIAS	spina iliaca anterior superior

SIPS	spina iliaca posterior superior
SIS	sakroiliakální skloubení
ŠF	švihová fáze
T.	týden
Thp	hrudní páteř
TK	krevní tlak
TSH	thyreotropin
UK	Univerzita Karlova