

**Univerzita Karlova v Praze**  
**Fakulta tělesné výchovy a sportu**  
**Katedra fyzioterapie**



**DYNAMICKÉ CHOVÁNÍ TĚHOTENSKÉHO BŘICHA A  
DYSKOMFORT VE VYSOKÉM STUPNI TĚHOTENSTVÍ**

**Diplomová práce**

**Vedoucí práce: Doc. Dr. Karel Jelen, CSc.**

**Vypracovala: Bc. Zuzana Povolná**

**Praha 2009**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Doc. Dr. Karla Jelena, CSc. a k jejímu zpracování použila pouze uvedené zdroje a literaturu.

Praha, 4. června 2009

Zuzana Povolná

.....

podpis

## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala všem, kteří se svým dílem na vytvoření této diplomové práce podíleli. Děkuji v první řadě Ing. Milanu Křemečkovi a Aleně Truplové za podporu a pomoc při psaní této práce. Za odborné vedení a konzultace diplomové práce děkuji Doc. Dr. Karlu Jelenovi, CSc. a Ing. Františku Lopotovi za cenné rady a veškerou technickou a odbornou pomoc. Za pomoc s vyhledáním probandek děkuji MUDr. Zuzaně Turkové a MUDr. Michalu Stachovi. Můj dík patří v neposlední řadě rodičům, kteří mě po dobu psaní diplomové práce velice podporovali.



## SOUHRN

**Název:** Dynamické chování těhotenského břicha a dyskomfort ve vysokém stupni těhotenství

**Cíl práce:** Zjistit efektivitu těhotenského podpůrného pásu při bolestech zad ve vysokém stupni těhotenství na základě rozboru literatury, teorie a experimentu.

**Metodologie:** Výzkumný soubor byl v první části experimentu tvořen dvěma dobrovolnicemi ve vysokém stupni těhotenství, s přítomností bolestí zad v oblasti bederní páteře, u kterých byla pomocí systému Qualisys a Kistler měřena útlumová charakteristika břišního komplexu za použití dvou různých typů těhotenského podpůrného pásu. Analýza dat probíhala s využitím softwaru systémů Qualisys, Kistler a Microsoft Excel. Pro posouzení efektu těhotenského pásu Cellacare® Materna na bolesti zad se druhé části účastnilo 12 dobrovolnic ve vysokém stupni těhotenství, s přítomností bolestí zad v oblasti bederní páteře. Pro ozřejmění problému posloužil dotazník převzáný od Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire.

**Výsledky:** Útlumová charakteristika břišního komplexu nevykazuje žádnou změnu v závislosti na použití dvou různých typů těhotenského pásu, avšak dotazníkové šetření prokázalo značný přínos pásu, ve smyslu úlevy od bolestí zad.

**Závěr:** Ze získaných výsledků lze konstatovat, že pás na redukci bolestí zad v těhotenství vliv má, avšak zřejmě nikoliv tlumením otřesů břicha. Lze se domnívat, že použití pásu změní zátěžové charakteristiky bederní oblasti – bolesti ustupují.

**Klíčová slova:** vysoký stupeň těhotenství, bolesti zad, podpůrný pás, útlum kmitání břicha

## SUMMARY

**Title:** Dynamic response of pregnant belly and discomfort in late stage of pregnancy

**Objective:** To detect efficiency of pregnancy belt during the low back pain condition in the late stage of pregnancy based on literature search, theory and experiment.

**Methods:** Two participants in the late stage of pregnancy with low back pain condition participated in this experiment. We focused on vibration dampening capacity of a pregnant abdomen using Qualisys a Kistler technique, while using different types of pregnancy belt as a support of the lumbopelvic area. In the second part of the experiment we tested particular pregnancy belt - Cellacare<sup>®</sup> Materna and its effectiveness on reduction of low back pain at twelve pregnant women, for this purpose we used one standardised questionnaire - Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire.

**Results:** It appears that there is no difference in reduction of vibration dampening capacity of pregnant abdomen even if different types of pregnancy belts used.

**Conclusion:** Upon the gained results we can say that the pregnancy belt reduces low back pain in the late stage of pregnancy but probably not by the reduction of the abdomen vibration. It can be supposed that by using the pregnancy belt we can change ballasted characterisations of the lumbar area - the pain disappears.

**Keywords:** late stage of pregnancy, low back pain, support belt, damping of abdomen oscillation

# OBSAH

<b>1.</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>2.</b>	<b>TEORETICKÁ VÝCHODISKA</b> .....	<b>9</b>
2.1.	KLINICKÁ KINEZILOGIE - VZTAH BEDERNÍ PÁTEŘE S PÁNVÍ .....	9
2.2.	ZMĚNY ORGANISMU V TĚHOTENSTVÍ .....	11
2.2.1.	<i>Hormonální změny v těhotenství</i> .....	12
2.2.2.	<i>Biomechanické změny v těhotenství</i> .....	13
2.3.	NEUROORTOPEDICKÉ KOMPLIKACE VZNIKLÉ BĚHEM TĚHOTENSTVÍ .....	19
2.4.	BOLESTI ZAD V TĚHOTENSTVÍ .....	22
2.4.1.	<i>Studie zaměřené na bolestivé stavy v těhotenství</i> .....	23
2.5.	CHŮZE V TĚHOTENSTVÍ .....	26
2.6.	ORTOPEDICKÁ POMŮCKA – ORTÉZA .....	30
2.6.1.	<i>Těhotenský podpůrný pás</i> .....	30
2.7.	VLV POHYBOVÉ AKTIVITY NA LBP V TĚHOTENSTVÍ .....	36
<b>3.</b>	<b>CÍLE, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE</b> .....	<b>38</b>
3.1.	CÍLE .....	38
3.2.	HYPOTÉZY .....	38
3.3.	ÚKOLY PRÁCE.....	38
<b>4.</b>	<b>METODOLOGIE</b> .....	<b>40</b>
4.1.	CHARAKTER DIPLOMOVÉ PRÁCE .....	40
4.2.	VÝBĚR VHODNÝCH METOD .....	40
4.3.	VÝZKUMNÝ SOUBOR.....	40
4.4.	VÝBĚR TĚHOTENSKÉHO PÁSU .....	41
4.5.	ZÁZNAM A ZHODNOCENÍ EFEKTU PÁSU PŘI CHŮZI .....	42
4.5.1.	<i>Měření pomocí systému Qualisys</i> .....	43
4.5.2.	<i>Měření pomocí dynamometrické desky Kistler</i> .....	45
4.5.3.	<i>Příprava a nastavení zařízení k měření</i> .....	46
4.5.4.	<i>Popis průběhu experimentu</i> .....	47
4.5.5.	<i>Data naměřená pomocí systému Qualisys</i> .....	48
4.5.6.	<i>Zpracování dat získaných ze systému Qualisys</i> .....	49
4.5.7.	<i>Dílčí výsledky</i> .....	52
4.5.8.	<i>Data naměřená pomocí dynamometrických desek Kistler</i> .....	52
4.5.9.	<i>Zpracování dat získaných z dynamometrických desek Kistler</i> .....	53
4.5.10.	<i>Dílčí výsledky</i> .....	53
4.6.	ZÁZNAM A ZHODNOCENÍ EFEKTU PÁSU PŘI DOPADU NA PATY .....	55
4.6.1.	<i>Měření pomocí systému Qualisys</i> .....	55
4.6.2.	<i>Popis průběhu experimentu</i> .....	56
4.6.3.	<i>Zpracování dat získaných ze systému Qualisys</i> .....	57
4.6.4.	<i>Dílčí výsledky</i> .....	61
4.7.	DOTAZNÍKOVÉ ŠETŘENÍ .....	65
4.7.1.	<i>Popis průběhu experimentu</i> .....	65
4.7.2.	<i>Zpracování dat získaných z dotazníkového šetření</i> .....	66
4.7.3.	<i>Dílčí výsledky</i> .....	66
<b>5.</b>	<b>SHRnutí VÝSLEDKŮ</b> .....	<b>68</b>
<b>6.</b>	<b>DISKUSE</b> .....	<b>70</b>
<b>7.</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>75</b>
<b>8.</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b> .....	<b>77</b>
<b>9.</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK</b> .....	<b>84</b>
<b>10.</b>	<b>PŘÍLOHY</b> .....	<b>86</b>



## 1. ÚVOD

Potíže se zády patří k nejčastějším problémům většiny těhotných žen, zejména v posledních měsících těhotenství. Nárůst hmotnosti, rostoucí břicho vedou k natažení šlach, svalů a vazů, a to zatěžuje oblast zad, břicha a pánevního dna. Dochází k poruchám držení těla způsobených vychýlením pánve a výraznou lordózou. Následkem toho jsou bolestivé stavy. U více než 50% těhotných žen jsou bolesti, často v důsledku předchozích potíží, tak silné, že tím může být narušena kvalita jejich života. Bezpochyby má na bolestivost zad v těhotenství vliv i životní styl ženy (Home L&R CZ, 2008).

Propagátory je těhotenský podpůrný pás považován za hodnotný doplněk rehabilitační léčby. Je vynikající alternativou nejen při léčbě bolesti zad v průběhu těhotenství, ale i při rozestupu a nestabilitě stydké spony během těhotenství či při těhotenství rizikovém ([www.lohmann-rauscher.cz](http://www.lohmann-rauscher.cz); [www.ergon.cz](http://www.ergon.cz)).

Z pohledu fyzioterapeuta je tedy zajímavé vědět, jakým způsobem ovlivňuje podpůrný těhotenský pás bolestivost zad ve vysokém stupni těhotenství.

Cílem této diplomové práce by tedy měl být hlubší pohled do problému pomocí rozboru dostupné literatury, která se zabývá biomechanikou a kineziologií břišního komplexu v těhotenství, obecnými aspekty ovlivňujícími vznik bolesti zad v těhotenství a problematikou podpůrných těhotenských pásů. Následně bude provedena experimentální studie, která bude analyzovat vlivy dvou typů podpůrných těhotenských pásů na bolestivost zad těhotných.



## 2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1. *Klinická kineziologie - vztah bederní páteře s pánví*

Bederní páteř je považována za nejvíce mechanicky zatěžovaný úsek páteře. Mechanické zatížení směrem distálním stoupá a tomu odpovídají i tvary kostěných struktur. *Corpus vertebrae* je mohutnější než u Th obratlů a má ledvinovitý tvar. Horní a dolní krycí destičky jsou rovné, takže je větší možnost výhřezu meziobratlové ploténky.

Typické je lordotické prohnutí L páteře. Tato část páteře má vztah k oblasti pánevní a k oblasti kyčelního kloubu. Zakřivení L páteře závisí na postavení pánve. Je-li pánev skloněna nazad, snižuje se L lordóza. Při sklonu pánve dopředu se naopak zvyšuje. Sklon pánve je řízen souhrou mezi svaly jdoucími k pánvi z páteře, z hrudníku i z dolních končetin. Jedná se především o vzájemnou souhru mezi *m. iliopsoas*, břišními a zádovými svaly. Jestliže jsou břišní svaly ochablé (nemohou bránit sklonu pánve dopředu dostatečným tahem za stydkou sponu směrem vzhůru), a zároveň i zádové svaly, dojde k hyperaktivitě a retrakci *m. iliopsoas*. Přerušením jejich vzájemné dynamické rovnováhy se změní postavení pánve, a tím i velikost L lordózy. Tato souhra tedy ovlivňuje posturu jak páteře, tak i celkové držení (Véle, 1995).

Pánev je mechanický převodník přenášející jednak zátěž z páteře na dolní končetiny, ale zároveň i v opačném směru přenáší síly vznikající při reakci dolních končetin s podložkou. Útvary, kde dochází k převodu sil a mechanickému namáhání a posunům segmentů, jsou *articulationes sacroiliacae* a *symphysis pubis* (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000; Véle, 1995).

Další místo, které je mechanicky značně namáháno, je spojení mezi pánví a páteří, tedy lumbosakrální skloubení. Vzhledem ke sklonu *os sacrum* dopředu se zde uplatňují síly, které vedou k tomu, že L5 má tendenci sklouznout dopředu a dolů. Tím je L5 smykem namáhán v místě tzv. isthmus. Dojde-li k fraktuře isthmus, vzniká spondylolisthesis a tělo L5 má tendenci sklouzávat stále níže. Je udržováno jenom vazivovým aparátem ploténky, ligamentózním aparátem a svaly, které jsou v trvalém

napětí, a proto vyvolávají stálou bolest. Důležitou roli zde hraje *ligamentum iliolumbale*, který spojuje processus transversus L5 s *crista iliaca*. Vymezuje pohyb v lumbosakrálním a sakroiliakálním skloubení a spolu se stejnojmennými svalovými vlákny zajišťuje nejen stabilní polohu L obratlů, ale působí i proti axiálnímu tlaku, který ohrožuje meziobratlové ploténky, především v oblasti L4-5 a L5-S1. (Lewit, 1996; Véle, 1995).

Pánev tvoří důležitou oporu pro vnitřní orgány dutiny břišní, které jsou proti hrudníku ohraničeny bránicí, proti okolí břišní stěnou a proti pánevnímu výstupu vazivově svalovým útvarem, nazvaným *diaphragma pelvis*.

Diaphragma pelvis je složena z fascií a svalů, především *m. levator ani* a *m. coccygeus*, tvořících stěnu, kterou procházejí *urethra*, *rectum* a *vagina*. Tento útvar je velmi důležitý pro udržení polohy útrobu a jeho porucha může být zdrojem značných obtíží (Véle, 1995).

Spojení obou pánevních kostí zajišťuje, jak již bylo řečeno výše nejčastěji namáhaná místa na pánvi, *articulationes sacroiliacae* a *symphysis pubis*. Pohyblivost, jež je zajištěna těmito spojeními, tj. křížokyčelními klouby, stydkou sponou a pánevními vazy, je sice minimální, ale přesto má značný význam pro sklon pánve a optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000; Véle, 1995).

*Křížokyčelní kloub (articulatio sacroiliaca)* je tuhý kloub mezi os sacrum a os ilium, s krátkým a pevným kloubním pouzdrem a s minimální pohyblivostí. Pohyby SI kloubu jsou možné jednak kývavé v předozadní rovině kolem vodorovné osy, která leží v úrovni druhého křížového obratle, jednak posuvné v různých směrech. Kývavé pohyby jsou zřetelné například při předklonu trupu a významnou roli hrají při porodu. Posuny slouží souhybům pánevních kostí při nejrůznějších pohybech, např. chůzi, plavání apod.

Pohyblivost *symphysis pubis* je malá, ale spoj je poměrně pružný. Amorfní mezibuněčná hmota spony i amorfní mezibuněčná hmota vazů je v těhotenství schopna (vlivem hormonálních změn) vázat více vody a jinak poměrně tuhé spojení se rozestupuje. Ještě před porodem se tak o několik milimetrů zvětšují rozměry pánve.

*Ligamentum sacrospinale et sacrotuberale* se závažným způsobem podílejí na pohybu v křížokyčelním kloubu. Váha trupu vyklání horní okraj kosti křížové do pánevní dutiny, a protože kývání křížové kosti probíhá kolem horizontální osy, zároveň se vyklápí kostrč a dolní konce křížové kosti dozadu. Krátké a tuhé vazy křížokyčelního kloubu pohyb horního konce křížové kosti zastaví a *lig. sacrospinale* a *lig. sacrotuberale* zabrzdí pohyb křížové kosti dozadu. Oba vazy tedy omezují kývavé pohyby v *articulatio sacroiliaca* (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

## 2.2. Změny organismu v těhotenství

Během těhotenství dochází k celé řadě změn, které mají vliv na mechanické vlastnosti gravidní dělohy.

Těhotenství změní celý organismus matky, který se musí přizpůsobit situaci, kdy plod hluboce zasahuje do téměř všech jeho funkcí. Během trvání gravidity dojde v ženském těle k množství hormonálních a anatomických změn, které v mateřském těle indikuje plod jednak svým růstem, jednak nárokem na stále větší výživu a také vlastní produkcí hormonů placenty. Tyto změny velmi ovlivní růst dělohy, a tím i přesun těžiště těla, tělesnou hmotnost, distribuci tělesné hmotnosti, kloubní pohyblivost a svalovou sílu (Dráč et al., 1992). Biochemický vliv stoupajících hladin hormonů placenty působí na svalstvo a vazivo těhotné ženy (Křupka, 1994). Kromě toho je přítomen i biomechanický účinek těhotné dělohy, zejména její objem a hmotnost.

V zásadě je možné rozlišit čtyři procesy přizpůsobení těla matky v graviditě:

růst tkání, např. hypertrofie dělohy a prsů, někdy zvýšené ochlupení a hyperplazie periostu s určitými rysy akromegalie,

retence tekutin ve tkáni způsobená hormonálními vlivy, např. prosáknutí vulvy a vagíny,

relaxace hladkého svalstva pod vlivem progesteronu, v první řadě uvolnění dělohy, ale i dilatace a snížená peristaltika střev, močových a žlučových cest,

všeobecné funkční přizpůsobení zvýšeným nárokům během těhotenství, např. zvětšení cirkulujícího objemu krve, zvýšení prokrvení těhotné dělohy, zvýšení srdeční činnosti a prokrvení ledvin i celkové zvýšení metabolické a endokrinní aktivity (Čech et al., 1999).

### 2.2.1. Hormonální změny v těhotenství

Kromě hormonálních změn, které se odehrávají díky ovariální a placentární produkci hormonů (estrogeny, progesteron, thoriový gonadotropin), je z hlediska biomechanických vlastností tkání významným hormonem přítomným v těhotenství také relaxin, vytvářený převážně žlutým tělískem, jehož hladina dosahuje maxima v I. trimestru těhotenství (až desetinásobku své obvyklé hodnoty). Relaxin je detekovatelný dva týdny po koncepci a na rozdíl od progesteronu se jeho tvorba nesnižuje po 7. týdnu, ale trvá beze změn po dobu celého těhotenství. Přestože relaxin není nutný k udržení těhotenství, má významný vliv na vazivové tkáně. Relaxin přeměňuje strukturu kolagenu, který pak snižuje sílu pojivové tkáně, umožňuje její roztažení a činí ji méně tuhou. Tím může docházet k oddalování a pohybům v pevných spojích pánevního pletence. Relaxin má větší vliv u vícerodiček než u prvorodiček. Na páteři je snižená pevnost nejvíce patrná na *ligamentum longitudinale anterius et posterius*, což má za následek sníženou schopnost statické stability a vznik stříhových sil, které mohou vést k vyššímu výskytu bolestí u těhotných. Na pánvi se zvýšená laxita kloubů projeví na sponě stydké a sakroiliakálním skloubení. Symfýza se během těhotenství rozšíří z průměrných 0,5 mm až na 12 mm. Stejně tak se výrazně zvyšuje pohyblivost v sakroiliakálních kloubech, které jsou jinak díky svým předním a zadním ligamentům velmi pevné (Collington, 1996). Zvýšený rozsah pohybu kloubu může snížit jeho stabilitu, což může být kompenzováno trvalou kontrakcí svalů v jeho okolí a tím pádem i jejich zvýšenou unavitelnost (Císařová, 2007).

Björklund (2000) prokázal, že hladiny relaxinu nemají přímou souvislost s intenzitou bolestí v oblasti pánve ani s mírou dispenze spony stydké. Avšak silné pánevní bolesti jsou spjaty se zvýšenou dispenzí symfýzy.

## 2.2.2. Biomechanické změny v těhotenství

### 2.2.2.1. Přírůstek tělesné hmotnosti a změny dělohy v těhotenství

Přírůstek tělesné hmotnosti a změny objemu jednotlivých partií těla mají též vliv na mechanické vlastnosti gravidní dělohy. Polovina celkového přírůstku hmotnosti se nachází v břišní oblasti, čímž se posunuje těžiště těla o 1 až 2 cm vpřed (Jelen, 2002).

Přírůstek hmotnosti během těhotenství je fyziologický jev. Průměrný váhový přírůstek u zdravých žen činí cca 12 kg (9-15 kg), což je asi přibližně 1/5 hmotnosti matky (Macků, 1996; Titlbachová, 1977).

Žena přibere zpravidla 4 kg do 20. týdne těhotenství, další váhový přírůstek činí cca 0,5 kg za týden až do konce těhotenství (Zwinger, 2004). Největší přírůstek hmotnosti nastává v druhé polovině těhotenství, kdy k němu přispívá retence tekutin ve tkáních. Stoupá bazální metabolismus těhotné v průměru o 15-20% (Čech et al., 1999). Celkový přírůstek hmotnosti v graviditě je u jednotlivých žen individuální a závisí na plodovém vejci i faktorech matky (Titlbachová, 1977).

V druhé polovině těhotenství se děloha zvětšuje převážně rozpínáním. Přední stěna břišní je vlivem rostoucí dělohy také rozpínána ve všech svých vrstvách. Stěna děložní se ztenčuje, ale díky působení progesteronu zůstává děloha měkká a relaxovaná (Čech et al., 1999).

### 2.2.2.2. Těhotenské břicho – obsah břicha, břišní stěna

V těhotenství se odehrávají nejvýznamnější objemové změny v oblasti dolního trupu a břicha, kam se z malé pánve vytlačuje rostoucí děloha. Děloha během těhotenství zvětší svůj objem 12-20x. Netěhotná děloha má hmotnost kolem 50 g, před porodem 1000 g (bez plodového vejce). To demonstruje, jakým obrovským změnám se musí přizpůsobit oblast dolního trupu.

Tlak na přední břišní stěnu, přesněji na přímé břišní svaly a břišní fascii, způsobuje děloha svou zvětšující se hmotností v závislosti na objemu těla dělohy a

na výšce fundu či vzdálenosti fundu od symfýzy. Tato vzdálenost v posledním měsíci je cca 35 cm. Tlak působící na břišní stěnu se postupně vyvíjí od 4. lunárního měsíce až do konce gravidity. Tlak dělohy na přední stěnu břišní je silně ovlivňován a prohlubován vzpřímeným držením těla těhotné ženy (Dráč et al., 1992). Kromě toho se intraabdominální a intrauterinní tlak mění výrazně v závislosti na pohybové činnosti (chůze, pracovní činnosti), kýčání, kašláním, tanec a dále v souvislosti s interakcí těhotné s okolím (např. nárazy při interakci s okolními cestujícími v dopravních prostředcích a zejména při nehodách) (Jelen et al., 2002).

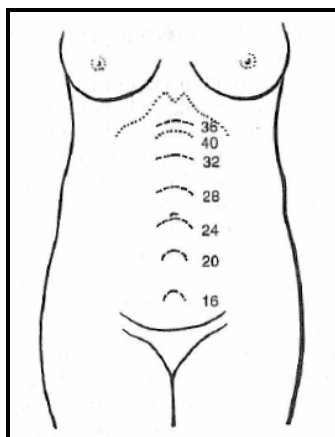
Ke konci gravidity tlak dělohy částečně postihuje i boční části břicha, protože poddajná a vyklenující se část přímých břišních svalů vytahuje úpony a šlachy šikmých břišních svalů upínajících se na okraje pouzder přímých břišních svalů. Proto všechny svaly břišní stěny a jejich úpony jsou pod tlakem 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 et al., 1992). Takto zvětšená děloha, která nadměrně napíná břišní stěnu, vede k nedostatečnosti břišního svalstva. Tlak na břišní stěnu není tvořen jen hmotností dělohy, ale také tlakem a zvětšujícím se objemem vysunutých kliček tenkého střeva i ostatních orgánů břišní dutiny, přenášených na zadní stěnu vykloněné dělohy (Paul et al., 1994; Fast et al., 1990).

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

### **2.2.2.3. Růst dělohy**

Na začátku těhotenství je děloha a její obsah chráněn ze stran pánevními kostmi. Od třetího měsíce se dostává děložní fundus nad výšku kostí stydkých, poté se děloha každý gestační měsíc zvedá asi o 4 cm výše. V polovině těhotenství sahá k pupku a na konci těhotenství až k processus xiphoideus. Rozměry gravidní dělohy: 10-13 cm ke konci 3. měsíce, 17-18 cm v 6. měsíci a v termínu porodu 31 cm. Šířka dělohy je 8 -

10 cm ve 3. měsíci, 18 cm v 6. měsíci a 23 cm v termínu porodu (Jelen, 2002) (viz. obrázek 1).



Obrázek 1: Velikost dělohy ve vztahu k délce těhotenství (Dráč, 1992).

#### 2.2.2.4. Venter pendulus

V medicíně existuje u netěhotných pojem *venter pendulus* – kývající se, visící břicho, vzniklé ochabnutím břišních svalů. Tah útrobu směrem dolů vyvolá trvalé bolesti v křížové oblasti. Po zvednutí visícího břicha bolesti ustávají. Během gravidity je *venter pendulus* normou, dominantní je sama děloha, osou obráceného kyvadla jsou především úpony sacrouterinních vazů na děložním hrdle. Rozsah kyvů je směrem dozadu limitován páteří, směrem vpřed se při tlumení uplatňuje především stah svaloviny a rostoucí rozestupy – diastáza přímých břišních svalů (Jelen et al., 2002).

#### 2.2.2.5. Fixace dělohy

Fixace dělohy je u člověka vzhledem k vertikální orientaci zajišťována jednak podpurným systémem svalstva pánevního dna. Vedle toho existuje závěsný aparát – v parametrálních vazivách jsou zhuštěné pruhy, vazy. Význam mají v kinetice tři z nich: *ligamentum cardinale uteri* - jde od děložních hran k bočním stěnám kostěné pánve. Jeho nejbanálnější část je zesílena *ligamentum transversum cervicis uteri*

(*sustentaculum uteri*). Mnohem silnější jsou *ligamenta sacrouterina*, probíhající po stranách děložního hrdla, a klenby poševní, obkružující rektum a jdoucí k okrajům křížové kosti na 2., 3. a 4. sakrální obratel, někdy až na promontorium. Ve stoji probíhají téměř vertikálně, jsou nejmocnějším faktorem zabraňujícím prolapsu dělohy. *Ligamentum teres uteri* jsou provazce obsahující i svalová vlákna, inserující u děložních rohů, vstupující do tříselního kanálu, ústí až ve vazivu velkých stydkých pysků. Za těhotenství začíná vaz hypertrofovat ve 4. měsíci gestace v době, kdy se děloha začíná zvedat z malé pánve, přidržují dělohu v anteflexi, vazy zbytnují, mohou zvětšit svoji délku až 4krát (Jelen et al., 2002).

#### **2.2.2.6. Změna těžiště těla a změna postavení segmentů páteře**

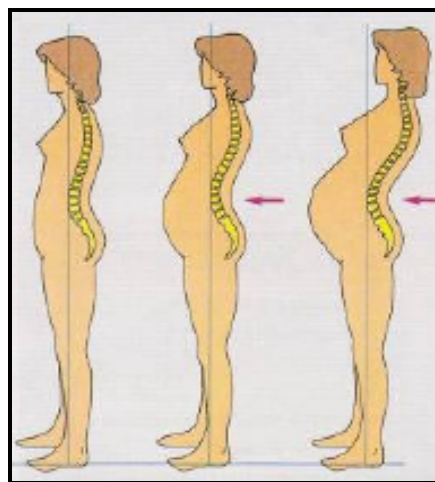
Těžiště je definováno jako rovnovážný bod těla. Během pohybu se může těžiště těla změnit. U mužů se nachází těžiště těla v základním anatomickém postoji přibližně ve výši druhého křížového obratle a 4-6 cm před přední plochou obratlových těl. U žen je jeho umístění asi o 1-2% níže než u mužů, což lze vysvětlit rozdílnými rozměry pánve (Dylevský, 2000).

V průběhu těhotenství dochází ke změně tělesných proporcí a ke změně hmotnosti jednotlivých segmentů těla těhotné, mění se polohy těžišť jednotlivých segmentů, momenty setrvačnosti těchto segmentů a rovněž poloha celkového těžiště (Jelen, 2002). K posunu těžiště těla dopředu přispívá především gravidní děloha, která vyklenuje břišní stěnu ventrálním směrem a navíc s přibývajícím stupněm těhotenství stále narůstá její hmotnost (Dráč, 1992).

Aby byla zajištěna rovnováha těla, posouvá se podle hmotnosti dělohy a podle velikosti sklonu pánve horní část těla směrem dorsálně. Zvětšuje se tak lumbální lordóza a kompenzačně i hrudní kyfóza a krční lordóza. Lumbální hyperlordóza se nejvýrazněji projevuje ve spojení L5-S1 (viz. obrázek 2). Na těchto změnách se podílí i zádové, hrudní a krční svaly. Zvětšováním bederní lordózy se otvírají meziobratlové štěrby bederní páteře směrem ventrálním, zatímco meziobratlové destičky jsou zatěžované zejména v dorzální části. Navzájem se přibližují a posouvají obratlové



oblouky, trny a bočné výběžky a zužují se prostory mezi nimi. Vazivová spojení páteře se více namáhají a napínají (Paul et al., 1996). V konečné fázi gravidity udržování stability ve stoje vyvolává bolestivé pocity až spazmy svalových skupin podílející se na vyrovnávání těžiště a větší únavnost celého těla. Týká se to chůze i práce spojené s pohybem nejen dolních končetin, ale i celého trupu při manuální práci. Omezuje se tím pracovní výkonnost ženy během druhé poloviny těhotenství (Dráč, 1992; Scoppa et al., 2008).



Obrázek 2: Změna polohy segmentů páteře v těhotenství - 1. trimestr, 2. trimestr a 3. trimestr (zleva) (Scoppa, 2008).

Změna polohy těžiště trupu a změněné poměry v zatížení páteře jsou vyrovnávány hypertrofií příčně pruhovaných svalů příslušných partií, nejvíce hýžd'ových a lýtkových (Driák, 2004). Zvětšená bederní lordóza klade zvýšené nároky na funkci dlouhých svalů a přetížená svalovina se vyčerpává rychleji než při normálním držení páteře (Kovalčíková, 1990). S tímto velmi rozšířeným názorem na změny tvaru páteře během gravidity nesouhlasí někteří autoři (Kušová, 2005; Moore, 1990), kteří zastávají názor, že křivky páteře se během gestace nemění, resp. zmenšují.

Dolní část zad je více mechanicky namáhána a bolesti v této oblasti se vyskytují u celé poloviny těhotných žen (Heckman, 1994).

Veškerá pohybová činnost žen v tomto období je odpovídajícím způsobem modifikována (Jelen, 2002). Tyto změny, ke kterým během těhotenství dochází, mohou ovlivnit pohybovou aktivitu gravidní ženy.

Břišní svaly vlivem rostoucí dělohy ochabují, někdy může nastat i jejich diastáza. Pokud dojde během těhotenství k insuficienci břišní stěny nebo diastáze břišních svalů, přispívá to k narušení statiky celé postavy. Břišní stěna neplní roli vyrovnávacího mechanismu pro zátěž páteře (zvýšení bederní lordózy, celkové hmotnosti těla) při stálém posouvání těžiště těla vpřed vlivem gravidní dělohy (Dráč, 1992). Tento mechanismus může být zdrojem bolestí beder v těhotenství.

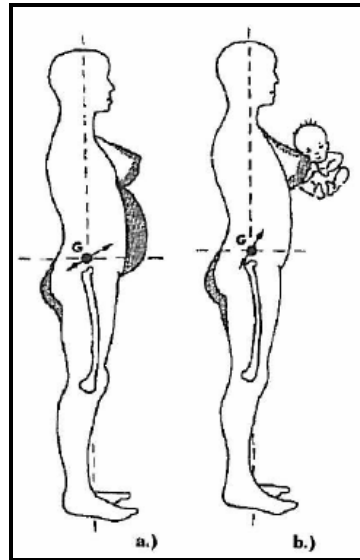
Císařová (2006) se zabývala změnou pozice průmětu celkového těžiště těla v těhotenství. Metodou měření byl zvolen měřicí přístroj firmy Kistler pro zaznamenání pohybu těžiště těla a dále pak 2D fotografická analýza za účelem segmentace těhotného těla.

První měření spočívalo ve sledování uvolněného vzpřímeného stoje 6 probandů na měřicí desce po dobu 20 s. Stejným způsobem byly změřeny 3 netěhotné ženy.

Pro hodnocení těhotné postavy byla vybrána fotografie z boku a poté se provedlo segmentování ženského těhotného i netěhotného těla. Zpracováním dat z měření na Kistler desce byla určena linie těžiště, která rozdělovala tělo na přední a zadní část, a tím tedy i většinu segmentů na „přední“ a „zadní“.

Z výsledných hodnot měření bylo pak zřejmé, že základním mechanismem, kterým těhotné vyrovnávají nárůst hmotnosti břicha, a tedy posunutí těžiště trupu dopředu, je mírný záklon horní části trupu. Druhým mechanismem je nárůst hmotnosti svalové a tukové tkáně na zadní části stehen a hýždí. *Výsledky této studie tedy potvrzují výjimečnou připravenost ženy na biomechanické změny v těhotenství, kdy nedochází k posunu průmětu celkového těžiště do podložky.*

Pawlovski (2003) uvádí nižší pozici těžiště těla ženy jako evoluční důsledek těhotenství a nošení novorozenců po porodu, kdy se zvyšuje hmotnost těla vpředu a nahore. Nižší položené těžiště těla tedy zaručuje lepší stabilitu během těchto období (viz. obrázek 3).



Obrázek 3: Schéma těhotné ženy s přírůstkem hmoty během těhotenství (a) a během laktace (b). „G“ představuje těžiště a šipky vliv hmotnostních přírůstků na přední i zadní části těla (Pawlovski, 2003).

### 2.2.2.7. Dynamika páteře

Změny tělesných rozměrů a tíhových sil jednotlivých segmentů mohou omezovat vynakládání svalové síly a rozsah pohybů páteře během těhotenství. Extenze, lateroflexe, rotace a zejména flexe trupu během těhotenství systematicky klesá a tato změna se přičítá prostorové překážce způsobené vyčníváním břicha (Paul, 1994; Gilleard, 2002a). Tato zvýšená velikost břicha může způsobit rozdíl v držení těla, např. při zvedání se ze židle, kdy žena v pozdním těhotenství se zvedá ze židle bez pomoci paží s rovnými zády, zatímco po porodu ohne žena trup dopředu, než se zvedne.

## 2.3. **Neuroortopedické komplikace vzniklé během těhotenství**

O nejčastějších změnách páteře a statického systému během těhotenství se rozepsal Dráč a Křupka (1992). Pomalu vznikající a postupně narůstající staticko-dynamické poruchy pohybové soustavy ženy v průběhu gravidity závisí na mnoha faktorech. Za nejzávažnější z nich považujeme obezitu a z ní vyplývající patologické změny v muskulo-fasciálním korzetu břišní stěny při podmínkách daných vysokou

koncentrací těhotenských hormonů. Důležité jsou však i změny vzniklé před graviditou, které se v těhotenství zhoršují.

Výchozí situace je u každé ženy jiná. Záleží na somatické typologii, intenzitě hormonálních změn a jejich vlivu na svalstvo a vazivo, způsobu zatěžování organismu v pracovním a mimopracovním procese.

Významný vliv mohou mít i kongenitální anomálie, hlavně v oblasti páteře (lumbalizace, sakralizace) a anomálie získané (stavy po úrazu provázané změnami ve výšce meziobratlových štěrbin, dekonfigurací obratlů apod.)

Mezi nejčastější funkční neuroortopedické změny patří sakroiliakální posun, sakroiliakální blokáda, segmentální blokády, blokády thorakolumbálního přechodu.

Při postupném rozvoji bederní hyperlordózy často vznikají jak bolestivé kontakty trnových výběžků bederních obratlů, tak i bolestivé meziobratlové prostory. Pánevní ligamenta (*lig. iliolumbale*, *lig. sacroiliacale* a *lig. sacrotuberale*) jsou rovněž bolestivá. Vznikají rovněž rozsáhlé svalové spazmy vzpřimovačů trupu – *mm. erectores trunci*.

Tzv. funkční koxalgie s pozitivními manévry, avšak bez pozitivního nálezu na rtg snímcích a v biomechanickém vyšetření, jsou projevem svalových spasmů, distenzí ligament a kloubových pouzder se vznikem bolesti omezují chůzi.

Přenosem sil způsobených hyperlordózou v bederní oblasti vzniká hrudní hyperkyfóza a krční hyperlordóza. Přitom vznikají svalové spazmy, hlavně vzpřimovače trupu a hlubokých extenzorů šíje. Na základě svalových smyček se pak promítají bolestivé stavy z pánevního pletence do ramenního.

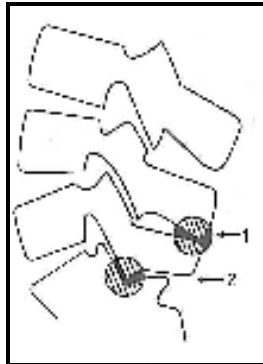
Svalové asymetrie se mohou prohloubit a způsobit lokální bolesti vyvolané svalovou dysbalancí (např. oslabením dolní části *m. trapezius*, oslabení *m. serratus anterior* apod.)

Při dlouhodobém zatěžování či přetěžování organismu během těhotenství, stejně jako i po opakovaném těhotenství, se v organismu ženy vyvíjejí trvalé změny. Uvádíme nejčastější příčiny, které tyto změny způsobují:

*Kompresivní diskogenní syndrom* – může vyvolat chronická traumatizace bederního úseku páteře v hyperlordóze, zvláště pokračuje-li obezita i po ukončení těhotenství. Dojde k vyklenutí a nakonec k výhřezu ploténky.

*Basstrupův fenomén* – je trvalý kontakt trnů v hyperlordóze, který se klinicky projevuje trnovou bolestí.

Spondylolistéza – je přetěžovaný segment L5/S1 s horizontálním postavením křížové kosti a současně dochází k přednímu klopení pánve (Křupka, Dráč, 1994) (viz. obrázek 4).



Obrázek 4: Typická lokalizace trvalých změn bederního úseku vzniklých následkem zvětšení bederní lordózy – 1. Bastrupův fenomén, 2. Spondylartróza intervertebrálních kloubů (Dráč, 1992).

Trvalé dekonfigurace ve smyslu bederní a krční hyperlordózy a hrudní hyperkyfózy vyvolávají rovněž trvalé změny na výšce obratlových těl, vznikají degenerativní změny na meziobratlových ploténkách a osteofyty.

Trvalá blokáda některého ze segmentů páteře způsobuje nahrazení jeho funkce sousedními segmenty a jsou tak hypermobilní.

Zkrácení a oslabení některých svalových skupin vede k trvalým svalovým dysbalancím. Nepříznivým stavem je i fixace a prohloubení skolióz (Dráč a Křupka, 1992).

*Vhodnou pomůckou, jak předejít těmto trvalým změnám vzniklých následkem dlouhodobé hyperlordózy a dlouhodobého zatěžování organismu během těhotenství, by*

*mohl být těhotenský podpůrný pás, který nadlehčuje těhotenské břicho, stabilizuje trup a současně neomezuje těhotnou ženu v pohybu.*

## **2.4. Bolesti zad v těhotenství**

Pro velkou část těhotných žen jsou bolesti nedílnou součástí gravidity. V důsledku zvýšeného stereotypu zatížení během těhotenství, změn držení těla a následně změněného stereotypu pohybu může dojít ke vzniku funkční poruchy a k bolestem. Prodlužování břišních svalů s růstem dělohy redukuje schopnost těchto svalů udržovat dobrou posturu. Mechanická dysbalance mezi břišními svaly a paravertebrálními svaly pak může vést k bolestem zad. To, zda vzniknou bolestivé potíže nebo ne, závisí na rovnováze mezi zatížením a schopností muskuloskeletálního systému tuto zátěž snášet (Paul, 1994; Fast et al., 1990; Dráč, 1996).

Při chůzi dochází ke snížení rozsahu rotačních pohybů segmentů hrudníku a pánve, které je výrazné zejména u těhotných žen, které trpí bolestmi zad. Omezení rozsahu rotací může být zapříčiněno mechanickou překážkou v podobě těhotného břicha, nebo také vyhýbání se velkým rozsahům pohybu při očekávání bolestí zad (Wu et al., 2002, 2004).

Bolest zad je široký pojem. V souvislosti s graviditou je nejvíce skloňovaný termín bolest dolní části zad (low-back pain), který zahrnuje bolest bederní a sakroiliakální oblasti zad a termín posteriorní bolest pánve (posterior pelvic pain, PPP), který odpovídá sakrální a pánevní oblasti.

LBP je většinou lokalizována v úrovni či nad úrovní pasu. Je v podstatě stejná jako bolest dolní části v netěhotném období. Tento typ bolesti se typicky zhoršuje s dlouhodobým stáním, sezením nebo opakovaným zvedáním břemen.

PPP je charakterizována dysfunkcí sakroiliakálních kloubů. Je pociťována v hloubce pod oblastí pasu či v oblasti kostrče. Může se rozšiřovat do hýždě, do zadní části stehna nebo ke sponě stydké. Bolest po odpočinku neustupuje rychle, ale postupně, a může být spojena s ranní ztuhlostí. Činnosti, které PPP mohou provokovat, jsou: chůze do schodů, sedání, vstávání ze sedu, ohýbání trupu, běh a chůze. SIP je typ

bolesti omezující se na oblast sakroiliakálních kloubů, bez iradiace (There's a help for pregnant women, 2008).

Bolesti, které vznikly během těhotenství, však mohou přetrvávat i v období po porodu. Tyto bolesti se pak nazývají „pregnancy-related“, to znamená související s těhotenstvím. Lokalizace těchto obtíží bývá obdobná, buď v oblasti zad- PRBP (pregnancy-related back pain) a nebo v oblasti pánve a sakroiliakálních kloubů- PRPP (pregnancy-related pelvic pain) (Collington, 1996).

*Názory na prevalenci bolestí zad se podle různých autorů liší, pohybují se od 54% do 96%. Wang (2004) udává 68,50%, Orvieto (1994) 54,8%, Skaggs (2007) 67% a Moore (1990) 96%.*

#### **2.4.1. Studie zaměřené na bolestivé stavy v těhotenství**

Atkinsonův projekt (1999) srovnává chůzi jedné těhotné a jedné netěhotné ženy pomocí video záznamu a chce přispět k objasnění vzniku bolestí dolní části zad u těhotných žen. K záznamu byl použit kamerový systém, který snímal označené body na tělech obou žen pomocí programu Moriön Capture software a 3D video analýzy pohybu. Na subjektech byly označeny definované body: processus acromion, nejdistančnější žebro, trochanter major, epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis, pupek. Výsledky ukázaly, že nejsou velké rozdíly mezi zakřivením bederní páteře, v rychlosti chůze obou žen, ani v rozsahu flexe a extenze v kyčelním kloubu mezi těhotnou a netěhotnou ženou. Autoři vyslovují závěr, že na vzniku bolestí bederního regionu se tedy podílí jiné faktory. *Tato studie měla velké omezení v tom, že porovnávala pouze jednu těhotnou a netěhotnou ženu, což je velmi malý vzorek, a tedy její výsledky mohou být jen orientační.*

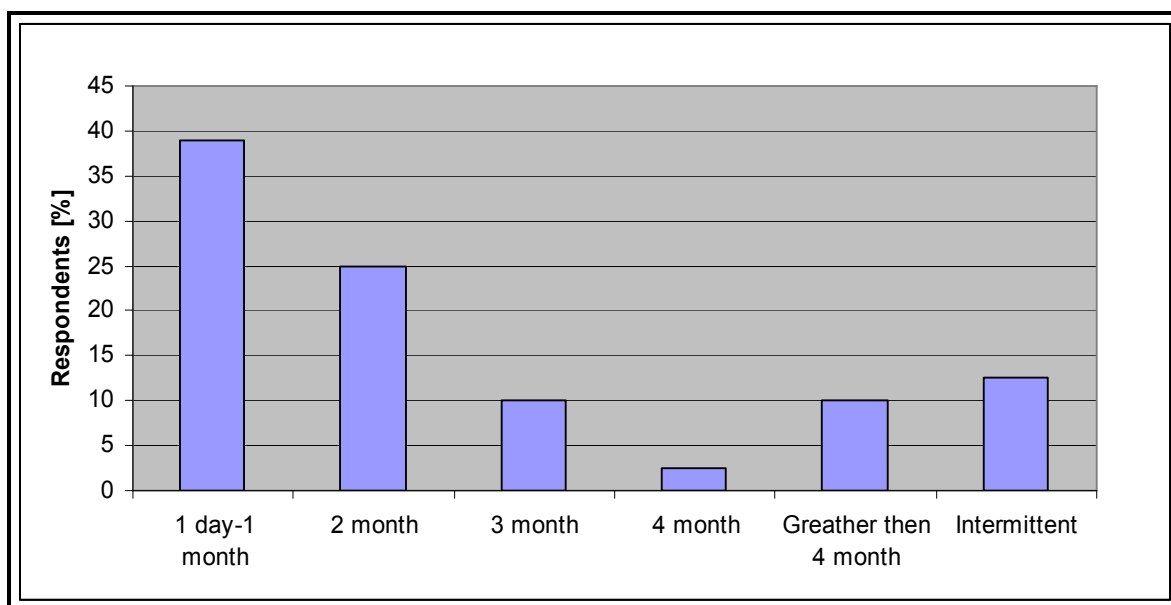
Wang et al. (2004) zkoumali výskyt a rizikové faktory bolestí zad u těhotných žen v New Haven County v Connecticutu. Jejich výzkum obsáhl téměř desetinu populace těhotných žen v této oblasti (tj. 950 žen). Jako metodu použili dotazník o 36 otázkách, které rozčlenili do částí, které se týkaly 1) demografických dat, 2) zkušeností

s bolestmi zad, 3) stanovení rizikových faktorů, 4) dopadu bolestí na aktivity všedního dne a 5) ekonomických dopadů bolesti.

Podle jejich výsledků má zkušenost s bolestmi 68,8% gravidních žen. Zjistili, že bolesti zad mohou začít kdykoli během těhotenství. Významnými rizikovými faktory přítomnosti bolestí zad jsou: věk, bolest zad během menstruace, zkušenost s bolestmi před těhotenstvím a LBP během předešlých těhotenství. Naopak jako rizikové faktory se nepotvrdily následující: užívání antikoncepce, hormonální léčba neplodnosti, abusus kofeinu, kouření, fyzické cvičení, předešlá epidurální nebo spinální anestézie, opakované denní činnosti, hmotnost v těhotenství a počet těhotenství.

Zajímavým zjištěním je, že až 68% žen o svých bolestech nereferují svému ošetřujícímu lékaři, a pokud ano, je jen u 25% zajištěno další ošetření (Wang et al., 2004).

*Dopady bolestí zad se projevily v běžném denním životě, a to na kvalitě spánku, na pracovním zatížení i aktivitách ve volném čase. Ženy uváděly v průměru střední intenzitu bolestí zad a nejčastější délka trvání bolestí byla v intervalu 1 den až 1 měsíc (viz graf 1.).*



Graf 1: Délka trvání bolesti dolní části zad během těhotenství (Wang et al., 2004).



Legenda:

day = den, month = měsíc, Greater than 4 months = delší než 4 měsíce, Intermittent = občasný, respondents = odpovídající

Rovněž To a Wong (2003) souhlasí s názorem, že některé faktory významně ovlivňují výskyt bolestí zad. Ve svém vzorku 326 pacientek popisují 76,6% výskyt jedné či více epizod bolestí zad. Většina žen popisuje bolestivost mírnou, intermitentní a nevyhledává ošetření u lékaře. Nejčastější lokalita při výskytu zad je lumbální, křížová nebo kombinace obou, nejméně častá lokalita je hrudní úsek páteře. Ženy, které uváděly bolest zad během těhotenství, měly zkušenost s bolestí zad před těhotenstvím a nebo během předešlého těhotenství.

Dalším faktorem přispívajícím ke vzniku bolestí zad je nízká socioekonomická třída a posteriorní poloha placenty. Pomocí ultrasonografického vyšetření a dotazníků zkoumali 449 těhotných žen Orvieto et al. (1994).

Skaggs et al. (2007) se dotazoval 599 těhotných amerických žen z nízké socioekonomické třídy. Dotazník obsahoval údaje o zkušenosti s bolestmi, o délce, intenzitě a lokalitě bolesti a také o možnosti a způsobu léčení. 67% dotazovaných žen uvedlo, že trpí bolestí zad, nejčastější lokalitou je dolní část zad, druhá nejčastější lokalita byla oblast pánve a třetí bolest střední části zad (mid-back pain, MBP). Poruchami spánku trpělo 37% žen z celkového počtu dotazovaných a 80% z nich uvádělo bolesti zad. Autoři také potvrzují fakt, že bolesti v předchozím těhotenství jsou významně spojeny s bolestmi v současném těhotenství - u 85% žen. Ošetření či další léčba těchto obtíží byla řešena jen u 15%, úspěšně jen u 1% (Skaggs et al., 2007). *Dle výsledků studie, kterou se zabýval autor Skaggs et al., vyplývá, že se na vzniku bolesti zad v těhotenství významně podílejí bolesti zad v předchozím těhotenství a porucha spánku.*

Na vzniku bolestí zad se podílejí svojí aktivitou svaly v oblasti bederní páteře. Aktivita svalů měřená povrchoвым elektromyografem při ohýbání a narovnávání trupu je u žen trpících bolestmi zad větší než u těhotných žen, které bolestmi netrpí. Ženy, které v prvním trimestru mají nižší aktivitu svalů, mají větší bolesti v dalších fázích těhotenství. Projekt byl prováděn ve 20. až 36. týdnu těhotenství na 32 těhotných

ženách trpícími LBP a na 21 těhotných ženách, které si na bolesti zad nestěžovaly. Metodou výzkumu byl dotazník s vizuální analogovou škálou bolesti a dotazník týkající se disability a povrchová elektromyografie (Sihvonen et al., 1998). *Bohužel u této studie nebyla k dispozici dokumentace o elektromyografickém záznamu, tudíž se můžeme řídit těmito výroky pouze orientačně.*

Gustroff (2007) u těhotných žen s bolestí zad zjistil hyperalgesii na tlakové a tepelné podněty. 102 těhotných žen rozdělil na tři skupiny po 34 ženách (1.- kontrolní, 2.- ženy s provokovanou bolestí, 3.- se stálou bolestí zad) a provedl testování na tepelné, chladové, tlakové podněty a práh bolesti ve třech dermatomech (Th1, Th11, L1).

## 2.5. Chůze v těhotenství

Chůze těhotných žen bývá často popisována jako kolébavá (waddling gait) nebo „kachní“. Tento typ chůze zahrnuje rozšíření opěrné baze, zevně rotační postavení dolních končetin a zvýšenou rotaci pánve v transverzální rovině. Ovšem „pravá kolébavá“ chůze, tak jak se objevuje u ptáků (kachen), je způsobena anatomickým poměrem rozměrů trupu a nohou. Kachny 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 (Iersel and Mulley, 2004). *Tento způsob vychýlování trupu vytváří obraz typického kolébání. U lidí se tedy tento typ chůze nemůže vyskytovat vzhledem k anatomickým poměrům (šířka trupu – délka dolních končetin). Přesto u těhotných žen dochází k určitým změnám chůze, jak popisuje následující přehled studií.*

Srovnání rozsahů rotací hrudního a pánevního regionu během chůze netěhotných a těhotných žen provedli Wu et al., (2004). Pomocí neoprenových pásů s upevněnými infračervenými diodami, které byly umístěny na hrudníku v úrovni 6. žebra a na pánvi v úrovni zadních ilických spin, sledovali rotace pánve a hrudníku při chůzi na běžecském pásu (treadmill). Porovnávali absolutní hodnoty rotací, poté jejich relativní fáze (pomocí Fourierovy transformace). Výsledky ukazují na menší amplitudy rotací pánevního i hrudního regionu gravidních žen oproti kontrolní skupině netěhotných žen. Relativní Fourierova fáze mezi hrudní a pánevní rotací byla u těhotných také menší.

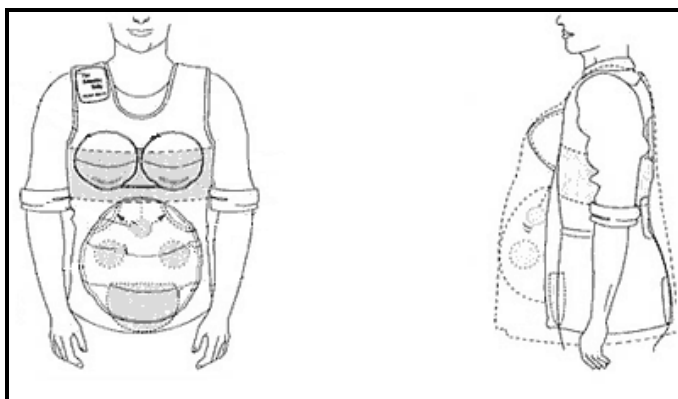
Dalším výsledkem bylo zjištění nižší rychlosti chůze, které těhotné ženy udávají jako pohodlnou, a maximální rychlost chůze, které jsou gravidní ženy schopné dosáhnout, a která je nižší než u netěhotných žen.

Stejně proměnné sledoval obdobný tým autorů (Wu et al., 2002) u žen zdravých a žen trpících bolestmi pánve vzniklých po těhotenství (pregnancy-related pelvis pain, PRPP). Podobným experimentem došli k závěrům, že ženy trpící PRPP mají opět nižší rychlost chůze, kterou udávají jako pohodlnou, i maximální rychlost chůze, a snížené rozsahy rotací hrudního a pánevního regionu a jejich relativní fáze.

Lymbery a Gilleard (2005) pozorovali 13 těhotných žen v 38. týdnu těhotenství a opět 8 týdnů po porodu pomocí 8 kamerového systému pro 3D analýzu pohybu. Výsledky ukázaly, že v těhotenství dochází k rozšíření kroku a ke zvýšení mediolaterální reakční síly s podložkou, která se zmenšovala směrem mediálním. Působíště tlaku (COP) se posunulo mediálně a mírně dopředu. Změny naznačují, že ženy přizpůsobují chůzi tak, aby zajistily stabilitu ve stejné fázi kroku, a mohly tak kontrolovat mediolaterální pohyb nohy. Rozšíření kroku během těhotenství potvrzuje i Bird et al. (1999). *V této studii nebyla k dispozici dokumentace zobrazující změny působíště tlaku (COP), tudíž se o výsledky této studie můžeme opírat pouze orientačně.*

Tětková (2004) se zabývala vytvořením 3D analýzy digitálního modelu plosky nohy. Sledovaly 4 probandy na začátku (6.-8- týden) těhotenství, na konci (34.-38. týden) těhotenství a po skončení šestinedělí. Její výsledky neukázaly žádný společný trend vlivu těhotenství na tvar plosky nohy.

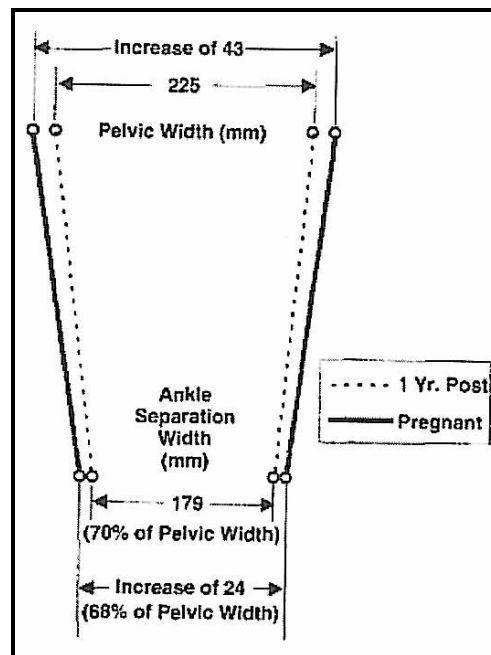
Zajímavou studii provedla Pettus et al. (2006), ve které chtěla poukázat na velmi dobré přizpůsobení těhotných žen při chůzi ve srovnání s netěhotnými, a se ženami s uměle vytvořeným „těhotným břichem“. Těhotné břicho neboli Empathy Belly® (EB) bylo popsáno jako závěs o hmotnosti 13,6 kg (viz. obrázek 5), který byl ženám připevněn k přední části trupu.



Obrázek 5: Schéma Empathy Belly zepředu a z boku (převzato z <http://www.empathybelly.org>).

Výsledky její studie ukazují velmi dobrou adaptaci těhotné ženy, protože všechny sledované parametry se významně nemění. U žen těhotných a žen s EB se mírně snižuje rychlost chůze. U těhotných se zvětšuje i sklon pánve, u žen s EB se naopak sklon pánve zmenšuje. Těhotné mají větší rozsah pohybu trupu než netěhotné a ženy s EB mají menší rozsah pohybů pánve než těhotné i netěhotné ženy. Tyto výsledky poukazují na odlišnost v přizpůsobování těla na přírůstek hmotnosti trupu vlivem těhotenství ve srovnání s přírůstkem hmotnosti z jiných příčin (např. obezita) (Pettus et al., 2006).

3-dimenzionální analýzou chůze těhotných žen, a to během druhé poloviny posledního trimestru těhotenství a jeden rok po porodu, se zabývali Foti et al. (2000). Výsledky studie neprokázaly žádné změny v rychlosti chůze, délce kroku nebo rytmu chůze. Jeden rok po porodu se fáze opory o jednu končetinu mírně prodloužila a fáze dvojí opory zkrátila. Došlo ke zvýšení kinetických parametrů chůze v oblasti kyčelního a hlezenního kloubu. Vzrostl maximální extenční a abdukční moment v kyčelních kloubech a maximální moment plantární flexe v hlezenním kloubu. Mírně se také zvýšila flexe a abdukce kyčelního kloubu během chůze. Vzrostla i šířka pánve a průměrná vzdálenost hlezenních kloubů od sebe během fáze dvojí opory. Poměr vzdálenosti hlezenních kloubů a šířky pánve však zůstal nezměněn (70%, resp. 68%), (viz. obrázek 6).



Obrázek 6: Průměrná šířka pánve a průměrná vzdálenost středů hlezenních kloubů (Foti et al.).

Legenda:

Increase of 43 = přírůstek 43 mm

Pelvic Width (mm) = šířka pánve v milimetrech

Ankle Separation Width (mm) = vzdálenost hlezenních kloubů v milimetrech

Increase of 24 = přírůstek 24 mm vzdálenosti hlez. kloubů

70% of Pelvic Width = vzdálenost hlezenních kloubů je 70% šířky pánve

68% of Pelvic Width = vzdálenost hlezenních kloubů je 68% šířky pánve

čárkovaně - 1 Yr. Post = 1 rok po porodu

plnou čarou - Pregnant = v těhotenství

*Dle výsledků těchto studií lze usuzovat na některé společné trendy při chůzi těhotných žen. Těhotenství způsobuje nižší stabilitu při chůzi, což těhotné řeší signifikantním rozšířením oporné báze, tedy i kroku (Pettus, 2006; Lymbery, 2005; Bird, 1999) a zkrácením jedné opory (Foti, 2000). S tím souvisí zvětšení mediolaterální složky reakční síly ve srovnání s netěhotnými ženami (Lymbery, 2005).*

*Při chůzi také dochází ke snížení rozsahu rotačních pohybů segmentů hrudníku a pánve, které je výrazné zejména u těhotných žen, které trpí bolestmi zad (Wu et al.,*

2002, 2004). Omezení rozsahu rotací může být zapříčiněno mechanickou překážkou v podobě těhotného břicha nebo také vyhýbání se velkým rozsahům pohybu při očekávání bolesti zad.

V dalších parametrech, jako je změna rychlosti chůze, délka kroku, a v jejich hodnotách se autoři značně různí. Avšak názor většiny je, že se chůze gravidních žen oproti netěhotným v zásadě nemění, dochází však k individuálním odchýlkám (viz. výše).

## 2.6. Ortopedická pomůcka – ortéza

Ortézy představují širokou škálu pomůcek, nahrazujících oslabené nebo ztracené funkce. Jsou indikovány všude tam, kde tvarové a funkční změny znemožňují normální funkční využití příslušné tělní části.

Měkké bandáže tvoří zvláštní skupinu ortéz. Jsou tak nazývány proto, že většina materiálů, užitých k jejich výrobě, jsou měkké až polotuhé (textil, usně, měkké a pěnové plasty). Pouze výjimečně je použito tvrdého materiálu (přezky, příruby, knoflíčky). Mimo jiné mezi měkké bandáže patří břišní pásy.

Břišní pásy nahrazují nedostatečnou funkci břišního a z části i zádového svalstva. Jejich úkolem je zpevnit břišní stěnu, udržet obsah nitrobřišní v blízkosti páteře a při jeho zmnožení a tahu vaziva za páteřní segmenty rozložit tento tah z malé na velkou plochu v dolní hrudní a v bederní páteři. Dalším úkolem je odlehčit zádovým svalům a umožnit jim plnit vzpřimovací funkce a podpořit fyziologické postavení páteře a pánve. Jednou z indikací břišních pásů je těhotenství, ev. stav po porodu nebo po symfyseolyse (Hadraba, 1987).

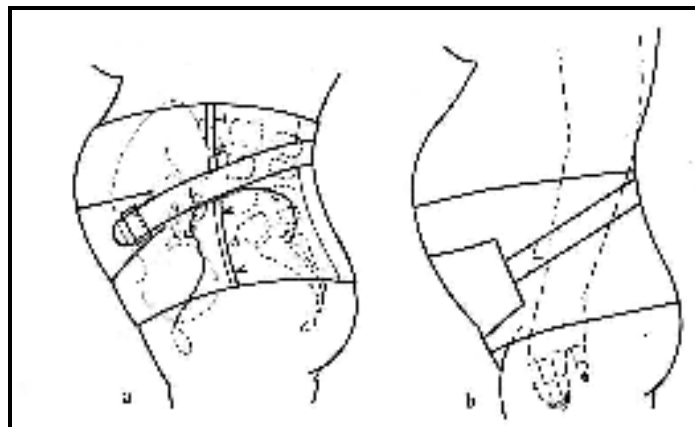
### 2.6.1. Těhotenský podpůrný pás

Těhotenský podpůrný pás je ortopedickou pomůckou, která zajišťuje stabilitu trupu. Může ho tedy fixovat, aniž by došlo k omezení pohybu. Jeho úkolem je snížit

laxitu sakroiliakálních kloubů, a tím i omezit bolest v oblasti těchto kloubů nebo v regionu spony stydké (Mens et al., 2006).

Těhotenské pásy se používají k podpoře těhotného břicha. Doposud se vyrábí ve všech krajinách s různou konstrukcí a technickými vybaveními podle představ výrobce. Vyrábějí se za účelem udržovat těhotné břicho v příslušném sklonu bez omezení ženy v pohybu a v práci bez nepřiměřeného stlačení břišních orgánů. V současnosti se používají různé druhy pásů od pevných korzetů se šněrováním až po pásy se závěsem za krk či na ramena. Jsou účinné pouze při venter pendulus vyššího stupně (Dráč, 1992).

Správné založení pásu a správné nošení pásu udržuje těhotné břicho v žádoucí poloze (viz. obrázek 7). Tím se odstraní tlaky na přední břišní stěnu, ulehčí se odtok žil dolních končetin a posune se těžiště těla zpět na původní místo (Dráč, 1992).



Obrázek 7: Schéma založení těhotenského pásu – a) správné, b) nesprávné (Dráč, 1992).

Proti těhotenským pásům je mnoho námitek od těhotných žen i odborníků. Ženy odmítají pásy pro nepohodlnost a zdravotníci neprávem poukazují na jejich nefyziologický účinek, kdy dochází ke snížení pružnosti břišní stěny a atrofii břišních svalů podobně jako působí pevný sádrový či jiný obvaz na končetinu imobilizující klouby nad a pod poraněným místem. Avšak tyto námítky neobstály, protože nejsou adekvátní. Těhotenské pásy nezpůsobují znehynění kloubů ani svalů, naopak, břišní svaly mají možnost pracovat bez omezení při pohybech- sedání, vstávání i při práci. Neobstojí ani námitka, že pás tlačí na těhotné břicho a omezuje tím volnost spontánních

pohybů plodu, protože plodové vejce s obsahem plodové vody má svoje vnitřní tlakové poměry. Pás nestlačuje ani orgány břišní dutiny a vyhovuje veškerým požadavkům trávení a dýchání (Dráč, 1992).

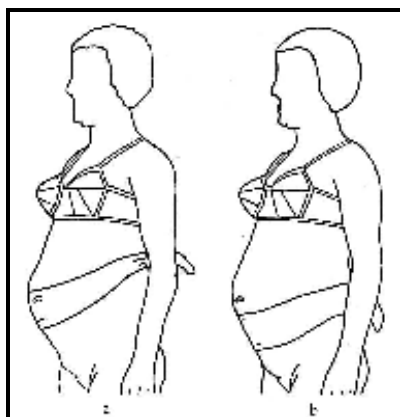
### **2.6.1.1. Studie zkoumající vliv nošení těhotenského pánevního pásu**

Pregnancy-related pelvic pain (PRPP) je druh bolesti v oblasti sakroiliakálních (SI) kloubů nebo v regionu spony stydké, která začala během těhotenství a přetrvává i v období po porodu. Jednou z možností, jak ovlivnit tento druh bolesti, je pánevní pás.

Jeho účinek na laxitu SI kloubu v pozici vleže na zádech posuzovali Mens et al. (2006). Vycházeli z předpokladu, že pánevní pás stlačuje SI klouby, a tím zlepšuje jeho stabilitu. Testovali laxitu SI kloubu pomocí detekce přenosu vibrací. V pozici vleže na břicho generoval přístroj do oblasti předních ilických spin určitou frekvenci vibrací a na zadní straně těla v oblasti SI kloubů detekoval přístroj přenesenou frekvenci vibrací. Dalším testem bylo zvedání celé natažené dolní končetiny opět v pozici vleže na zádech, při níž měly subjekty udávat obtížnost zvedání končetiny s pásem či bez pásu. Pás široký od 5 do 7 cm byl umístěn ve dvou pozicích- horní (v úrovni předních ilických spin) a dolní (v úrovni spony stydké). Výsledky prokázaly snížení SI laxity u obou pozic pánevního pásu, což by mohlo vést ke klinickému použití pásu u žen s PRPP. (Mens et al., 2006)

Jiný druh těhotenského pásu doporučuje Dráč a Křupka (1996), kteří však upozorňují, že účinnost pásu rapidně klesá s obezitou matky. Uvádějí, že lze použít i složené pleny, ovšem je důležité jejich správné založení kolem těhotného břicha (viz. obrázek 8).





Obrázek 8: Schéma založení plenyky – a) správné, b) nesprávné (Dráč, 1992).

Depledge et al. (2005) sledovali účinek pánevního podpůrného pásu, cvičení a instrukce o škole zad na laxitu spony stydké během těhotenství. 90 žen s bolestmi v oblasti spony stydké byly náhodně rozděleny do 3 skupin. První skupina se podrobila pouze cvičení a byla zainstruována o škole zad. Druhá skupina měla navíc nosit rigidní podpůrný pás a třetí flexibilní pás. Ve všech 3 skupinách bylo jako hodnocení zvoleno skóre RMQ (Rolland-Morris Questionnaire score), skóre PSFS (the Patient-Specific Functional Scale score) a skóre bolesti (101-bodové skóre) pro zjištění průměrné a maximální bolesti. Všechna skóre byla provedena před i po zahájení. S výjimkou průměrné bolesti nebyly zaznamenány podstatné rozdíly mezi jednotlivými skupinami. Výsledky prokázaly, že užívání jednoho či druhého pásu nezvětšil efekt na laxitu spony stydké, aniž by ženy necvičily a nebyly zainstruovány o škole zad. (Depledge et al., 2005).

Účinek abdominálního podpůrného pásu Velcro na hemodynamiku plodu a matky posuzovali Beaty et al. (1999). Výzkumu se účastnilo 25 těhotných žen (v 24- 36 týdnu těhotenství), které měly během těhotenství současně bolesti v kříži. Sledované parametry, jako je srdeční frekvence plodu, krevní tlak a srdeční výkon matky, byly monitorovány po dobu 20 minut před, v průběhu a po aplikaci podpůrného pásu, a to ve stoje a v sedě. Výsledky prokázaly, že nebyly zaznamenány výrazné změny jak u srdeční frekvence plodu, tak u krevního tlaku a srdečního výkonu matky. Rovněž každá žena po dvou týdnech nošení pásu potvrdila, že se bolesti v kříži výrazně snížily (Beaty et al., 1999). *V této studii nebyla bohužel k dispozici dokumentace vypovídající o změně*

*srdeční frekvence plodu a o změně krevního tlaku a srdečního výkonu matky v průběhu celého měření. Nelze se tedy na výsledky této studie zcela spoléhat a můžeme je brát v potaz pouze orientačně.*

Carr (2003) se zabýval vlivem mateřského těhotenského pásu na snížení LBP (low back pain) v těhotenství. Pilotní studie se účastnily ženy v posledních dvaceti týdnech těhotenství. 30 žen bylo zařazeno do zprostředkované skupiny a 10 do kontrolní. Ženy ve zprostředkované skupině nosily nepřetržitě těhotenský pás po dobu dvou týdnů. Kontrolní skupina těhotenský pás nenosila vůbec. Pro hodnocení efektu byl vybrán dotazník a byla pořízena nahrávaná interview. Dotazník byl zaměřen na intenzitu a dobu trvání bolesti, komfortnost pásu a na vliv na běžné denní činnosti. Výsledky prokázaly, že se intenzita bolesti u většiny žen snížila, a to hlavně při denních aktivitách. Pás byl ženami velice dobře akceptován a je nadějnou součástí léčby low back pain v těhotenství (Carr, 2003). *V článku se bohužel nenalézalo, o jaké dotazníkové šetření se jednalo a zda je dotazník standardizován.*

Scoppa a Vendrame zkoumali vliv těhotenského pásu na těhotné ženy s kšandami a bez kšand.

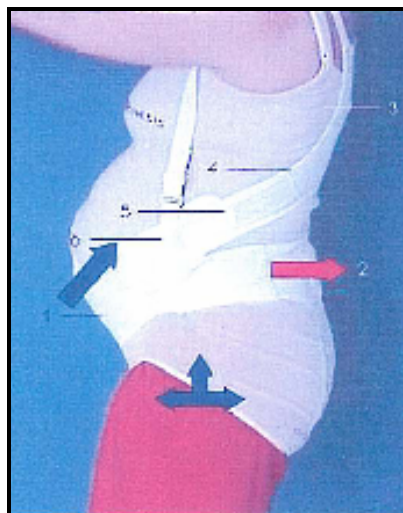
Jejich podpurný těhotenský pás má s kšandami patrně mnohem rozsáhlejší pole působnosti než ostatní podpurné pásy. Je dobře snášen ženami, které jej často nosily. Jejich zpětnou vazbou bylo, že se cítí lépe, a měly pocit lepší podpory a ochrany břicha. Tento pocit by mohl přispět k lepšímu pocitu nošení, a tím pádem by mohl být lépe snášen jak z hlediska zdravotního, tak z hlediska estetického. 22% žen potvrdilo, že je pás s kšandami výbornou podporou břicha, 33% uvedlo snížení bolestí zad a 44% vymizení bolestí zad.

Všechny probandky nosily těhotenský pás průměrně 6.5 hodiny denně. K zhodnocení efektu jejich těhotenského pásu se studie zúčastnilo 24% těhotných žen s LBP, z toho 43% žen trpělo před těhotenstvím a 25% až během těhotenství. 20% žen bylo upoutáno na lůžko.

Výzkum byl uskutečněn na sedmi těhotných probandkách. Ženy začaly nosit pás od 36. týdne těhotenství až do porodu. Kontrolní skupina obsahovala 15 těhotných žen, které byly pozorovány od 28. do 40. týdne těhotenství, a nebyl jim doporučen

těhotenský pás. Metodou výzkumu byl dotazník, který byl zaměřen na vliv pásu na snížení bolesti zad.

*Studie rovněž popisuje a následně na obrázku znázorňuje, jakým způsobem působí těhotenský pás na těhotnou ženu a jak dochází ke snížení gravitační síly působící na břicho. Principem je, že pás táhne těhotenské břicho směrem nahoru a dozadu. Díky tomu se inklinuje pánevní pletenec do původní fyziologické polohy se současným snížením nutačných pohybů SI skloubení, které jsou hlavním zdrojem pánevních bolestí. Dojde rovněž ke snížení bederní hyperlordózy a ke snížení tlaku na zadních artikulujících plochách facetových kloubů. Směr působení sil pásu na těhotenské břicho a jednotlivé struktury pásu znázorňuje obrázek 9.*



Obrázek 9: Směr působení sil na těhotenské břicho a jednotlivé struktury pásu (Scoppa, 2008).

Legenda:

1 frontální část pásu, 2 elastická zadní část se silikonovou výztuhou, 3 korzet, 4 kšandy, 5 suchý zip, 6 koncová část korzetu

modré šipky – působení sil pásu směrem nahoru

červená šipka – působení sil pásu směrem dozadu

*Bohužel žádná z těchto studií neposkytovala dokumentaci výsledků měření, o které bych se mohla v rámci své diplomové práce opírat. Téměř ve všech studiích byla použita jako vhodná metoda, jak určit vliv těhotenského podpůrného pásu na bolesti zad*

*jen dotazníkové šetření, proto je namístě, abych ve své diplomové práci přispěla svým objektivním měřením, které bude rovněž zdokumentováno, a napomohla tím k objasnění dané problematiky.*

## **2.7. Vliv pohybové aktivity na LBP v těhotenství**

Někdy je nesnadné přímo poukázat na struktury stejně jako na faktory, které způsobují bolest v lumbosakrálním regionu. Neznalost etiologie znesnadňuje výběr terapie. V mnoha případech přináší úlevu používání bederního pásu, který stlačuje SI skloubení, čímž nahradí pasivní fixaci vazů a zároveň aktivní stabilizaci svalů, a to *m. transversus abdominis* a *mm. multifidi* (Scoppa, 2008). Avšak Mens zdůrazňuje, že by se pasivní opora bederního pásu neměla zneužívat, neboť stejně jako jakákoliv jiná dlouhodobější fixace přispívá k atrofii svalstva, a tudíž by nadměrné nošení mohlo mít kontraproduktivní důsledky (Mens, 2006).

Optimální prevence LBP je aktivace hlubokého stabilizačního systému již v době před početím, ovšem i správně zvolená pohybová aktivita v pokročilejším stádiu těhotenství může přispět k odlehčení případných bolestí. V dnešní době nabízí trh velké množství publikací i videonahrávek se cvičením zaměřeným na posílení posturálních svalů.

Minaříková (2008) uvádí přehled pouze 3 metod, jež mohou přispět k odlehčení bolesti zad v těhotenství. První metodu, kterou uvádí, je Pilates, jejímž hlavním cílem je aktivace bránice, pánevního dna a břišní stěny. Aktivací břišní stěny podporuje vzpřímené držení těla. Jednotlivé cviky jsou zaměřeny na posílení lokálních a protažení globálních svalových skupin, čímž přispívá k udržení tělesné rovnováhy a k učení se správnému držení postoji (King, 2006). Druhou metodou, která si u veřejnosti získává svou popularitu, je jóga. K aktivaci posturálních svalů dochází na základě kombinace tzv. asánů (cvičebních pozicí) s pranajámou (dechovým cvičením). Existuje totiž těsná spojitost mezi respiračním a posturálním svalstvem. Tato technika se jmenuje „muder“. Dle Véleho (2006) mají tyto cviky vliv na vzpřímené držení těla a podporují tedy funkci



hlubokého stabilizačního systému. Poslední metodou, kterou Minaříková (2008) uvádí, je Cvičení dle Mojžišové.

Cvičení je založené na reflexním působení na nervosvalový aparát a aplikuje se nejen pro léčbu funkční ženské sterility, ale i v terapii funkčních vertebrogenních obtíží, juvenilní skoliózy, bolestí kostrče, aj (Strusková, 2003).

Aujezská (2006) posuzovala vliv cvičení aqua-aerobiku v průběhu těhotenství na bolestivost zad. Zjistila, že cvičení ve vodě je vhodnou metodou, jak ovlivnit bolestivost zad v těhotenství, avšak je nutné podotknout, že ve vodě hrozí větší riziko nesprávného provedení pohybu než na suchu. Způsobuje to nestabilita postoje, neboť ve vodě je dosažení rovnováhy obtížnější.

## 3. CÍLE, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE

### 3.1. Cíle

Cílem práce je zjistit, zda lze nošením těhotenského podpůrného pásu ovlivnit bolestivost zad u těhotných žen. Dále pomocí dotazníkového šetření zjistit, má-li pravidelné nošení pásu pozitivní vliv na pohybový aparát ve smyslu snížení či odstranění bolestí zad. V neposlední řadě porovnat výsledky měření, jaké tlumící vlastnosti na vibrace těhotného břicha má těhotenský pás při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu.

### 3.2. Hypotézy

1. Předpokládáme, že pravidelným nošením těhotenského podpůrného pásu v průběhu 14 dnů během těhotenství dojde k ovlivnění bolestivosti zad ve smyslu snížení bolestivosti,

2. předpokládáme, že při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu s podpůrným těhotenským pásem budou otřesy břicha zmírněny.

3. předpokládáme, že podpůrný těhotenský pás s kšandami bude mít větší vliv na snížení otřesů břicha jak při chůzi, tak i při dopadu na paty z předchozího výponu než pás bez těchto kšand.

### 3.3. Úkoly práce

1. Zpracovat teoretické podklady týkající se těhotenského podpůrného pásu a shrnout dosavadní poznatky v oblasti změny držení těla a vzniku bolesti zad v těhotenství,

2. zvolit vhodně koncipovaný dotazník, který nám pomůže objasnit, jaký efekt má těhotenský pás na bolesti zad v těhotenství,



3. vybrat vhodné objektivní metody pro ozřejmení, do jaké míry pás tlumí otřesy břicha při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu,

4. zpracovat a vyhodnotit získaná data.

## 4. METODOLOGIE

### 4.1. *Charakter diplomové práce*

Tato diplomová práce má charakter experimentální studie. 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. *Výběr vhodných metod*

Vlastní experiment se skládal ze tří částí.

V první byla provedena 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Qualisys a za současného použití dynamometrických desek Kistler byly zjištěny průběhy kontaktních sil mezi nohou a podložkou během stojné fáze kroku pro měření jak bez pásu, tak i s oběma typy pásů.

V druhé části byla provedena 2D kinematická analýza dopadu na paty z výponu na špičkách pro záznam útlumu břicha způsobeného oběma typy pásů.

Třetí část tvořilo dotazníkové šetření, které bylo převzato od Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire.

### 4.3. *Výzkumný soubor*

Prvních dvou částí experimentu se zúčastnily dvě těhotné ženy ve věku 25 a 26 let, které trpěly bolestmi zad v oblasti bederní krajiny. Obě byly prvorodičky. Probandky byly osloveny svými gynekology během návštěv v soukromých gynekologických ordinacích v Praze. Výběr byl tedy založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci. Probandkám jako motivační prvek byla nabídnuta odměna v podobě pásu, ve kterém jejich měření probíhalo. Do experimentu nebyly zařazeny osoby s onemocněním, které by mohlo ovlivnit výpon na špičky s dopadem na paty a stereotyp



chůze (např. neurologická onemocnění, ortopedické vady, vrozené vývojové vady a úrazy DKK nebo páteře apod.). Skupina jedinců nebyla limitována profesí, somatotypem, životním stylem či jinými kritérii.

Třetí části experimentu se účastnilo 12 těhotných žen, které trpěly bolestmi zad a nosily minimálně 14 dní těhotenský podpurný pás Cellacare<sup>®</sup> Materna. Probandky byly osloveny svým gynekologem během návštěvy v soukromé gynekologické poradně v Praze. Výběr byl tedy založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci.

Všechny probandky podepsaly informovaný souhlas (formulář viz. příloha P1).

Projekt byl schválen etickou komisí (viz. příloha P2).

#### **4.4. Výběr těhotenského pásu**

K vlastnímu experimentu byly zvoleny dva typy těhotenského pásu. Naším cílem bylo porovnat účinnost obou pásu na redukci tlumení otřesů těhotenského břicha při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu.

Vzhledem k finančním nákladům tohoto experimentu bylo zažádáno o mimořádné stipendium. Žádosti bylo vyhověno, a pro realizaci vlastního experimentu bylo tedy k dispozici 4500,- Kč.

Prvním pásem byl pás Cellacare<sup>®</sup> Materna od firmy Lohmann & Rauscher (viz. obrázek 10). Jedná se o jednodílný, široký a elastický pás, který se umísťuje pod těhotenské břicho. Pás je opatřen suchým zipem, který slouží pro utažení pásu kolem pánve. Základní textilií pásu je polyester a lycra. Pás se na tělo přikládá jednoduchým způsobem, a to tak, že se širší část pásu (střed pásu), široký cca 30 cm, přiloží na bedra a užší dvě části pásu (křídla), široká cca 15 cm, se přiloží pod břicho, kde se suchým zipem spojí. Širší část pásu je navíc opatřena na obou stranách gumou a suchým zipem sloužícím pro konečné nastavení pásu.



Obrázek 10: Těhotenský pás bez kšand - Cellacare Materna (www.lohmann-rauscher.cz).

Druhým pásem je pás Materna od firmy Ergon (viz. obrázek 11). Pás se skládá ze dvou částí. První je vlastní elastický pás opatřený opět suchým zipem a navíc přídatným pružným odepínacím tahem, který druhotně zpevňuje spodní část břicha. Tato část se přikládá kolem břicha, těsně pod pupek a kolem beder. Druhou částí jsou šle, které slouží ke zvýšení podpůrného účinku a lze je podle potřeby zkrátit.



Obrázek 11: Těhotenský pás s kšandami - Materna (www.ergon.cz).

*Pro výběr správné velikosti obou typů pásů byly odebrány míry přes boky a pas těhotné ženy (viz. příloha P4). Poté byly pro probandky zakoupeny pásy s patřičnou velikostí. Celkem byly zakoupeny 4 pásy v hodnotě 4359,- Kč dohromady.*

#### **4.5. Záznam a zhodnocení efektu pásu při chůzi**

Pro záznam a zhodnocení efektu obou typů pásu při chůzi jsme zvolili měření pomocí systému Qualysis a pomocí dynamometrických desek Kistler.

#### 4.5.1. Měření pomocí systému Qualisys

System 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](http://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](http://www.qualisys.com)).

Pro lepší vizualizaci 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](http://www.qualisys.com)).

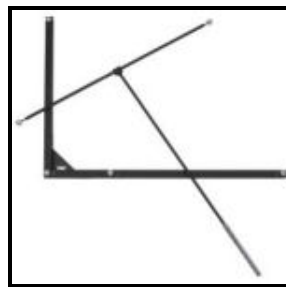
Kamery systému Qualisys nejsou schopny zobrazit sledované objekty, vidí pouze markery umístěné na sledovaných objektech. Qualisys nabízí jak pasivní, tak i aktivní LED markery různých velikostí a tvarů podle způsobu použití. Pro většinu aplikací jsou nejvhodnější volbou levnější a velmi lehké pasivní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



Obrázek 12: Pasivní markery ([www.qualisys.com](http://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 pohybu nedocházelo k velkému posunu podkoží a kůže, a tím i k nechtěnému pohybu markeru nebo v místě, kde prochází osa, kolem které probíhá pohyb kloubu. Každý tělní segment by měl být označen alespoň třemi markery, aby mohla být v každém okamžiku určena jeho poloha v prostoru ([www.qualisys.com](http://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. obrázek 13 ) ([www.qualisys.com](http://www.qualisys.com)).



Obrázek 13: Kalibrační objekty ([www.qualisys.com](http://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](http://www.qualisys.com)).

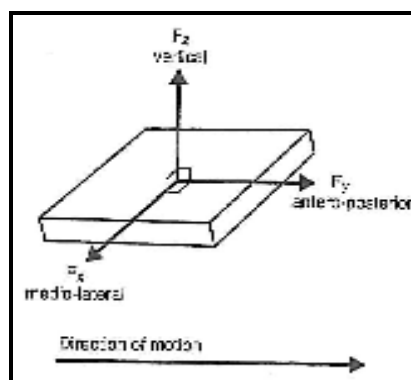
Qualisys systém může synchronně spustit jiný systém, být opuštěn jiným systémem nebo zaznamenávat analogová data synchronně s jiným systémem. Qualisys systém lze tedy používat společně s jinými měřicími zařízeními, jakými jsou tenzometrické a tlakoměrné desky, EMG apod. Připojením jedné nebo více tenzometrických desek k systému lze provádět výpočty interakčních sil, centra tlaku apod. EMG lze k systému připojit pro simulační záznam pohybu a odpovídající svalové aktivity ([www.qualisys.com](http://www.qualisys.com)). Pro představu znázorňují obrázek 14.



Obrázek 14: Ukázka sběru dat v laboratoři BEZ.

#### 4.5.2. Měření pomocí dynamometrické desky Kistler

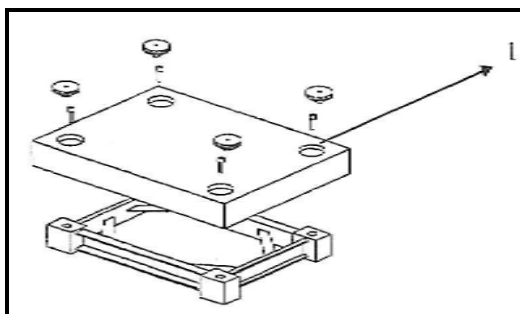
Dynamometrická deska Kistler umožňuje detekovat interakční síly chodidla s podložkou stejné fáze kroku, a to ve směru vertikálním ( $F_z$ ), předozadním ( $F_y$ ) a bočním ( $F_x$ ) (viz. obrázek 15) (Hamill, 1995).



Obrázek 15: Směry působení interakčních sil chodidla s deskou (Hamill, 1995).

Dynamometrické desky mohou být vyrobeny z různého materiálu, existují např. kovové a skleněné desky. Skleněné desky umožňují sledovat plošky chodidel také

aspekčně. Tenzometry, které snímají působící tlak, jsou umístěné v rozích desky (viz. obrázek 16 – poz. 1)([www.kistler.com](http://www.kistler.com)).



Obrázek 16: Tenzometry dynamometrické desky Kistler ([www.kistler.com](http://www.kistler.com)).

#### 4.5.3. 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 4m. Obsahoval dvě dynamometrické desky Kistler o rozměrech 40 x 60 mm, které byly umístěny cca 2 m od počátku a 1 m od konce tohoto testovacího chodníku.

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. To je důležité z toho důvodu, aby byla snímána tzv. „mid gait“ chůze. „Mid gait“ chůze je v literatuře (Young, 1997) popisována 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 plosce nohy.

Dále bylo potřeba rozmístit kamery a zapojit je do systému. Obecně pro 3D analýzu pohybu je zapotřebí použít vždy alespoň 2 kamery. Rozestavením kamer je určena oblast, kterou je systém schopen rekonstruovat.

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

Pomocí kalibrace byly určeny polohy kamer v prostoru vzhledem ke zvolenému souřadnému systému.

Dále jsme provedli nastavení samotného systému Qualisys, kdy vzorkovací frekvence činila 200 Hz a čas záznamu 10 s.

Provedli jsme i nastavení dynamometrických desek Kistler, kdy vzorkovací frekvence činila 500 Hz, měření bylo synchronizované se systémem Qualisys.

#### **4.5.4. Popis průběhu experimentu**

Obě dvě měření byla provedena v 38. týdnu gravidity, tj. na konci 3. trimestru, kdy jsem očekávala maximální vliv těhotenství na bolestivost zad. Na jednu probandku připadala 1 hodina na dobu měření. Měření a rovněž i následné zpracování a vyhodnocování dat probíhalo v biomechanické laboratoři extrémních zátěží (BEZ) na UK FTVS v Praze.

Obě ženy byly nejprve podrobně seznámeny s celým postupem. Před vlastním měřením byly u obou žen odebrány údaje o subjektivním i objektivním stavu těhotné, každá žena byla zvážena (viz. příloha P4).

Následovalo označení míst na těle těhotné nalepením tzv. markerů. Pomocí velmi lehkých pasivních markerů byly pro měření při chůzi označeny následující body na ramenou, pánvi a DKK: processus coracoideus, SIAS bilat., pupek, processus xiphoideus, malleolus lateralis, hlavička fibuly a trochanter major. Celkem tedy 12 markerů (viz. obrázek 17).



Obrázek 17: Umístění markerů na těle těhotné pro měření při chůzi.

Úkolem probandky při prvním měření 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 plošky na každou z dynamometrických desek. Aby si probandka určila optimální místo, odkud chůzi začít tak, aby jí 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, a to chůze bez pásu, s prvním a poté i druhým typem pásu.

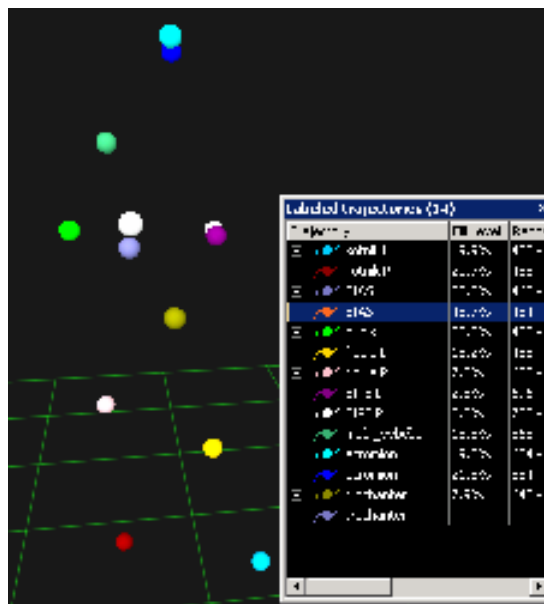
#### **4.5.5. Data naměřená pomocí systému Qualisys**

Z měření pomocí systému Qualisys jsme získali soubory ve formátu \*.QTM. Tato naměřená data ale bylo třeba nejdříve „vyčistit“ a opravit, což zahrnovalo identifikaci markerů (viz. obrázek 18), 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 či DKK, 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 na koncové body křivky naměřené. Hladkost navázání je zaručena, existují-li v koncových bodech stejné derivace – tečny obou křivek zprava i zleva.

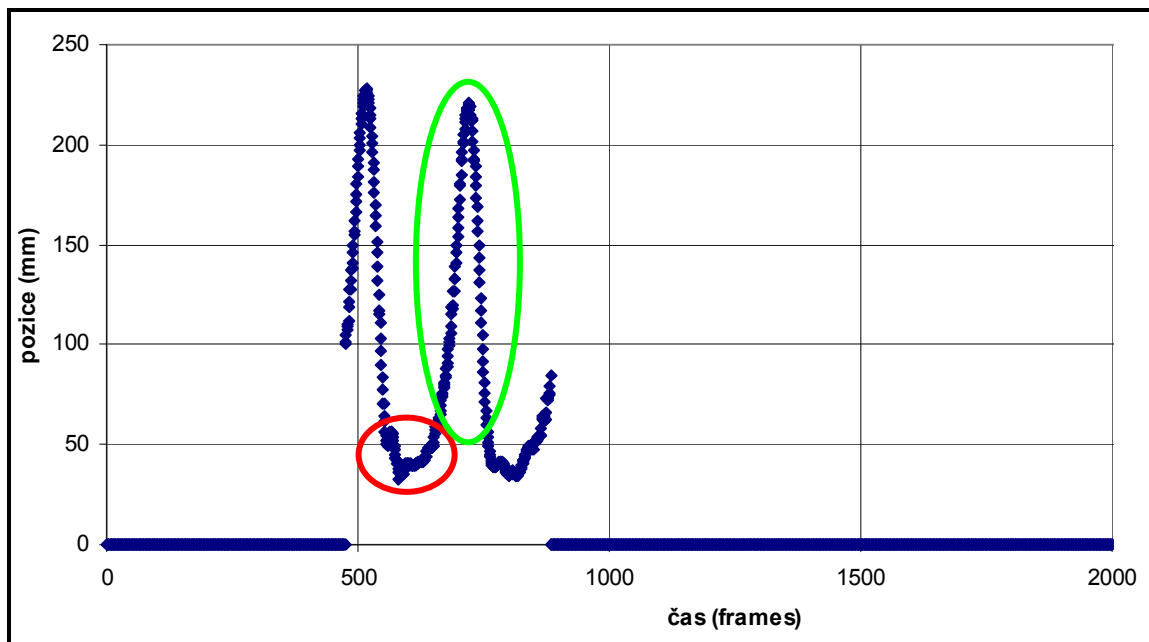
Pro další použití byla takto „vyčištěná“ a opravená data vyexportována a uložena ve formátu \*.TXT.



Obrázek 18: Identifikace markerů při měření chůze.

#### 4.5.6. Zpracování dat získaných ze systému Qualisys

Vyexportovaná data ze systému Qualisys byla dále zpracována a vyhodnocena pomocí programu Excel pro výpočty a tvorbu grafů. Pro každou probandku a pro každou chůzi byly soubory zpracovávány zvlášť, jak při měření bez pásu, tak i s oběma typy pásu. Následně byla vynesena data do grafů, na nichž byly detekovány jednotlivé fáze kroku. Pro znázornění uvádím příklad fáze kroku hlezenního kloubu (viz. graf 2).



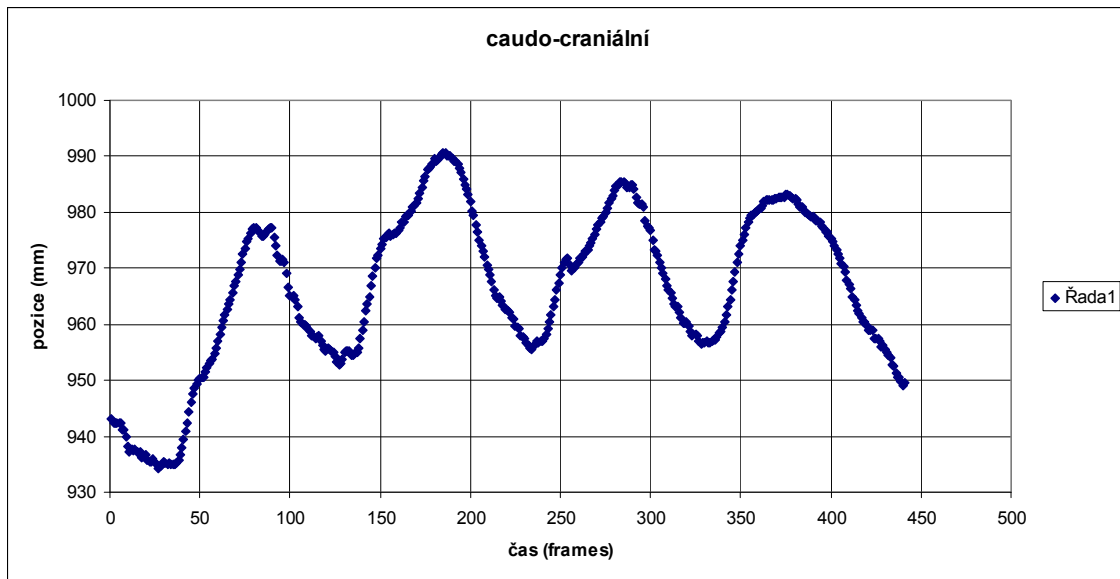
Graf 2: Jednotlivé fáze kroku hlezenního kloubu.

Legenda:

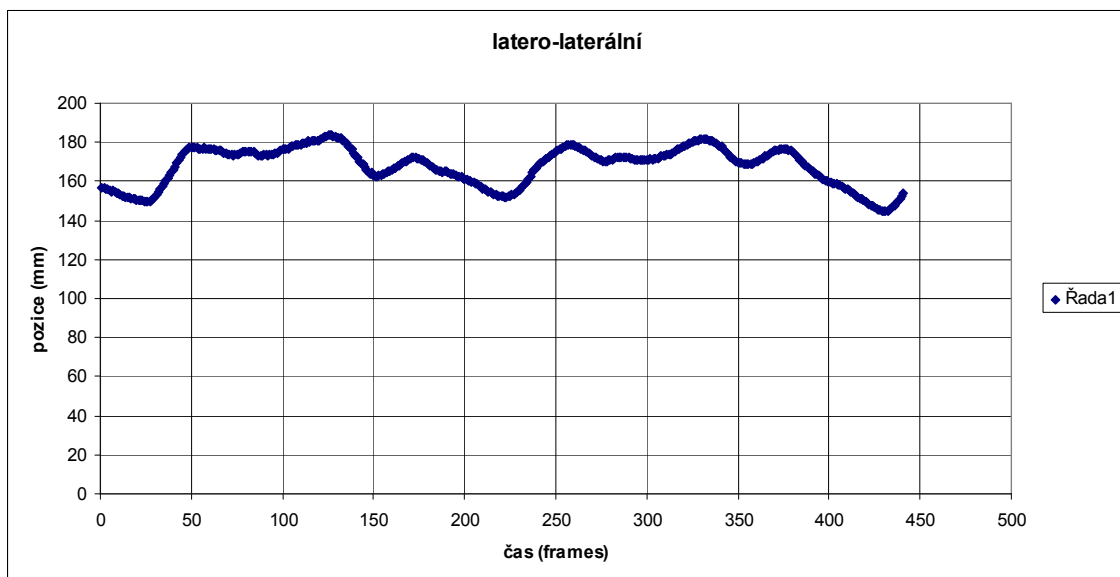
červeně ohraničená oblast – stojná fáze; zeleně ohraničená oblast – fáze švihu

Předmětem zpracování byly pohyby markeru umístěného na pupíku, kdy se zpracovávaly amplitudy ve směru caudo-craniálním a latero-laterálním. Pro uvedení příkladu znázorňují graf 3a graf 4.

Kmitání (rovněž oscilace) je změna, typicky v čase, nějaké veličiny vykazující opakování nebo tendenci k němu. Kmitající hmotný bod (těleso) vykoná jeden kmit, pokud projde celou dráhu a vrátí se do své původní polohy (Wikipedie, 2009).



Graf 3: Pohyb markeru umístěného na pupíku (s pásem bez kšand) – amplitudy ve směru caudo-craniálním.



Graf 4: Pohyb markeru umístěného na pupíku (s pásem bez kšand) – amplitudy ve směru latero-laterálním.

Na grafech je vidět, že k pohybu markeru umístěném na pupíku docházelo spíše ve směru caudo-craniálním než ve směru latero-laterálním.

#### 4.5.7. Dílčí výsledky

Pro 6 naměřených kroků v rámci jednoho měření byla stanovena průměrná hodnota amplitud ve směru caudo-craniálním a latero-laterálním. Tyto hodnoty byly pak uspořádány do tabulky pro výpočet konečné průměrné hodnoty všech měření, a to jak bez pásu, tak i s oběma typy pásů. Po vzájemném porovnání výsledků lze konstatovat, že rozdíly jsou zanedbatelné (viz. tabulka 1).

č. měření	směr latero-laterální (mm)	směr cranio-caudální (mm)
1	17,4545	28,60633
2	14,7404	30,8435
3	13,06429	26,77975
4	22,38617	29,42525
5	12,38843	22,18033
<b>průměr (bez pásu)</b>	<b>16,00676</b>	<b>27,56703</b>
6	15,36243	25,4725
7	12,083	34,02437
8	18,06029	24,86683
9	17,40653	23,9336
10	14,69486	30,69663
<b>průměr (bez kšand)</b>	<b>15,52142</b>	<b>27,79879</b>
11	13,6276	26,0694
12	15,7859	34,32375
13	19,916	26,3386
14	15,94333	27,79783
15	18,91883	30,08197
<b>průměr (s kšandami)</b>	<b>16,83833</b>	<b>28,92231</b>

Tabulka 1: Porovnání průměrných hodnot amplitud břicha ve směru caudo-craniálním a latero-laterálním.

#### 4.5.8. Data naměřená pomocí dynamometrických desek Kistler

Z měření na dynamometrických deskách Kistler jsme získali soubory ve formátu \*.DAT, které obsahovaly informace o velikosti interakčních sil plosky nohy s deskou

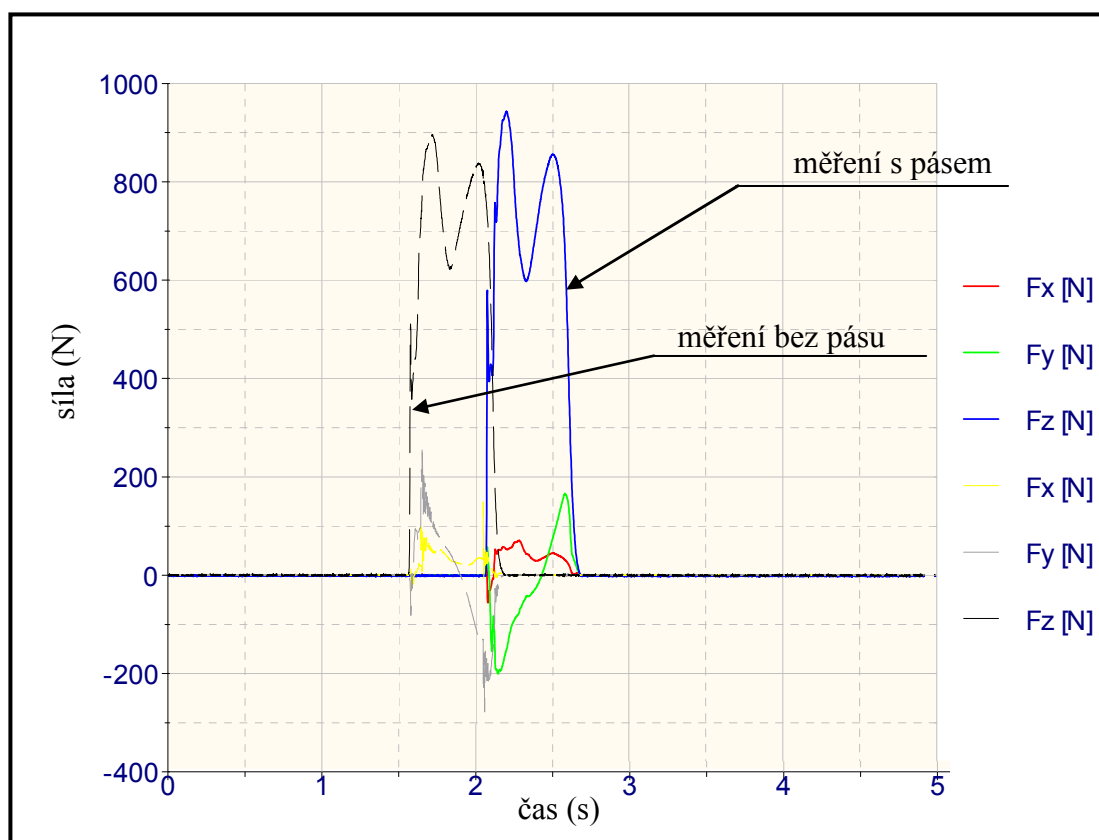
ve vertikálním, předozadním a bočním směru. Pro další použití byla tato data vyexportována a uložena ve formátu \*.TXT.

#### 4.5.9. Zpracování dat získaných z dynamometrických desek Kistler

Data z dynamometrických desek Kistler byla vyhodnocena v prostředí programu BioWare, který je součástí softwarového vybavení měřícího systému.

#### 4.5.10. Dílčí výsledky

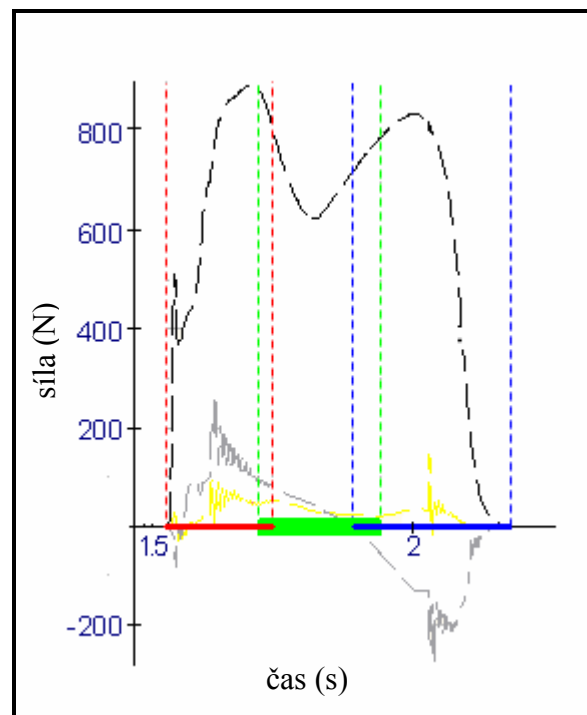
Předmětem hodnocení bylo srovnání průběhů kontaktních sil mezi nohou a podložkou během stojné fáze kroku pro měření jak bez pásu, tak i s oběma typy pásu. Nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi naměřenými průběhy ( viz. graf 5).



Graf 5: Schématické postavení průběhů kontaktní síly během stojné fáze kroku vzhledem k času při měření bez pásu a s pásem bez kšand

Kistler zaznamenává složky vektoru reakční kontaktní síly do směrů os použitého souřadného systému. Zpravidla (i v našem pokusu) je to orientované následovně: osa x – latero-laterální směr, osa y – směr pohybu (kdy síla jde buď souhlasně nebo proti a podle toho se určuje nejdříve kladný nebo záporný směr síly), osa z – vertikální složka. Plné čáry nám znázorňují měření s pásem a přerušované měření bez pásu.

Na následujícím obrázku 19 je znázorněn a popsán detail kontaktních sil v průběhu stojné fáze kroku při měření bez pásu.



Obrázek 19: Detail průběhu kontaktní síly během stojné fáze kroku při měření bez pásu.

Červený úsek znázorňuje dopad na patu a zahájení odvalu, kdy  $F_z$  dosahuje lokálního maxima,  $F_y$  rovněž, i když se třeba jedná i o zápornou hodnotu, směr síly  $F_x$  je u každého člověka individuální, proto ho nelze předvídat.

Zelený úsek znázorňuje střední fázi odvalu, kdy  $F_z$  dosahuje lokálního minima,  $F_y$  rovněž – je chvíli dokonce i nulové, protože dochází ke změně směru jeho působení, směr síly  $F_x$  opět nelze předvídat.

Modrý úsek znázorňuje dokončení odvalu a odraz od špičky, kdy  $F_z$  dosahuje lokálního maxima,  $F_y$  rovněž, i když se třeba jedná o zápornou hodnotu), směr síly  $F_x$  opět nelze předvídat.

#### **4.6. Záznam a zhodnocení efektu pásu při dopadu na paty**

Při měření výponu s následným dopadem na paty jsme opět využili systému Qualisys.

##### **4.6.1. Měření pomocí systému Qualisys**

Protože pro měření jsme využili 2D záznam, stačila pouze 1 kamera, která byla umístěna 1,8 metru před dynamometrickou deskou Kistler (viz. obrázek 20).



Obrázek 20: Umístění kamery při měření výponu s následným dopadem na paty.

Dále jsme provedli nastavení samotného systému Qualisys, kdy vzorkovací frekvence činila 800 Hz a čas záznamu 10 s.

#### 4.6.2. Popis průběhu experimentu

Před vlastním měřením jsme si nejprve na probandce označili pomocí markerů následující místa: SIAS bilat., pupek a processus xiphoideus. Celkem tedy 4 markery (viz. obrázek 21).



Obrázek 21: Umístění markerů na těle těhotné pro měření při dopadu na paty s pásem s kšandami.

Pro toto měření jsme použili přesně definovaný dopad na paty, jež ve své studii popisoval Jelen a spol (2003). Úkolem probandky bylo plynule dopadnout na paty z klidného výponu na špičkách. Probandka stála oběma nohama na jedné z dynamometrických desek Kistler, provedla výpon, kdy vzdálenost paty od podložky vždy činila 0,08 m, a poté plynulý dopad na paty současně s extendovanými koleny. Před vlastním měřením probandka provedla několik pokusů „nanečisto“, aby se tak mohla seznámit s danou situací. Měření vlastních dat proběhlo opět nejprve bez pásu, poté s prvním a později i s druhým typem pásu (viz. obrázek 22).





Obrázek 22: Výpon s následným dopadem na paty bez pásu.

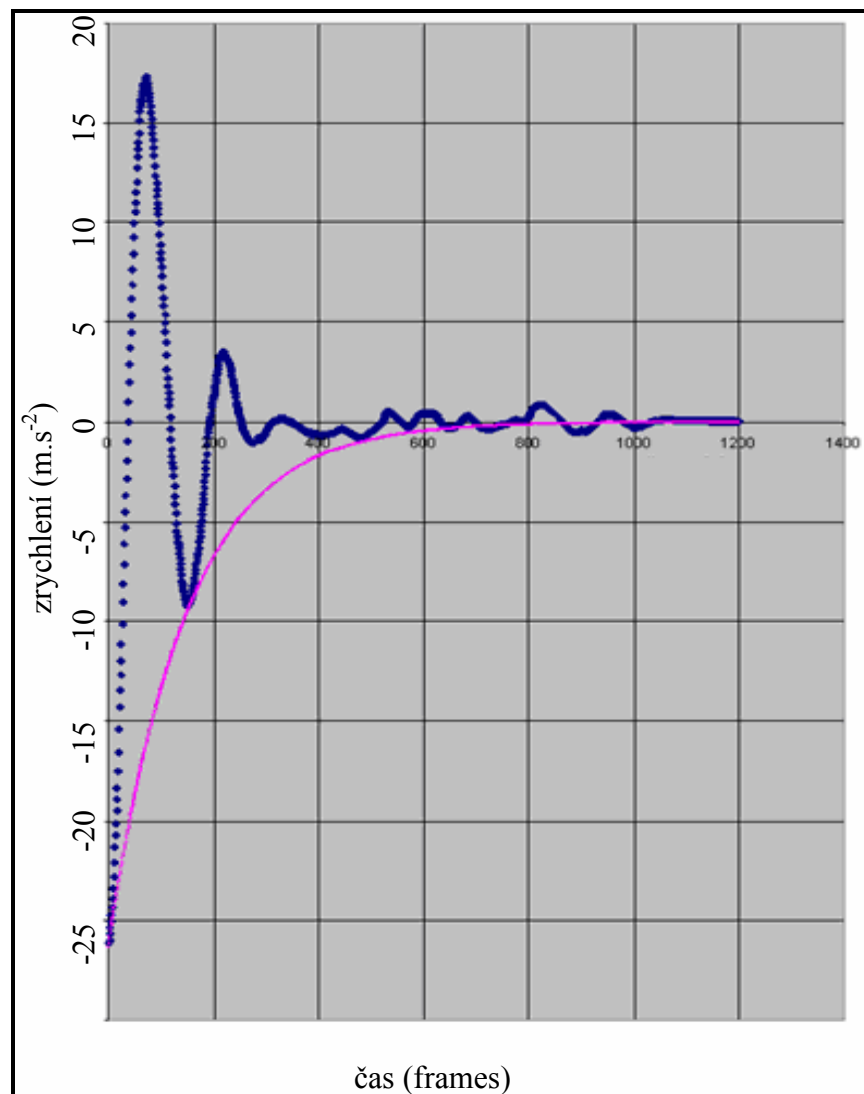
V rámci každého měření byly u obou probandek snímány 3 pokusy, které byly použity pro pozdější vyhodnocení.

#### **4.6.3. Zpracování dat získaných ze systému Qualisys**

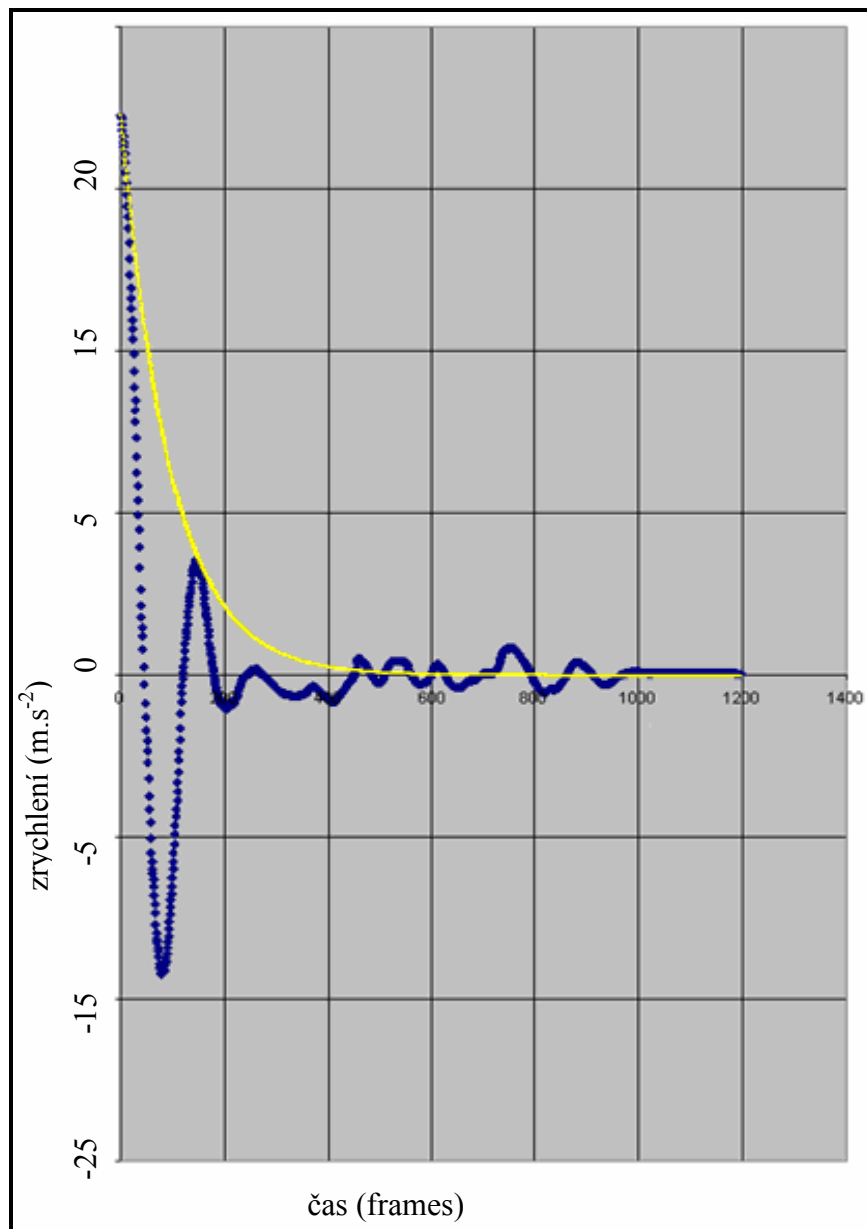
Pro zpracování dat získaných ze systému Qualisys jsme využili dva přístupy: útlumovou charakteristiku břišního komplexu a frekvenční analýzu.

##### **4.6.3.1. Útlumová charakteristika břicha jako celku**

Výpočet útlumové charakteristiky břicha jako celku jsme provedli bez pásu i s oběma typy pásu. Každé měření, pro každou probandku bylo zpracovááno zvlášť. Dále jsme vynesli data do grafů, ve kterých jsme označili místní extrémy, minima a maxima, pro kmity ve směru nahoru a dolů. Pro znázornění uvádím dva příklady, kdy barevné křivky (růžová a žlutá) znamenají průběh tlumení, (viz. graf 6 graf 7).

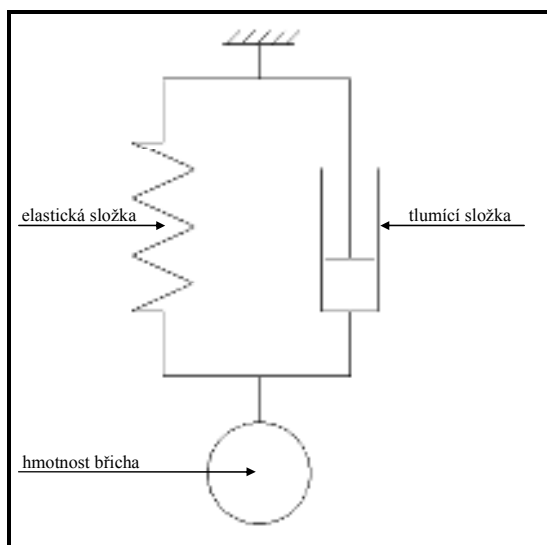


Graf 6: Útlum kmitů pupíku směrem dolů.

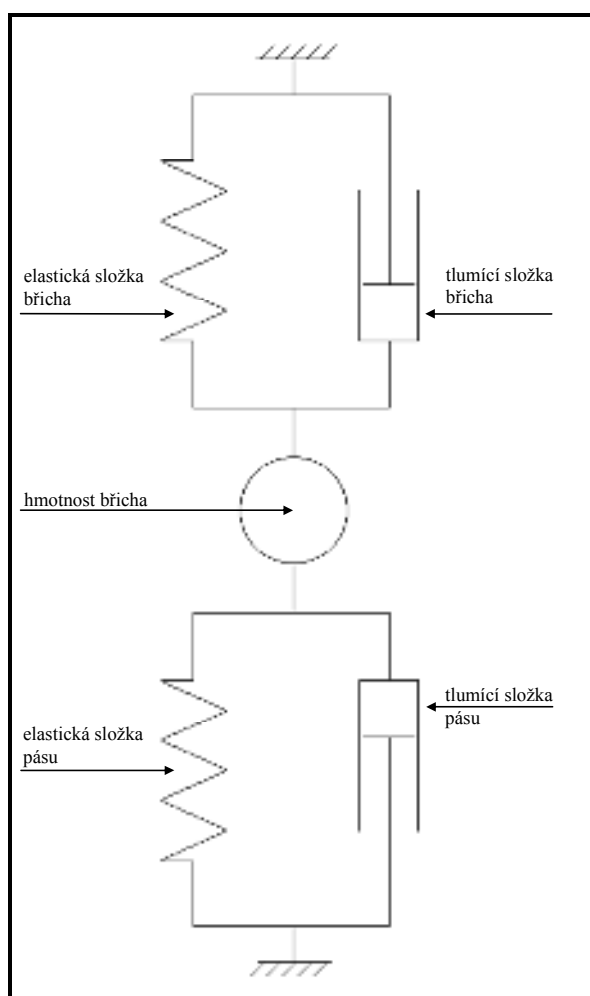


Graf 7: Útlum kmitů pupíku směrem nahoru.

Následně byla souborem minimálních a maximálních hodnot proložena exponenciála, kde exponent představoval koeficient útlumu. Jedná se o exponencielu z toho důvodu, protože předpokládáme, že břicho jako celek lze modelovat jako zatlumený rezonátor (viz. obrázek 23) a zároveň tak lze modelovat i břicho s těhotenským pásem (viz. obrázek 24).



Obrázek 23: Břicho bez pásu modelované jako zatlučený rezonátor.



Obrázek 24: Břicho s pásem modelované jako zatlučený rezonátor.

Amplituda kmitání modelu dle obrázku 23 exponenciálně klesá podle rovnice:

$$u = Ae^{-bt}(\sin \omega t + \varphi_0) , \quad (1)$$

kde:  $u$  je výchylka,

$A$  je amplituda,

$b$  je koeficient útlumu.

Obdobná situace je u modelu podle obrázku 24.

Koeficient útlumu byl pro účely této práce nahrazen exponentem obecné rovnice exponenciely, která byla prokládána naměřenými průběhy. Z tohoto důvodu je koeficient útlumu  $b$  uváděn bez jednotek (viz. tabulka 2).

#### 4.6.4. Dílčí výsledky

Předmětem hodnocení byly koeficienty útlumu břicha nahoru a dolů, a to bez pásu i s oběma pásy. Hodnoty jsme navzájem porovnali (viz. tabulka 2).

probandka/ měření	útlum $b$ (-)		
	nahoru	dolů	průměr
1/ bez pásu	-0,007	-0,011	-0,009
1/ bez pásu	-0,013	-0,011	-0,012
1/ s pásem, bez kšand	-0,009	-0,012	-0,011
1/ s pásem, bez kšand	-0,006	-0,008	-0,007
1/ s pásem, kšandy	-0,013	-0,01	-0,012
1/ s pásem, kšandy	-0,014	-0,009	-0,012
2/ bez pásu	-0,021	-0,023	-0,022
2/ bez pásu	-0,022	-0,024	-0,023
2/ s pásem, bez kšand	-0,018	-0,02	-0,019
2/ s pásem, bez kšand	-0,022	-0,020	-0,021
2/ s pásem, kšandy	-0,017	-0,015	-0,016
2/ s pásem, kšandy	-0,019	-0,021	-0,02

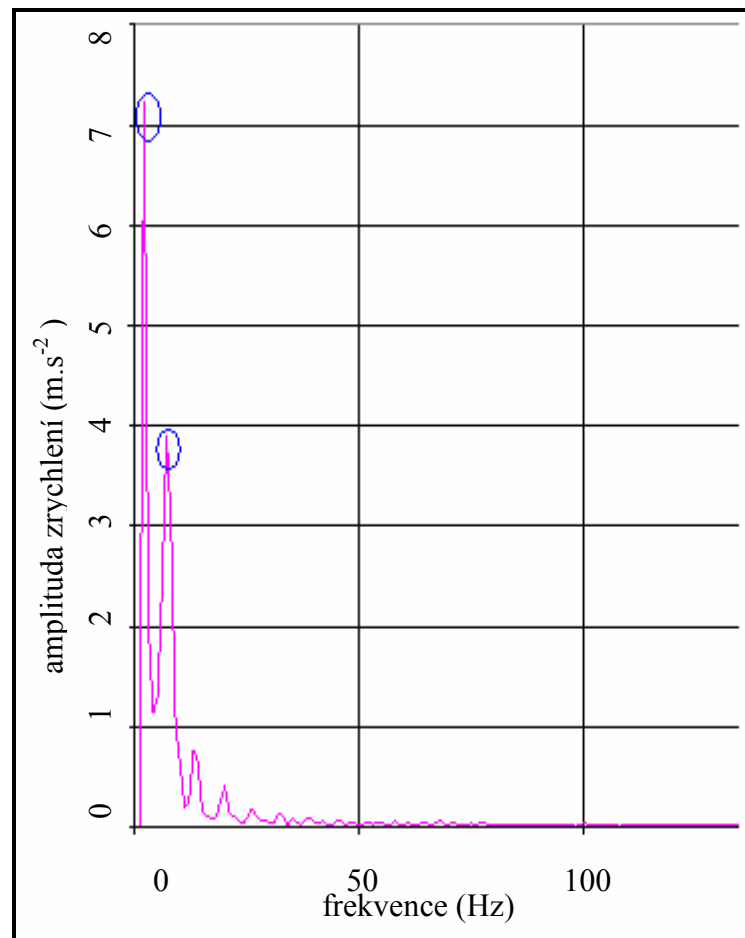
Tabulka 2: Vzájemné porovnání koeficientů útlumu břicha nahoru a dolů, bez pásu i s oběma pásy.

Při zpracovávání dat jsme se zabývali koeficientem útlumu jak směrem nahoru, tak i dolů, protože jsme očekávali různé chování do těchto směrů. Z důvodu navzájem si blízkých hodnot koeficientu útlumu nahoru i dolů jsme vyjádřili jejich průměr, čímž jsme v podstatě tedy uvažovali, že model má vlastnosti stejné do obou směrů. Při měření s oběma pásy si byly výsledky rovněž blízké, a proto jsme hodnoty zprůměrovali.

Vzhledem k přesnosti stanovování maxim, resp. minim lze rozdíly ve výsledcích považovat za zanedbatelné.

#### **4.6.4.1. Frekvenční analýza – Fourierova transformace**

V druhém přístupu jsme využili Fourierovu transformaci pro frekvenční analýzu, opět jak bez pásu tak i s oběma typy pásu. Každé měření, pro každou probandku bylo zpracováváno zvlášť. Fourierova transformace byla provedena pro různě dlouhé časové úseky měření. Pro konečné hodnocení byly vybrány pouze ty, které měly zřetelné zobrazení amplitud. Pro uvedení příkladu znázorňuji následující graf 8.



Graf 8: Časový úsek měření při dopadu na paty s pásem bez kšand u probandky 1 se zřetelným zobrazením amplitud, znázorněných modrou barvou.

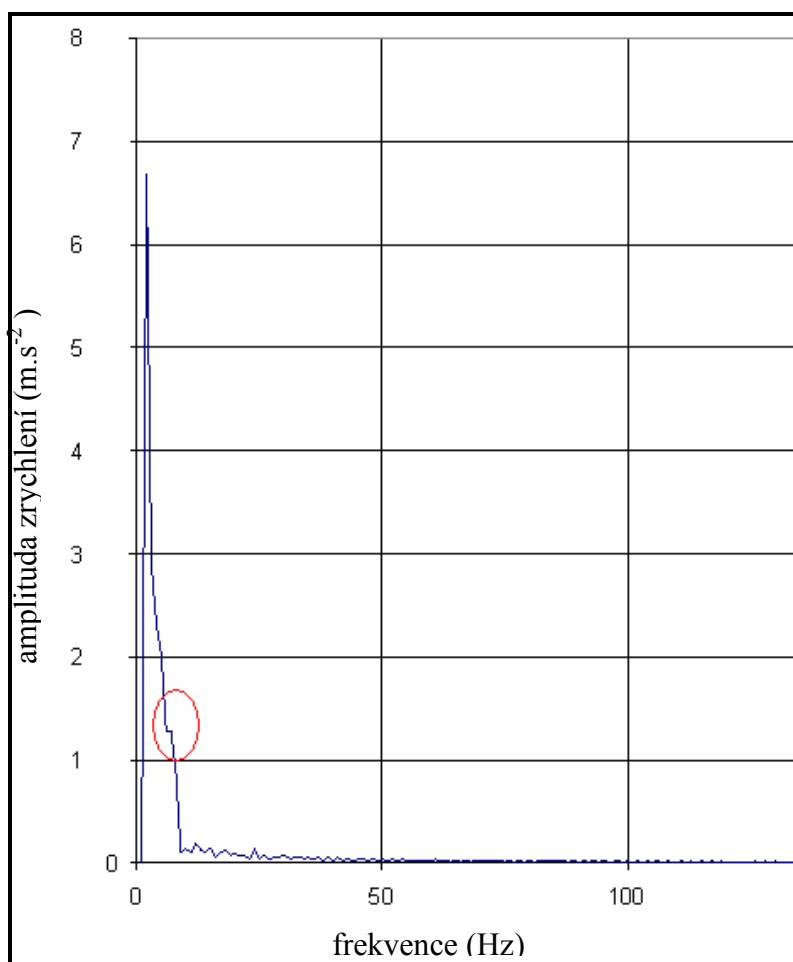
Na grafu jsou zároveň znázorněny amplitudy o té dané frekvenci, která by mohla pro těhotnou ženu znamenat určité nebezpečí ve smyslu ruptury závěsného aparátu dělohy. Tyto hodnoty frekvence se blíží 2 a 7 Hz.

#### 4.6.4.2. Dílčí výsledky

Předmětem hodnocení byly vlastní frekvence jednotlivých měření a jejich vzájemné srovnání (viz. tabulka 3). Protože jsme neměli zaručené stejné vstupní pulsy (např. ze strachu z nárazu zbrzděný dopad na paty), neprováděli jsme srovnání amplitud.

probandka	č. měření	pás	vlastní frekvence (Hz)
2	3	ne	2, (7)
2	4	ne	2, (7)
2	5	ano	2, (6)
2	6	ano	2, (4)
2	7	ano, kšandy	2, (7)
2	8	ano, kšandy	2, (7)
1	18	ne	2, 7
1	19	ne	2, 7
1	20	ano	2, 8
1	21	ano	2, 7
1	22	ano, kšandy	2, 7
1	23	ano, kšandy	2, 7

Tabulka 3: Vzájemné srovnání vlastních frekvencí jednotlivých měření.



Graf 9: Časový úsek měření při dopadu na paty s pásem bez kšandy u probandky 2 s nepříliš zřetelným zobrazením amplitud – znázorněno červeně.



Jak je z tabulky patrné, rozdíly frekvencí byly zanedbatelné. Některé hodnoty v tabulce výše jsou v závorkách proto, protože amplitudy jim příslušné nebyly příliš výrazné pro porovnání (viz. graf 8 a graf 9).

#### **4.7. Dotazníkové šetření**

Pro tuto část experimentu jsme převzali dotazník Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire, který byl přeložen do češtiny (viz. příloha 3). Dotazník obsahuje 24 formulí, které má probandka označit křížkem dle jejího aktuálního stavu. Dotazník je zaměřen na hodnocení nezpůsobilosti při bolestech v kříži během jejich denních aktivit ([www.rmdq.org](http://www.rmdq.org)).

Naším cílem bylo pomocí dotazníkového šetření zjistit, jaký efekt měla pro mé probandky aplikace těhotenského pásu Cellacare<sup>®</sup> Materna.

##### **4.7.1. Popis průběhu experimentu**

Za souhlasu nejmenovaného gynekologa jsme uskutečnili se zdravými těhotnými ženami, které nosily pás Cellacare<sup>®</sup> Materna, jednorázové sezení v prostorách gynekologické poradny.

Před vyplňováním dotazníku byly probandkám formulky vysvětleny, aby později nedocházelo k případným nesrovnalostem ve smyslu nepochopení formulí. Obsahem dotazníku bylo 24 formulí, které probandka označila křížkem, jež byly pro ni v danou chvíli aktuální.

Pás nosily denně po dobu 14 dnů, při běžných denních činnostech a domácích pracích. Při odpočinku a spánku pás nenosily. Dotazník probandky vyplňovaly po 14denní aplikaci pásu, kdy modře označily formulky před a červeně po aplikaci pásu.

Dotazník vyplňovaly rovněž probandky, které po proběhlém měření obdržely pás jako odměnu za účast při prvních dvou částech experimentu.

#### 4.7.2. Zpracování dat získaných z dotazníkového šetření

Abychom mohli zjistit stupeň klinického zlepšení po aplikaci těhotenského pásu, musíme znát výsledky alespoň dvou sérií dotazníkového šetření. Výpočet hodnoty klinického zlepšení, který se udává v procentech, se vypočítá následovně:

$$\% = (\text{skóre na začátku šetření} - \text{skóre na konci šetření}) / (\text{skóre na začátku šetření}) \times 100.$$

#### 4.7.3. Dílčí výsledky

Z dotazníkového šetření vyplynulo, že se výskyt bolestí zad po 14 denní aplikaci pásu u 11 těhotných žen snížil a u jedné zvýšil.

Na následující tabulce 4 je znázorněna hodnota klinického zlepšení v procentech, kdy ke klinickému zlepšení došlo u 11 těhotných žen v rozmezí o 20 až 75%. Pouze u jedné těhotné ženy došlo ke klinickému zhoršení o 66%. Domníváme se, že ke klinickému zhoršení zřejmě mohlo dojít působením jiného faktoru (např. jiné dynamické či strukturální změny), který by měl vliv na bolestivost zad probandky, a proto těhotenský pás nepřináší úlevu od bolestí zad probandky.

probandka	skóre 1	skóre 2	hodnota klinického zlepšení v %
K.T.	8	4	50
P.S.	12	3	75
K.V.	9	6	33
M.K.	3	1	66
J.P.	4	3	25
M.V.	14	10	28,6
S.Z.	8	4	50
H.M.	1	3	- 66
P.L.	20	16	20
P.Z.	12	3	75
D.M.	15	8	46,6
K.S.	7	3	57

Tabulka 4: Hodnota klinického zlepšení v %.



Legenda:

skóre 1 = množství označených formulek před aplikací pásu

skóre 2 = množství označených formulek po 14 denní aplikaci pásu

## 5. SHRUTÍ VÝSLEDKŮ

Výsledky získané z měření při chůzi jak s pásem, tak i s oběma typy pásu neprokázaly žádné signifikantní změny.

Porovnávali jsme jednak změnu pozice markeru umístěného na pupíku, rychlost, kterou pupík kmital, zrychlení, kterého pupík dosáhl a předmětem hodnocení také bylo srovnání průběhů kontaktních sil nohou s podložkou během stojné fáze kroku pro měření jak bez pásu, tak i s oběma typy pásu.

Z výsledků bylo pouze patrné, že průměrná hodnota amplitud jak ve směru latero-laterálním, tak i cranio-caudálním byla při měření během chůze s pásem s kšandami numericky negativní, i když je rozdíl zanedbatelný. Existuje tedy trend vyššího kmitání břicha v již zmiňovaných směrech při aplikaci pásu s kšandami, což i potvrdily obě probandky, kterým byl pás nepohodlný. Popisovaly, že je kšandy „ohýbají“ v trupu a nutí je tak více zapojovat zádové svaly.

Protože se při chůzi žádné markantní změny neprokázaly, provedli jsme další měření a to v průběhu dopadu na paty z předešlého výponu.

Předmětem hodnocení byly jednak koeficienty útlumu břicha nahoru a dolů, a to bez pásu i s oběma pásy. Výsledky nám opět neprokázaly žádné signifikantní změny.

Dále jsme pak hodnotili vlastní frekvence kmitání pupíku bez pásu i s oběma typy pásu, kdy se opět žádné markantní změny neprojeví. Výsledky měření nám pouze poukazují na hodnoty frekvence pupíku, které by mohly pro těhotnou ženu znamenat určité nebezpečí ve smyslu ruptury závěsného aparátu dělohy. Tyto hodnoty frekvence se blíží 2 a 7 Hz.

Protože jsme neměli zaručené stejné vstupní pulsy (např. ze strachu z nárazu zbrzděný dopad na paty), neprováděli jsme srovnání amplitud.

Vliv těhotenského pásu na redukci bolestí zad nám signifikantně prokázalo pouze dotazníkové šetření. U 11 probandek ze 12 došlo ke klinickému zlepšení v rozmezí od 20 až 75%. Pouze u jedné těhotné ženy došlo ke klinickému zhoršení, a to o 66%, což ale nepovažujeme za rozhodující z toho důvodu, že na probandku mohl



působit i jiný faktor ovlivňující bolestivost zad (a to ve smyslu negativním), jako jsou např. jiné dynamické a strukturální změny.

## 6. DISKUSE

Výsledky měření našeho experimentu za pomoci zvolených měřicích metod a zvoleného způsobu vyhodnocování naměřených dat neprokázaly žádné markantní změny na tlumení vibrací břicha pásem, a to ani při chůzi, ani při jiném pohybu jako je dopad na paty z výponu na špičkách. Avšak z dotazníkového šetření jsme zjistili, že pás pro těhotné ženy je značným přínosem, jak ulevit od bolestivosti zad při běžných domácích činnostech. Pouze u jedné těhotné ženy došlo ke klinickému zhoršení až o 66%, což by ale zřejmě mohlo být způsobeno jiným faktorem (např. jiné dynamické či strukturální změny), který by měl vliv na bolestivost zad probandky, a kvůli kterému nepřináší těhotenský pás pravděpodobně úlevu od bolestí zad probandky.

Z výsledků měření při chůzi bylo rovněž patrné, že průměrná hodnota amplitud jak ve směru latero-laterálním, tak i cranio-caudálním byla při měření s pásem s kšandami numericky negativní, i když je rozdíl zanedbatelný. Existuje tedy trend vyššího kmitání břicha v již zmiňovaných směrech při aplikaci pásu s kšandami, což i potvrdily obě probandky, kterým byl pás nepohodlný. Popisovaly, že je kšandy „ohýbají“ v trupu a nutí je tak více zapojovat zádové svaly.

Hypotézy se tedy potvrdily pouze částečně:

1. předpokládáme, že pravidelným nošením těhotenského podpurného pásu v průběhu 14 dnů během těhotenství dojde k ovlivnění bolestivosti zad ve smyslu snížení bolestivosti – hypotéza se potvrdila,

2. předpokládáme, že při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu s podpurným těhotenským pásem budou otřesy břicha zmírněny – hypotéza se nepotvrdila.

3. předpokládáme, že podpurný těhotenský pás s kšandami bude mít větší vliv na snížení otřesů břicha jak při chůzi, tak i při dopadu na paty z předchozího výponu než pás bez těchto kšand – hypotéza se nepotvrdila.

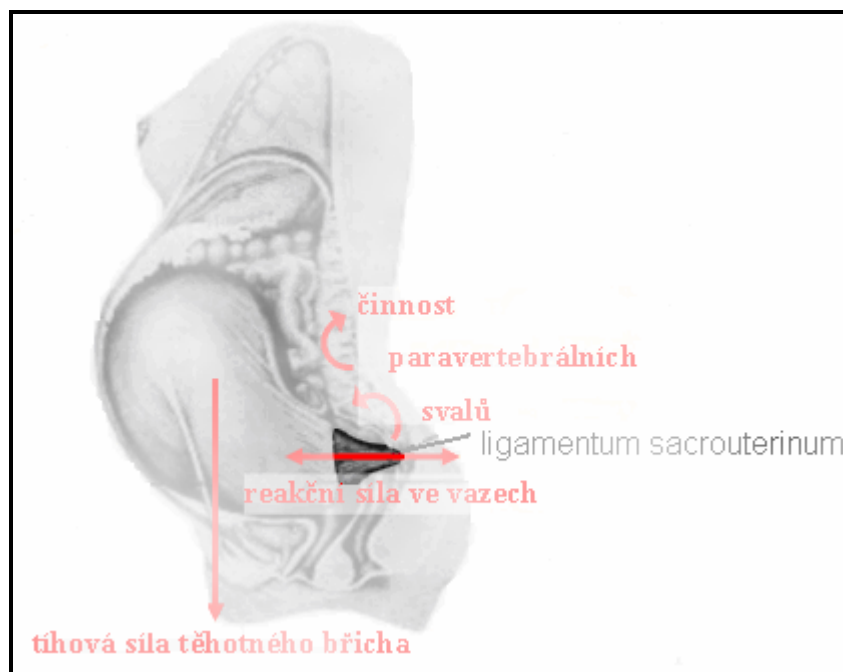
Zajímavé zjištění bylo, že výsledné hodnoty frekvence kmitání pupíku při dopadu na paty se u obou probandek blížily hodnotám 2 a 7 Hz. Tyto hodnoty frekvence, které mohou být pro organismus těhotné ve vysokém stupni těhotenství

nebezpečné, např. při dopravě, jsou podporovány i některými nálezy v literatuře (Jelen et al., 2002; Jelen et al., 2003; Kovanda 2000).

Nevýhodou této studie bylo, že z důvodu finančního limitu se prvních dvou částí experimentu nemohlo účastnit více probandek, proto nemohou být výsledky tohoto měření zobecnitelné pro širokou populaci. Avšak z realizace našeho experimentu a z dosažení výsledků vyplynula řada námětů pro další práce.

Důvodem, proč se hypotézy nezdařilo pomocí měření potvrdit, by mohlo být nevhodné zvolení měřících metod či nevhodné navržení způsobu měření anebo ze strany probandky nedostatečné provedení plynulého pádu na paty, kdy ze strachu z pádu mohla probandka pohyb brzdit.

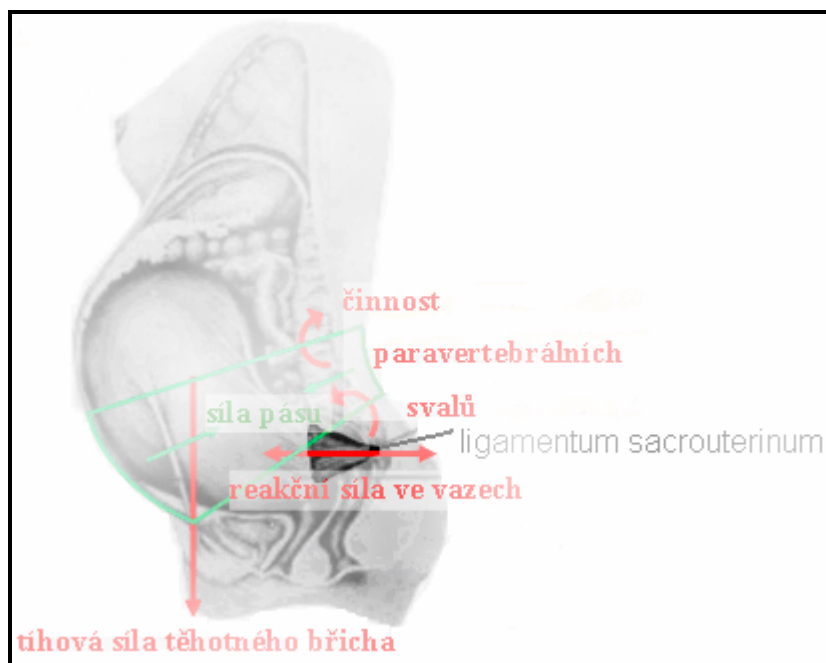
Otázkou tedy je, jakým způsobem má pás vliv na bolestivost zad. Odpověď lze možná nalézt v jednoduché úvaze o silovém zatížení břišní oblasti v důsledku těhotenství a s tím související zátěžové charakteristiky v bederní oblasti (viz. obrázek 25).



Obrázek 25: Jednoduché silové zatížení břišní oblasti v důsledku těhotenství bez pásu.

Z jednoduchého silového rozboru (viz. obrázek 25) je zřejmé, že rozhodující zatížení je do oblasti vnášeno přes *ligamentum sacrouterinum*, které fixuje *uterus* k *os sacrum* (S2-S4) a které během těhotenství udržuje dělohu ve vertikální pozici. Tah *ligamentum sacrouterinum* způsobuje klopení pánve směrem dopředu (do anteverze), na které reaguje svalstvo hýždí a bederní páteř zvýšeným tahem svalů.

Domnívám se, že by pás mohl břicho nadlehčovat, a díky distribuci sil na větší plochu zad by docházelo ke snížení napětí v *ligamentum sacrouterinum*. To by pak mělo za následek i snížení aktivity paravertebrálních svalů v oblasti bederní páteře, které kompenzují tah těhotného břicha směrem dozadu, a nedocházelo by tak k jejich přetěžování (viz. obrázek 26). S tímto názorem se ztotožňuje i Hadraba (1987). Břišní pásy nahrazují nedostatečnou funkci břišního a z části i zádového svalstva. Jejich úkolem je zpevnit břišní stěnu, udržet obsah nitrobřišní v blízkosti páteře a při jeho zmnožení a tahu vaziva za páteřní segmenty rozložit tento tah z malé na velkou plochu v dolní hrudní a v bederní páteři.



Obrázek 26: Jednoduché silové zatížení břišní oblasti v důsledku těhotenství s pásem.



V medicíně existuje u netěhotných pojem *venter pendulus* – kývající se, visící břicho, vzniklé ochabnutím břišních svalů. Tah útrobu směrem dolů vyvolá trvalé bolesti v křížové oblasti. Po zvednutí visícího břicha bolesti ustávají (Jelen, 2002). Podobně lze uvažovat i u těhotných žen. Protože i v těhotenství bývají břišní svaly ochablé a nemohou tak bránit sklonu pánve dopředu dostatečným tahem za stydkou sponu směrem vzhůru, mohl by pás částečně převzít jejich funkci, kdy by nadzvednutím břicha mohl přibližovat sponu stydkou k processus xyphoideus. Došlo by tím rovněž ke změně polohy pánve směrem dozadu (do retroverze), tím i ke snížení L lordózy a ke snížení tlaku na zadních artikulujících plochách facetových kloubů. (viz. obrázek 26).

Další možností přínosu aplikace pásu by mohla být schopnost receptorů přijímat informace z vnějšího prostředí. Na periostu, v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a v kůži jsou uloženy receptory, které informují nervový systém o momentálním stavu pohybového aparátu organismu, tj. o svalovém napětí, o poloze jednotlivých tělních segmentů, o rychlosti směru a rozsahu jejich pohybu v prostoru. Tyto informace slouží k průběžné zpětnovazebné kontrole systému, kdy propioceptivní aference přímo řídí zpětnovazebným způsobem průběh pohybu a participuje na servomechanismech nastavujících hranice rozsahu pohybu (Jaklová, 2001). Podrážděním těchto receptorů pásem by tak mohlo dojít ke zvýšení aktivity *m. transversus abdominis* a *mm. multifidi*, které často ochabují a nezajišťují tak dostatečnou funkci hlubokého stabilizačního systému.

Dle Scoppa (2008) používání bederního pásu přináší úlevu ve smyslu stlačení a snížení nutačných pohybů v SI skloubení, čímž pás nahradí pasivní fixaci vazů. Zároveň dojde k aktivní stabilizaci svalů, a to *m. transversus abdominis* a *mm. multifidi*.

Námětem pro další práce by rovněž mohlo být položení si otázky, zda není dlouhodobé nošení těhotenského pásu kontraproduktivní. V názoru se autoři značně liší. Mens (2006) zdůrazňuje, že by se pasivní opora bederního pásu neměla zneužívat, neboť stejně jako jakákoliv jiná dlouhodobější fixace přispívá k atrofii svalstva, a tudíž by nadměrné nošení mohlo mít kontraproduktivní důsledky.



Avšak Dráč (1992) tvrdí, že těhotenské pásy nezpůsobují znehybnění kloubů ani svalů, jak tomu bývá u sádrové fixace. Naopak, břišní svaly mají možnost pracovat bez omezení při pohybech - sedání, vstávání i při práci. Neobstojí ani námitka, že pás tlačí na těhotné břicho a omezuje tím volnost spontánních pohybů plodu, protože plodové vejce s obsahem plodové vody má svoje vnitřní tlakové poměry. Pás nestlačuje ani orgány břišní dutiny a vyhovuje veškerým požadavkům trávení a dýchání.

Vzhledem k vysokému procentu výskytu bolestí zad se ukazuje jako nezbytné navrhnout i jiný způsob řešení úlevy od bolestí zad, než nám umožňuje těhotenský pás. Jednou z možností je cílené posilování břišních svalů a protahování vzpřimovačů trupu. Jeho účinnost potvrzuje studie Smith et al.(2008). Předpokladem je, že lepší účinnosti by se dosáhlo, pokud by těhotná žena takto cíleně cvičila již před početím a pro svaly tak byly připraveny lepší vstupní podmínky.

Další možností, kterou uvádí Císařová (2006), je použití funkčních tapů, které by mohly podpořit funkci břišních svalů, a tím snížit zátěž v lumbosakrálním přechodu.

Minaříková (2008) ve své studii uvedla, že k úlevě od bolesti zad v těhotenství lze využít i metod jako je Pilates a jóga, jejichž cviky mají vliv na vzpřímené držení těla a podporují tedy funkci hlubokého stabilizačního systému.

## 7. ZÁVĚR

Tématem této diplomové práce bylo sledování změn útlumu kmitání těhotenského břicha za použití dvou různých typů těhotenského podpůrného pásu a dále pak zjištění, jaký vliv má pás na bolestivost zad ve vysokém stupni těhotenství.

V první, teoretické části jsme se zabývali hlubším vhledem do problematiky biomechaniky a kineziologie břišního komplexu v těhotenství, obecnými aspekty ovlivňující vznik bolestí zad v těhotenství a v neposlední řadě problematikou podpůrných těhotenských pásů a jejich efektivitou.

V experimentální části byla provedena studie vlivu dvou vybraných těhotenských podpůrných pásů na útlum kmitání těhotenského břicha. V této části studie se účastnily 2 dobrovolnice ve vysokém stupni těhotenství a s přítomností bolestí zad v oblasti bederní páteře. K získání dat byl použit systém Qualisys a Kistler. Analyzovány byly změny útlumové charakteristiky břišního komplexu při chůzi a při dopadu na paty z předchozího výponu. Získaná data byla následně vyhodnocována pomocí softwaru systémů Qualisys, Kistler a Microsoft Excel.

Pro posouzení efektu těhotenského pásu Cellacare<sup>®</sup> Materna na bolesti zad se druhé části studie účastnilo 12 dobrovolnic ve vysokém stupni těhotenství, s přítomností bolestí zad v oblasti bederní páteře. Pro ozřejmení problému jsme využili dotazník převzatý od Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire.

Výsledky měření našeho experimentu za pomoci zvolených měřících metod a zvoleného způsobu vyhodnocování naměřených dat neprokázaly žádné markantní změny na tlumení vibrací břicha pásem, a to ani při chůzi, ani při jiném pohybu jako je dopad na paty z výponu na špičkách. Avšak z dotazníkového šetření jsme zjistili, že pás pro těhotné ženy je značným přínosem, jak ulevit od bolestivosti zad při běžných domácích činnostech. Lze tedy konstatovat, že pás na redukci bolestí zad v těhotenství vliv má, avšak zřejmě nikoliv tlumením otřesů břicha, nýbrž snad distribucí sil na větší plochu zad. Z výsledků měření při chůzi bylo rovněž patrné, že existuje trend vyššího kmitání břicha ve směru latero-laterálním, tak i cranio-craniálním při aplikaci pásu



s kšandami, což i potvrdily obě probandky, kterým byl pás nepohodlný. Popisovaly, že je kšandy „ohýbají“ v trupu a nutí je tak více zapojovat zádové svaly.

Hypotézy se tedy potvrdily pouze částečně.

Zajímavé zjištění bylo, že výsledné hodnoty frekvence kmitání pupíku při dopadu na paty se u obou probandek blížily hodnotám 2 a 7 Hz. Tyto hodnoty frekvence, které mohou být pro organismus těhotné ve vysokém stupni těhotenství nebezpečné, např. při dopravě, jsou podporovány i některými nálezy v literatuře (Jelen et al., 2002; Jelen et al., 2003; Kovanda, 2000).

## 8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ATKINSON, B., STIRLING, CH. and SUKHTANKAR, A. Gait Differences Between Pregnant and Non-pregnant Women. [on-line], Last revise 9/99, [cit. 16.10.2008] Dostupné z: <<http://www.umich.edu/%7Emvs330/f98/pregnant/main.html>>.
2. AUJEZDSKÁ, E. *Možnost využití aqua-aerobiku v prevenci bolesti zad v průběhu těhotenství*. Praha 2006, 57 s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce PhDr. Daniela Stackeová, PhD.
3. BEATY, C.M. et al. Low backache during pregnancy. Acute hemodynamic effects of a lumbar support. In *Journal of reproductive medicine*. 1996, Vol. 44, No.12, p. 1007-1011.
4. BJÖRKLUND, K. et al. Symphyseal distention in relation to serum relaxin levels and pelvic pain in pregnancy. In *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*. 2000, Vol. 79, No. 4, p. 269-275.
5. BIRD, A.R., MENZ, H.B. and 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. CARR, C.A. Use of a maternity support binder for relief of pregnancy- related back pain. In *Journal Obstetrics & Gynecology*. 2003, Vol 32, No. 4, p. 495-502.
7. CÍSAŘOVÁ, J. *Hodnocení držení těla žen ve vysokém stupni těhotenství pomocí 2D fotografické analýzy*. Praha 2006, 41 s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
8. COLLINGTON, J. Back Pain and Pregnancy: Active Management Strategie. In *The Physician and Sportmedicine*. 1996, Vol. 24, No. 7, p. 89-93.
9. ČECH, E., HÁJEK, Z., MARŠÁL, K. a SRP, B. *Porodnictví*. 1. vyd. Praha : Grada, 1999. ISBN 80-7169-355-3.
10. DRÁČ, P., KŘUPKA, J. *Trvalé změny po tehotnosti*. 1. vyd. Martin : Osveta, 1992. 166 s. ISBN 80-217-0235-4.



11. DRÁČ, P. a KŘUPKA, J. Bolesti v pánvi v graviditě. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1996, Roč. 3, Č. 1, s. 32-34.
12. DRIÁK, D. *Půvabná i v těhotenství*. 1. vyd. Praha : Galén, 2004. 133 s. ISBN 80-7262-280-3.
13. DYLEVSKÝ, I. DRUGA, R. a MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada, 2000.
14. FAST, A. and 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.
15. FAST, A. 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.
16. FOTI, T. et al. A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy. In *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2001; Vol. 82-A, No. 5, p. 625 – 632.
17. GILLEARD, W., CROSBIE, J and SMITH, R. Effect of pregnancy on trunk range motion when sitting and standing. In *Acta Obstetrica et Gynecologica scandinavica*. 2002a, Vol. 81, No. 11, p. 1011-1120. ISSN 0001-6349.
18. GUSTORFF, B., HUBER, A. and MAYR, D. Differentiation of pain patterns in low back pain of pregnancy with quantitative sensory testing. In *European Journal of Pain*. 2007, Vol. 11, Iss. 1, p. 87-88.
19. HADRABA, I. *Protetika a ortotika*. 1. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1987. 9-12 s.
20. HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. *Biomechanical Basis of Human movement*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. ISBN 0-683-03863-X.
21. HECKMAN, JD., SASSARD, R. a SAN ANTONIO, AB. Current Concepts Review. Musculoskeletal considerations in pregnancy. In *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1994, 76-A (11), p. 1720- 1730.
22. IERSEL, M.B. and MULLEY, G.P. What is a waddling gait? In *Disability and Rehabilitation*. 2004, Vol. 26, No. 11, p. 678 – 682.



23. JAKLOVÁ, T.: *Technika funkčního tapu v terapii funkčních poruch hybného systému* [online]. Diplomová práce, Praha: FTVS UK, 2001 [cit. dle 3.3.2009]. Dostupné na Internetu: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpb/bulletin/jaklova/dipl01.htm>>.
24. JELEN, K., KUŠOVÁ, S., CHALUPOVÁ, M. a OTÁHAL, J. *Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur*. 1. vyd. Praha : UK,FTVS pro českou společnost pro biomechaniku, 2002. ISBN 80-86317-20-X.
25. JELEN, K., OTÁHAL, S., DOLEŽAL, A., ŘEZNÍČEK, J., TURKOVÁ Z., VILÍMEK, M. *Vibration frequency of the gravid uterus and topically related organs*. Proceedings of 40<sup>th</sup> international conference experimental stress analysis; 2002 Jun 3-6; Pratur, Czech Republic. Pratur: Czech Technical University in Pratur Faculty of Mechanical Engineering Prague; 2002; 125-139.
26. JELEN, K., OTÁHAL, S., DOLEŽAL, A., Mechanical reaction of the frontal abdominal wall to the impact load during gravidity. In *Neuroendocrinology Letters*. 2003, Vol. 24, Nos. 1/2, Feb-Apr, p. 15-20.
27. JENSEN, R.K., DOUCET, S. and TREITZ, T. Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. In *Journal of Biomechanics*. 1996, Vol. 29, No. 2, p. 251-256.
28. KING, M., GREEN, Y, *Pilates pro těhotné – Posilovací cvičení pro budoucí maminky*, Computer Press 2006, Praha, ISBN: 80-251-1033-8.
29. KOVALČÍKOVÁ, J. *Dynamika chrbtice a statika panvy žien počas fyziologickej gravidity*. Bratislava : Univerzita Komenského v Bratislavě, 1990. 152 s. ISBN 80-223-0208-2.
30. KOVANDA, J., KOVANDOVÁ, H. *Injuries of abdominal organs*. 2000 in Jelen K, Kušová S, Chalupová M, Otáhal J. *Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur*. Praha: UK FTVS, Českou společnost pro biomechaniku; 2002. ISBN 80-56317-020-X.
31. KŘUPKA, J., DRÁČ, P. *Poruchy pohybového aparátu způsobené graviditou*. Amireport. 1994, 9/10, s. 58-60.



32. KUŠOVÁ, S. 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 PaedDr. Karel Jelen, CSc.
33. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd. Praha : Sdělovací technika, 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
34. LYMBERY, J.K. and 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.
35. MACKU, J., BENDL, J. *Porodnictví pro posluchače stomatologického směru*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1996. 224 s. ISBN 80-7148-166-8.
36. MINAŘÍKOVÁ, M. *Vztah mezi inklinací pánve a LBP v těhotenství*. Praha 2008, 26 s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
37. MENS, J. et al. The mechanical effect of a pelvic belt in patients with pregnancy-related pelvic pain. In *Clinical Biomechanics*. 2006, Vol. 21, p. 122-127.
38. MOORE, K., DUMAS, G.A. and 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.
39. ORVIETO, R. et al. Low-back pain of pregnancy. In *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*. 1994, Vol. 73, No. 3, p. 209-214.
40. 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.
41. PAUL, J.A., SALLÉ, H. and 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.
42. PAWLOVSKI, B. and GRABARCZYK, M. Center of body mass and the evolution of female body shape. In *American Journal of Human Biology*. 2003, Vol. 15, No. ?, p. 144-150.



43. SCOPPA, F. et al. Postural lumbago in pregnancy: analysis of technical aid [online], [cit. 20.10.2008] Dostupné z:<  
<http://mammaok.com/Postural%20lumbago%20in%20pregnancy1.pdf>>.
44. SIHVONEN, T., et al. Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1998, Vol. 79, No. 10, p. 1210-1212.
45. SKAGGS, C. et al. Back and pelvic pain in an underserved United States pregnant population: A preliminary descriptive survey. In *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2007, Vol. 30, No. 2, p. 130-134.
46. SMITH, M., W. et al. Orthopedic Issues in Pregnancy. In *Obstetrical & Gynecological Survey*. 2008, Vol. 63, No. 2, p. 103-111.
47. STRUSKOVÁ, O., NOVOTNÁ, J. *Metoda Ludmily Mojžíšové*, Praha: Ivo Železný, 2003, 162 s., ISBN 80-237-3771-6.
48. TĚTKOVÁ, Z. *Využití digitálního 3D modelu otisku nohy při posuzování tvaru klenby nožní v těhotenství a po porodu*. Praha. 2004, 111 s. Diplomová práce na FTVS UK, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.
49. TITLBACHOVÁ, S., DOLEŽALOVÁ, A. Gravity and somatic changes. In DOLEŽAL, A., GUTVIRTH, J. (ed.). *Antropology of maternity: proceedings of the conference held in Pratur: November 26-29, 1975*. Praha : Univerzita Karlova, 1977, s. 29-37.
50. TO, W.W.K. and WONG, M.W.N. Factors associated with back pain symptoms in pregnancy and the persistence of pain 2 years after pregnancy. In *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavia*. 2003, Vol. 82, p. 1086-1091. ISSN 0001-6349.
51. TRNKA, V. *Porodnictví*. 1. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1982.
52. VÉLE, F., *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s., ISBN 80-7254-837-9.
53. VÉLE, F., *Kineziologie posturálního systému*, UK, Praha, 1995.



54. WANG, S-M. et al. Low back pain during pregnancy: Prevalence, risk factors, and outcomes. In *Obstetrics & Gynecology*. 2004, Vol. 104, No. 1, p. 65-70.
55. *Wikipedie, otevřená encyklopedie* [online]. 2009 , 28.4.2009 [cit. 2009-06-09]. Kmitání. Dostupné z: < <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kmit%C3%A1n%C3%AD> >.
56. 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.
57. WU, W. et al. Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. In *Clinical Biomechanics*. 2002, Vol. 17, No. 9-10, p. 678-686.
58. YOUNG, M., *Foot pressure measurement – The need for standardisation of methodology (Harmonisation of the Feline Furreir Trade)* [on-line]. ©1997, last revised 5/1997 [cit. 2007-08-24]. Dostupné z: < <http://www.figroup.com> >.
59. ZWINGER, A., aj. *Porodnictví*. 1. vyd. Praha : Galén, 2004. ISBN 80-7262-257-9.
60. THERE'S HELP FOR PREGNANT WOMEN AND NEW MOTHERS. PREGNANCY SHOULDN' T MEAN PAIN. [on-line], [cit. 20.10.2008]  
Dostupné z: < <http://www.turningpointept.com/pregnancy.pdf> >.

### **Jiné zdroje:**

Ergon - [on-line], [cit. 2008-07-06]. Dostupné z: < <http://www.ergon.cz> >

Kistler – measure, analyze, innovate [on-line], [cit. 2008-03-05]. Dostupné z: < <http://www.kistler.com> >.

Home L & R - [on-line], [cit. 2008-07-06]. Dostupné z: < <http://www.lohmann-rauscher.cz> >.

Qualisys – Motion Capture system - [on-line], [cit. 2008-03-05]. Dostupné z: < <http://www.qualisys.com> >.



Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire - [on-line], [cit. 2008-07-06]. Dostupné z: < <http://www.rmdq.org/downloads/Czech.doc>>.



## 9. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

al. – všichni

apod. – a podobně

BEZ – biomechanická laboratoř extrémní zátěže

cca – asi

cm - centimetr

COP – centrum tlaku

DKK – dolní končetiny

EB – Empathy Belly<sup>®</sup>

EMG – elektromyograf

ev. – eventuelně

HKK – horní končetiny

hlez. – hlezenní

kg – kilogram

L – bederní

LBP – low-back pain

LED – light emitting diode

lig. – ligamentum

m. – musculus

MBP – mid-back pain

mm – milimetr

mm. – muscoli

např. – například

PPP – posterior pelvic pain



PRBP – pregnancy-related back pain

PRPP – pregnancy-related pelvic pain

PSFS – the Patient-Specific Functional Scale

P1,... - příloha 1, ...

RMQ – Rolland-Moris Questionnaire

S – sakrální

SI – sacroiliakální

SIAS – spina iliaca anterior superior

SIP – sacroiliaca pain

Th – hrudní

tzv. – tak zvaný

2D – dvojdimenzionální

3D – trojdimenzionální



## 10. PŘÍLOHY

Příloha P1: formulář pro informovaný souhlas probandky

Příloha P2: vyjádření etické komise

Příloha P3: dotazníkové šetření převzaté od Roland-Morris Low Back Pain and Disability Questionnaire

Příloha P4: antropometrické parametry probandek v průběhu těhotenství

---

## Příloha P1

### Individuální informovaný souhlas probandky

Já,.....,  
souhlasím s použitím údajů v průběhu výzkumu, kterého se účastním, za účelem zpracování diplomové práce Zuzany Povolné, studentky II. ročníku navazujícího magisterského studia, obor Fyzioterapie, FTVS UK v Praze. Zároveň jsem byla seznámena s průběhem výzkumu, který jsem pochopila. Dále jsem byla seznámena s tím, že s cílem zachovat maximální anonymitu nebudou v diplomové práci uvedena osobní data, tzn. celé jméno a příjmení, rodné číslo a identifikující podrobnosti. Případné videozáznamy a fotografie budou pořízeny s cílem zachovat maximální anonymitu a případné identifikační znaky budou zneviditelněny.

V Praze dne.....

.....

**Podpis**

---

## Příloha P2



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

UK FTVS	
Došlo:	17-09-2008
C. j. 974	Přílohy: 1/1
Podpis:	

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

**Název:** Vliv ortotických pomůcek na dyskomfort a dynamiku lokomoce těhotných

**Forma projektu:** výzkum základní  
diplomová práce

**Autor/ hlavní řešitel/ Zuzana Povolná**

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

#### Popis projektu

Cílem projektu Vliv ortotických pomůcek na dyskomfort a dynamiku lokomoce těhotných je posoudit komfortnost a účinnost pomoc: těhotenských podpůrných pásů. Konkrétně se bude zabývat výzkumem vlivu těhotenského podpůrného pásu na kmitání břicha při chůzi. Výzkumu se účastní 1-2 probandky. Obsahem bude také dotazník pro těhotné sloužící ke zjištění subjektivních aspektů vypovídajících o komfortu a spokojenosti při nošení pásu.

#### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Metodika testování a vhodnost užívání těhotenského podpůrného pásu bude individuálně konzultována s gynekologem zkoumané probandky.

#### Etické aspekty výzkum

Vzhledem k tomu, že se jedná o těhotenský podpůrný pás, musí být provedeny klinické zkoušky na těhotných ženách, a tedy dle směrnice II je nemohou zastoupit jiní účastníci.

#### Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 15. září 2008

Podpis autora... *Šteplová*

### Vyjádření etické komise UK FTVS

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

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: *0174/2008*

dne: *19.9.2008*

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.



ředitel školy

*Bartůňková*  
podpis předsedy EK



---

## Příloha P3

### ŠKÁLA HODNOCENÍ NEZPŮSOBILOSTI PŘI BOLESTECH V KŘÍŽI

Czech version of the Roland-Morris disability questionnaire, MAPI 2004

Translation method summarised at the end of the questionnaire

Když Vás bolí v kříži, může být pro Vás obtížné dělat něco z toho, co běžně děláte.

Tento seznam obsahuje věty, které lidé použili, aby popsali, jak jim je, když je bolí v kříži. Při jejich čtení můžete zjistit, že některé platí, protože popisují, jak se *právě dnes cítíte*. Při čtení seznamu uvažujte jen o tom, jak se cítíte *dnes*. Pokud čtete větu, která vystihuje *Vaše dnešní pocity*, zakřížkujte příslušné okénko. Pokud je věta nevystihuje, nechejte okénko prázdné a přejděte na další. **Pamatujte, že máte zakřížkovat jen tu větu, o níž jste si jisti, že vystihuje *Vaše dnešní pocity*.**

1. Většinu dne zůstávám kvůli bolesti v kříži doma.
  2. Často měním polohu, abych našel/a tu, v níž se mému kříži nejvíce uleví.
  3. Kvůli bolesti v kříži chodím pomaleji než obvykle.
  4. Kvůli bolesti v kříži nevykonávám obvyklé domácí práce.
  5. Kvůli bolesti v kříži se do schodů přidržuji zábradlí.
  6. Kvůli bolesti v kříži polehávám častěji než obvykle, abych si odpočinul/a.
  7. Kvůli bolesti v kříži se musím něčeho přidržet, abych se zvedl/a z křesla.
  8. Kvůli bolestem v kříži se snažím, aby za mě věci udělali jiní.
  9. Kvůli bolestem v kříži se oblékám pomaleji než obvykle.
  10. Kvůli bolestem v kříži vydržím stát jen kratší dobu.
  11. Kvůli bolesti v kříži se snažím neohýbat se ani si neklekat.
  12. Je pro mne obtížné vstát kvůli bolesti v kříži ze židle.
  13. V kříži mne bolí téměř stále.
  14. Kvůli bolesti v kříži je pro mne těžké se obrátit v posteli.
  15. Kvůli bolesti v kříži nemám chuť k jídlu.
  16. Kvůli bolesti v kříži mi dělá potíže si natáhnout ponožky (punčochy).
  17. Kvůli bolesti v kříži ujdou jen krátkou vzdálenost.
  18. Kvůli bolesti v kříži spím méně než obvykle.
  19. Kvůli bolesti v kříži se oblékám s pomocí někoho druhého.
  20. Kvůli bolesti v kříži většinu dne prosedím.
  21. Kvůli bolesti v kříži se doma vyhýbám těžké práci.
  22. Kvůli bolesti v kříži jsem vůči ostatním podrážděnější a mám horší náladu než obvykle.
  23. Kvůli bolestem v kříži jdou do schodů pomaleji než obvykle.
  24. Kvůli bolestem v kříži proležím většinu dne v posteli.
-

---

## Příloha P4

<b>probandka</b>	<b>K. T.</b>	<b>P. S.</b>
<b>obj. potíže</b>	-	-
<b>subj. potíže</b>	bolesti Thp a Lp	bolest SI skl. bilat.
<b>hmotnost na začátku/aktuální v kg</b>	60/80	54/63
<b>obvod pasu cm</b>	96	94
<b>obvod boků v cm</b>	110	95

---