

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Detekce reologických změn axiálního systému gravidních žen
pomocí metody TVS**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracovala:

Bc. Veronika Plačková

Praha, srpen 2014

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

Praha 23.8.2014

.....

podpis

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu mé diplomové práce Doc.PaedDr.Karlu Jelenovi, Csc. za cenné rady, připomínky a podnětné konzultace. Dále bych ráda poděkovala Bc.Adamu Benyovszkému za pomoc při realizaci měření v laboratoři a zajištění technické stránky výzkumu.

Abstrakt

Název práce: Detekce reologických změn axiálního systému gravidních žen pomocí metody TVS.

Cíle práce: Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv těhotenství na biomechanické vlastnosti páteře.

Metoda: Diagnostickým vibračním metody TVS bylo dvakrát v průběhu těhotenství vystaveno šest gravidních žen. Byla zkoumána schopnost axiálního systému tlumit vibrace šířící se po celé páteři. Schopnosti jednotlivých segmentů tlumit vibrace byly porovnávány mezi sebou na začátku těhotenství i v jeho průběhu.

Výsledky: Metoda TVS, která byla při zpracování této práce využita, se ukázala jako adekvátní k poskytnutí informací o rezonančních frekvencích a o celkovém útlumu páteře s dostatečnou přesností tak, aby byly biomechanické změny axiálního systému během těhotenství jednoznačně identifikovány. Při porovnání frekvenčních závislostí a celkových útlumů páteře bylo zjištěno, že celkový útlum páteře narostl a během těhotenství došlo ke zvýšení pružnosti páteře u všech zkoumaných probandů.

Klíčová slova: gravidita, axiální systém, vibrace, TVS, páteř

Abstract

Title: Detection of rheological changes in the axial system of pregnant women using the TVS method.

Objectives: The aim of this thesis is to evaluate the effect of pregnancy on the biomechanical properties of the spine.

Methods: TVS vibration diagnostic methods were applied to six pregnant women twice during pregnancy. It was investigated ability of axial system to dampen vibration spreading through out the spine. The ability of every single segment to damp vibrations were compared with each other at the beginning and during pregnancy.

Results: TVS method used for purpose of this paper has been proved adequate to provide information about the resonant frequencies and the total attenuation of the spine with sufficient accuracy, so that the biomechanics changes of axial system during pregnancy could be decidedly identified. Comparison of the frequency dependency and total attenuation of spine indicated increase of total attenuation of the spine and also increase of flexibility of the spine in all investigated probands.

Keywords: gravidity, pregnancy, axial system, vibrations, TVS, spine

OBSAH

1 ÚVOD	12
2 GRAVIDITA	13
2.1 Změny pohybového systému v průběhu těhotenství	13
3 REOLOGIE	15
3.1 Mechanické vlastnosti biologických tkání	15
4 AXIÁLNÍ SYSTÉM	17
4.1 Biomechanika axiálního systému	17
4.2 Páteř	19
4.2.1 Stabilita páteře	19
4.2.2 Zatížení obratlů	20
4.2.3 Anatomická stavba páteře	20
5 TVS – Transfer Vibration through Spine	27
5.1 Mechanický oscilátor	31
5.1.1 Lidské tělo jako mechanický oscilátor	32
5.2 Vibrace, studie	34
5.2.1 Přenos vibrací axiálním systémem	34
6 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY	38
6.1 Cíl práce	38
6.2 Výzkumné otázky	38
6.3 Hypotézy	38
7 METODIKA PRÁCE	39
7.1 Plán výzkumu a vymezení práce	39
7.2 Pomůcky	39
7.3 Zkoumaný soubor	39
7.4 Organizace výzkumu	40

7.5 Průběh měření	43
7.6 Detekce a analýza dat	43
8 VÝSLEDKY	47
9 DISKUZE	72
10 ZÁVĚR	80
11 POUŽITÁ LITERATURA	82
12 PŘÍLOHY	88

Seznam použitých veličin, zkratk a symbolů

Značka	Význam	Jednotka
f	Rezonanční frekvence	[Hz]
t	Čas	[s]
T	Perioda	[s]
v	Rychlost	[m/s]
y	Výchylka hmotného bodu	[m]
ym	Maximální výchylka hmotného bodu	[m]
ω	Úhlová rychlost	[rad·s ⁻¹]
$\Delta \omega$	Změna rezonančních frekvencí	[%]
Δk	Změna tuhosti celé páteře	[%]
ω	Úhlová rychlost	[rad·s ⁻¹]
λ	Vlnová délka	[m]
Gt	Gravitační síla	[N]
β	Koeficient útlumu	
AF	Anulus fibrosus	
AS	Axiální systém	
C1 – C7	První až sedmý krční obratel	
EP	End plate	
Hz	Hertz	
IVD	Intervertebrální disk	
L1 – L5	První až pátý bederní obratel	
lig	Ligamentum	
m.	Musculus	
MP	Meziobratlová ploténka	
ms	Milisekunda	
NP	Nucleus pulposus	
RF	Rezonanční frekvence	
S1	První křížový obratel	
Th1 – Th12	První až dvanáctý hrudní obratel	

TVS

Transfer Vibration through Spine

U

Útlum jednoho obratle

Uc

Útlum celé páteře

1 ÚVOD

Gravidita je přirozenou součástí života ženy. V tomto období dochází k výrazným psychickým, ale i fyzickým změnám. Dochází ke změně tvaru těla, ale i jeho biomechanických vlastností. Běžnou a často nevyhnutelnou součástí fyziologického těhotenství jsou i bolesti zad. To nás přivádí na myšlenku, jak toto vše souvisí právě se změnami biomechanických vlastností axiálního systému během těhotenství, zda výsledkem zvýšené zátěže na organismus ženy bude zhoršení či zlepšení tlumících vlastností páteře a jejích jednotlivých úseků a jak se během těhotenství změní celková pružnost páteře.

2 GRAVIDITA

Gravidita neboli těhotenství je přirozený proces trvající 273 dnů, tj. 40 týdnů, čili 9 kalendářních nebo 10 lunárních měsíců.

Těhotenství se dělí na 3 tzv. trimestry: 1.trimestr (1.-3. měsíc)

2.trimestr (4.-6.měsíc)

3.trimestr (7.-9.měsíc)

Na těhotenství ženy reaguje celé její tělo, které prochází zásadní proměnou, přičemž nejvýraznější změny nastávají na rodidlech, v prsní žláze, močovém a endokrinním systému.

Těhotenství klade na organismus ženy od samého počátku zvýšené nároky a představuje tak pro mateřský organismus velkou zátěž vyplývající především z potřeby zabezpečit výživu rychle se vyvíjejícímu plodu. Období těhotenství je sice pro ženy poměrně krátkou etapou, ale dochází v něm k řadě fyziologických, somatických a psychických změn za účelem přípravy co nejvýhodnějších podmínek pro růst a vývoj plodu a pro porod (Sikorová, 2006).

2.1 Změny pohybového systému v průběhu těhotenství

V těhotenství nastávají v organismu ženy změny umožňující vývoj plodu, zabezpečující jeho výživu, krevní oběh a také vlastní produkci hormonů placenty. Na změnách v pohybovém aparátu těhotné se tedy podílejí faktory biochemické působením hormonů snižujících elasticitu s následným poklesem napětí svalstva, šlach, fascií, kloubních pouzder a ligament, ale i faktory biomechanické vlivem zvětšující se hmotnosti a velikosti plodu a jeho bezprostředního okolí. Během těhotenství tak dochází ke změnám tvaru, velikosti a setrvačnosti jednotlivých segmentů těla matky, což následně ovlivňuje její konstituci a lokomoci. Distribuce tělesné hmoty je závislá na fázi těhotenství, kdy v I. a II. trimestru dominují tkáně matky - zvětšuje se objem cirkulující krve, zásoby tuků a bílkovin, zatímco ve III. trimestru převažují vlivy rostoucího plodu, placenty a amniové tekutiny. K významnějším změnám pohybového systému tedy zcela logicky dochází převážně až ve III. trimestru a tyto jsou více zřetelné ve spodní části těla (Roztočil, 2008).

Zvýšená hmotnost těhotné a změna v umístění centra tělesné rovnováhy vyvolávají výrazné změny jak v postoji, tak v rovnováze a chůzi. Chodidla se vzdalují, čímž vzniká

širší a jistější báze a chůze se stává namáhavější. Postupné vytváření bederní hyperlordózy, které se nejvíce projevuje ve spojení L5/S1, je běžné v průběhu fyziologického těhotenství.

Tělo kompenzuje ventrální růst těhotné dělohy prohnutím lumbosakrální páteře dopředu. Tím se posune centrum tělesné rovnováhy do dolních končetin. K udržení tělesné rovnováhy je nutná kompenzační cervikothorakální kyfóza. Velká zátěž je kladena na svaly a vazy střední a dolní části páteře. Ta vede k bolestem zad zejména ve III. Trimestru (Roztočil, 2008).

Těhotenství ovlivňuje vlastnosti měkkých tkání, zejména jejich laxicitu. Příčinou jsou hormonální změny a jejich vliv na stavbu kolagenních struktur a složení mezibuněčné hmoty pojivových tkání. Hlavní podíl na těchto změnách mají zvýšené hladiny estrogenů a relaxinu, dále progesteronu a kortizolu. Estrogeny navozují díky svému natriuretickému efektu negativní sodíkovou bilanci, která vede k aktivaci osy renin-angiotensin-aldosteron, s výsledkem zadržování mimobuněčné vody. Efekt estrogenů je dále posilován produkcí isoreninu z dělohy. K retenci tekutin dochází především vazbou na makromolekuly mezibuněčné hmoty pojivových tkání, což má za následek změnu jejich vlastností. Estrogeny také zesilují efekt relaxinu zvyšováním senzitivity relaxinových receptorů (MacEvelly, Buggy, 1996).

Relaxin je dvouřetězcový polypeptid produkovaný ze žlutého tělíska (corpus luteum graviditatis) a právě jemu je přikládána největší role na změnách vlastností pojivových tkání během těhotenství. Vysoká hladina tohoto hormonu, převážně v prvním trimestru těhotenství, vede ke zvýšení exprese kolagenázy, enzymu, který navozuje remodelaci vláken kolagenu, jež jsou pak méně odolná v tahu (Sneag, Bendo, 2007).

Účinek estrogenů, relaxinu a progesteronu se během gravidity tedy projeví na pohybovém aparátu nejvíce na kloubech, v kostech a svalstvu. Už od prvních měsíců gravidity dochází v symfýze a sakroiliakálním kloubu pod vlivem těchto hormonů k prosáknutí a uvolnění vazů, tím se nepatrně zvýší pohyblivost těchto spojení. K podobnému prosáknutí a uvolnění dochází i v kloubních spojích páteře, což ovlivňuje držení a statiku těla (Hanzlíková a kol., 2002; Cinglová, 2002).

Výsledkem hormonálních změn v těhotenství a jejich vlivu na pojivové tkáně jsou tedy obecně změny ve stavbě kolagenních struktur a složení mezibuněčné hmoty. Jejich důsledkem je zvětšení rozsahu pohybů ve většině kloubů, což může vést k jejich nestabilitě (Sneag, Bendo, 2007).

3 REOLOGIE

Reologie se zabývá obecnými mechanickými vlastnostmi látek, vztahy mezi napětím, deformacemi a rychlostí deformace. Reologie je obor mechaniky zabývající se deformací a tokem látek vlivem napětí, které na něj působí. Silově deformační charakteristika tkání, tkáňových struktur a orgánů charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskozitu, plasticitu, hmotnost a elasticitu (Štefan, Hladík, 2012).

3.1 Mechanické vlastnosti biologických tkání

Mechanické vlastnosti tkání lidského těla jsou ovlivněny věkem, pohlavím, zdravotním stavem, ale i celkovým životním stylem (Janura, 2003).

Všeobecné reologické vlastnosti biologických materiálů:

- Viskoelastické vlastnosti – závislost na rychlosti deformace, relaxace, creep.
- Anizotropie – mechanické vlastnosti jsou v různých směrech různé.
- Nehomogenita – nerovnoměrné rozložení hmoty.
- Adaptabilita – realizována na základě zpětné vazby.
- Vliv historie zatěžování.
- Sdílení hmoty, energie, informací – otevřený systém.
- Stárnutí – změny vlastností věkem.
- Interindividuální vlastnosti – různé dispozice každého jedince.

Odolnost biologických materiálů proti silovému (nebo napět'ovému) působení se nazývá mechanická impedance a vyznačuje se základními vlastnostmi, kterými je hmotnost, elasticita, plasticita a viskozita. Hmotnost a elasticita mohou energii kumulovat, zatímco pro plasticitu a viskozitu je typická disipace (tlumení) energie (Janura, 2003).

Viskoelastické vlastnosti biologických materiálů jsou definované viskozitou. Ta vyjadřuje odpor proti změně tvaru deformované tkáně při působení deformace. Pozvolná deformace při stále stejné působící síle se nazývá creep. Viskozita též definuje vztah mezi napětím a rychlostí deformace (Rosina, 2005).

Viskoelastická vlastnost je schopnost tkáně akumulovat, resp. přenášet energii. Formou přenosu tečných napětí mezi částicemi dochází k disipaci energie, která souvisí s celkovým útlumem páteře (Maršík, 2010).

Pro modelování reologických vlastností tkání se používají jednoduché prvky reprezentující tyto vlastnosti. Elasticita (schopnost materiálu vrátit se po odeznění deformační síly do původního stavu) je charakterizovaná tuhostí (schopnost tkání odolávat deformačním vlivům) nebo Youngovým modelem pružnosti. Viskozita je charakterizována součinitelem kinematické vazkosti a plasticita se vyznačuje součinitelem tření (Otáhal, 1999).

Znalosti reologických vlastností tkání umožňují předvídat jejich odezvu na mechanické zatížení (Janura, 2003).

4 AXIÁLNÍ SYSTÉM

Axiální systém je komplex složený z více rozdílných komponent, které mají nosnou, protektivní a hybnou funkci. Představuje složitý, členitý systém s rozmanitými materiálovými, tvarovými a vazebními charakteristikami (Karas a Otáhal, 1991).

Osový orgán sestávající z hlavy, páteře a pánve je pomyslnou osou postavy. Jeho jednotlivé segmenty vytvářejí linii určující vzhled postavy, projevující se staticky držením těla, dynamicky pohybovým chováním (Véle, 2006).

Axiální systém je tvořen páteří, spoji na páteři, svaly pohybujícími osovým skeletem, kosterním základem hrudníku i jeho spoji, dýchacími svaly a svaly pánevního dna. Axiální systém je subsystémem posturálního systému. Základní složkou osového systému je páteř (Dylevský, 2009b).

Tvarová stabilita axiálního systému je v průběhu života ovlivňována různými faktory, a to biologickými (genetika, vývojové vady, hormonální změny, výživové faktory a infekce) a mechanickými vlivy (zátěž, vnější síly). Axiální systém má funkci nosnou, ochrannou (pro míchu), tlumí vibrace a nárazy a zabezpečuje pohyb těla a pletenců (Čihák, 2001).

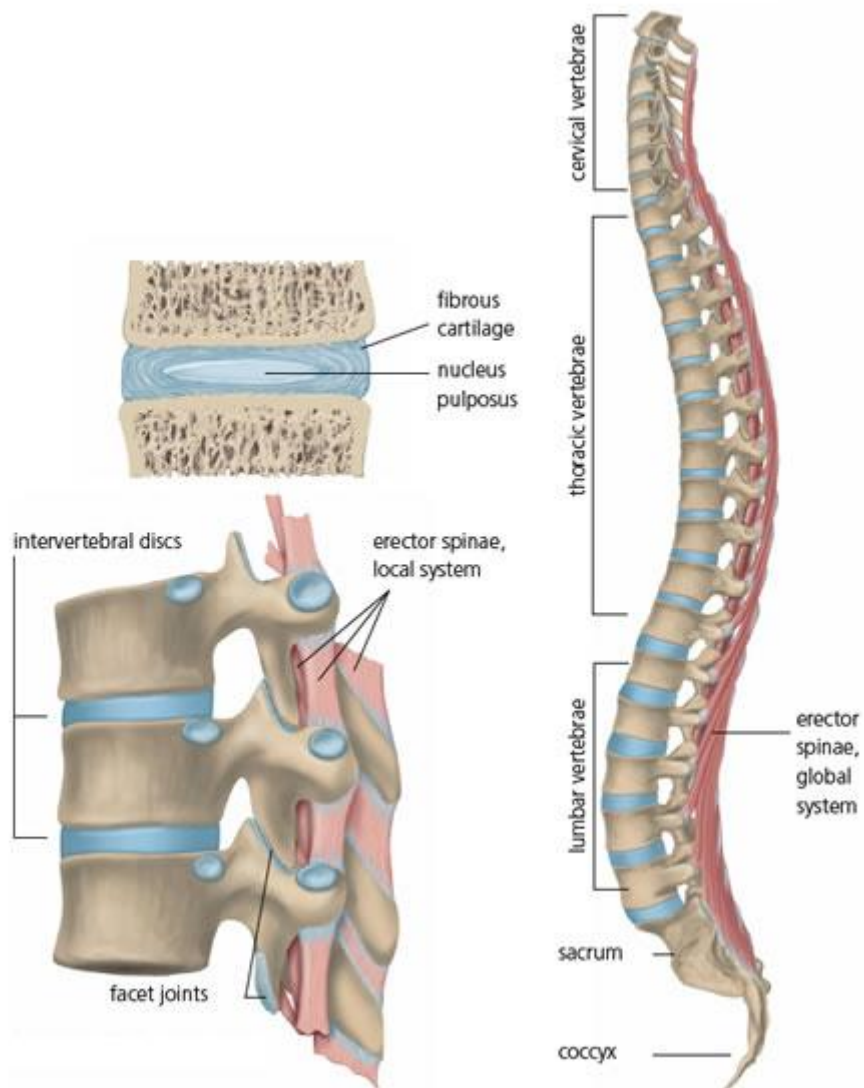
4.1 Biomechanika axiálního systému

Axiální systém tvoří složitou mechanickou strukturu, pro niž je typická heterogenita mechanických vlastností, anizometrie, visko-elastická a podobně. Pohyblivost axiálního systému (stupeň volnosti ve smyslu kinematickém) a rozsah pohybu (vymezení určitého pohybu a tuhosti) je podél celé páteře proměnná veličina (Dylevský et al., 1997).

Konstrukci axiálního systému lze přirovnat k pružině. Tato „pružina“ zabezpečuje disipaci neboli rozptýlení sil šířících se shora dolů (od hlavy směrem k pánvi) a stejně i v opačném směru. Páteř je sice jen jednou z komponent axiálního systému, ale protichůdnost dynamicky se měnících požadavků na elasticitu, hybnost, pevnost a stabilitu vzpřímeného a pohybujícího se těla je v této struktuře přímo koncentrovaná (Malý et al., 1999).

Z biomechanického hlediska je páteř jako celek zakřivený, segmentovaný, dlouhý, úzký válec sestávající z mnoha komponent s rozmanitými reologickými vlastnostmi. Její úlohou je udržet pevnost a flexibilitu (Šifta, Vaněk, 2010).

Obratle jsou pevnou složkou páteře. Pružnou složku představují spolu s intervertebrálními disky, které plní úlohu tlumení, kloubní spoje obratlů, vazy a šlachy. Spojení těchto pevných a pružných komponent tvoří páteř a díky nim je páteř dokonale pohyblivou jednotkou axiálního systému (Jirková, Horák et al., 2005).



Obrázek 1: Anatomická stavba páteře

4.2 Páteř

Páteř tvoří základní nosnou osu těla, zajišťuje při značné pohyblivosti i dostatečně tuhou oporu pro manipulační a lokomoční pohyby. Vzhledem k esovitému zakřivení páteřního sloupce je schopna navíc absorbovat určité množství deformační energie do svých jednotlivých složek, např. při rázech, lokomoci atd.

Páteřní sloupec je tvořen obratli spojenými meziobratlovými disky a párem meziobratlových kloubů. Spolu s krátkými a dlouhými vazy určují tato pasivní spojení vzájemnou pohyblivost obratlů vůči sobě a sečtením dílčích rozsahů pohybu je dána i celková pohyblivost daného úseku páteře (Čihák, 2001).

Páteř je složena z 33-34 obratlů, 23 meziobratlových destiček a 24 pohybových segmentů. Páteř dospělých osob se skládá ze 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních a 5 křížových obratlů (5% páteří má odlišný počet obratlů). Nosnými prvky páteře jsou obratlová těla, která jsou vzájemně fixována vazy a svaly.

V průměru tvoří lidská kostra okolo 13 – 20 % celkové váhy těla. Každý jeden obratel se liší svojí velikostí, tvarem a hmotností. Výška krčních obratlů se v průměru pohybuje okolo 14 – 16 mm, u hrudních obratlů je to 20 – 25 mm a výška lumbálních obratlů je 30 mm (Dylevský, 2009a).

4.2.1 Stabilita páteře

Stabilita páteře znamená schopnost fixovat klidovou konfiguraci páteře danou tvarem obratlů a zakřivením páteře jako celku a udržet toto základní postavení i při fyziologickém rozsahu pohybu. Statickou stabilitou je nazýváno udržení „klidové“ konfigurace páteře. Fixace změn, ke kterým dochází při pohybu, je označována jako dynamická stabilita (Dylevský 2009b).

Systém statické stabilizace charakterizuje ochrana míšních struktur a pružný přenos (tlumení) nárazů vznikajících při chůzi, skocích apod. na struktury centrálního nervového systému.

Dynamická stabilita páteře je zabezpečována pružností axiálních vazivových struktur a svaly (Panjabi, 2003).

4.2.2 Zatížení obratlů

Obratle tvoří soustava dvou typů kostí: spongiózní a kompaktní. Kompaktní část obratle přenáší 45–75 % vertikálního zatížení působícího na obratel. Spongiózní část nese zbývající zatížení. Mezi jednotlivými úseky páteře jsou z hlediska mechanické odolnosti obratlových těl velké rozdíly. Hlavní zatížení nesou masivní těla bederních obratlů těla a dolních hrudních obratlů. Pevnost těla obratle vůči tlaku působícímu v osovém směru je 5–7x větší než pevnost vůči tlaku působícímu v bočním nebo předozadním směru. Redukce a přestavba spongiózy výrazně snižuje mechanickou odolnost. Nejzatíženějším segmentem páteře je segment L5/S1, kde se na malé styčné ploše koncentruje zatížení dané mj. hmotností celé horní poloviny těla.

- Při statickém zatížení disku: diskus se chová jako destička složená z pružných koncentrických prstenců, v jejichž středu je prakticky nestlačitelný nukleus pulposus. Prstence se napínají a diskus se rovnoměrně oplošťuje.
- Při dynamickém zatížení disku: obratle se vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně. Tím, že jádro je pevně uzavřeno ve vnitřním prstenci, je při pohybu obratlů jen nepatrně posunováno a anulus fibrosus je na jedné straně stlačován a na opačné straně namáhán v tahu. Jádro se přitom sune od stlačované strany ke straně natahované (Vyskotová 2013).

4.2.3 Anatomická stavba páteře

4.2.3.1 Kostní tkáň

Zdravá lidská kost je nehomogenní, anizotropní biomateriál. Společně s vazivovou a chrupavčitou tkání se kostní tkáň řadí mezi pojiva složená z buněk a základní mezibuněčné hmoty. Oproti chrupavčité a vazivové tkáni však kostní tkáň představuje nejtvrďší a nejpevnější pojivo v lidském těle hlavně díky své jedinečné struktuře a schopnosti přizpůsobovat se. Skládá se z buněk a mezibuněčné hmoty zvané kostní matrix, která na rozdíl od ostatních pojiv obsahuje vysoký podíl anorganických látek (asi 50% celkového objemu). Mechanické vlastnosti jsou odlišné v závislosti na struktuře, směru zatížení, zátěžové historii a lokalitě. Dále vzhledem k viskoelastickým vlastnostem kostní tkáně závisí mechanické vlastnosti kosti na rychlosti deformace. S rychlostí deformace stoupá mez pevnosti, elastický modul a naopak klesá maximální dovolená deformace a absorbuje se větší množství energie (Hamill, 2005).

Kostní tkáň je základní složkou dvou typů kostí: *fibrilární (vláknitá) kost*, a *lamelární (vrstevnatá) kost*.

Terminologicky se proto musí rozlišit vlastní kostní tkáň tvořená buňkami a mezibuněčnou hmotou s minerály a kost jako orgán tvořený ze spongiózní a kompaktní kostní tkáně, vaziva, ale i cévního zásobení a inervace.

Kostní buňky produkují mezibuněčnou hmotu jednak amorfní a dále vláknitou. Biomechanické vlastnosti kostní tkáně jsou v první řadě dány kolagenovou maticí a minerály. Kolagenní vlákna odolávají tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná. Minerální látky, především kalcium ve formě hydroxyapatytu, dodávají kosti tvrdost a křehkost (Hamill, 2005).

Základními typy kosti jsou spongiózní kost (houbovitá kostní tkáň, která se nachází uvnitř kosti, je tvořena kostními trámečky, které jsou prostorově uspořádány do tzv. sítě; uspořádání trámečků odpovídá směru největšího zatížení) a kompaktní kost (tvoří tenkou vrchní vrstvu), které se od sebe výrazně odlišují jak strukturou, tak mechanickými vlastnostmi. Reálné kostní útvary vykazují vždy kombinaci obou typů kostní tkáně (Dylevský, 1997).

Při zatížení v podélném směru kosti může být mez pevnosti až 10 krát vyšší než ve směru radiálním a tangenciálním. Navíc ještě záleží na způsobu zatížení. Řádově můžeme říci, že v tlaku je pevnost kosti nejvyšší, o třetinu nižší v tahu a jen třetinová ve smyku (Otáhal, 1999).

4.2.3.2 Svaly

Jednou z dynamických složek páteře jsou svaly. Zádové svaly jsou rozprostřeny ve čtyřech charakteristických vrstvách. Povrchová a druhá vrstva zahrnují svaly končetinového původu. Třetí vrstva představuje svaly spinokostální, rozepjaté od páteře k žebrům. Čtvrtá vrstva (hluboká) je tvořena složitým komplexem epaxiálního svalstva zádového původu, které se označuje jako *vlastní (autochtonní)* či hluboké svalstvo zádové, které se výrazně podílí na stabilitě axiálního systému. Svaly jsou připojeny zezadu k páteři v celém rozsahu, od kosti křížové kranialně až po záhlaví. Protože jejich oboustranná akce vzpřimuje trup, označuje se celek jako *m. erector trunci* (Čihák, 2001). Celkem se v *m. erector trunci* rozlišují od povrchu do hloubky *čtyři systémy*; každý z nich *má jiný průběh snopců* a tedy *i jinou funkci*.

Systém spinotransversální

Systém spinotransversální je na povrchu m. erector trunci. Jeho snopce probíhají od trnových výběžků vzhůru přes více obratlů k příčným výběžkům obratlů kraniálnějších.

Spinotransversální systém vytváří podél páteře svalové celky:

m. splenius (capitis et cervicis)

m. longissimus (lumbalis, thoracis, cervicis et capitis)

m. iliocostalis (lumborum parslumbalis et parsthoracica, cervicis)

Svaly spinotransversálního systému působí při oboustranné akci vzpřímení páteře a zaklánění hlavy, při jednostranné akci úklon páteře a rotaci nastranu působícího svalu.

Systém spinospinální

Systém spinospinální spojuje obratlové trny, je uložen mediálně od m. longissimus, z části kryt jeho snopci a nezřetelně od něho oddělen. Celý komplex se označuje jako *mutulus spinalis (thoracis et cervicis)*. Tento systém vzpřimuje páteř.

Systém transversospinální

Systém transversospinální má snopce opačného směru a průběhu než systém spinotransversální, tj. od příčných výběžků vzhůru k trnům kraniálnějších obratlů. Snopce přebíhají jeden a více páteřních segmentů. Celek tohoto systému se označuje jako *m. transversospinalis* a jsou v něm ve vrstvách uloženy 3 základní oddíly:

m. semispinalis (thoracis, cervicis et capitis)

mm. multifidi (lumborum, thoracis et cervicis)

mm. rotatores (lumborum, thoracis et cervicis)

Hlavní pohybovou úlohou tohoto systému je extenze páteře, úklon na svoji stranu a rotace na stranu opačnou.

Systém krátkých svalů hřbetních

Krátké svaly hřbetní jsou drobné svaly mezi sousedními obratli, uložené nejhlouběji z celého systému hlubokých svalů zádoových. Tyto svaly jsou zřetelně vyvinuty jen v krční části páteře, v ostatních částech jsou slabé a nezřetelné.

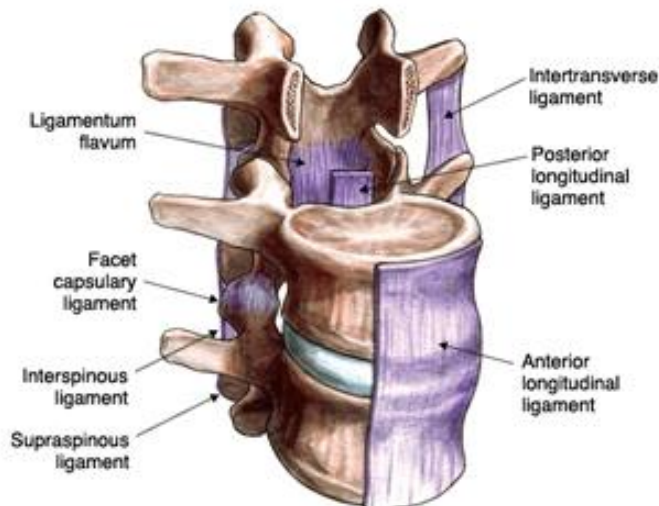
Mm. Interspinales (lumborum, thoracis et cervicis) probíhající mezi obratlovými trny, pomáhají při záklonu.

Mm. Intertransversarii (lumborum, thoracis et cervicis), mezi příčnými výběžky, pomáhají při úklonu páteře (Čihák, 2001).

4.2.3.3 Vazy

Vazivové spoje páteře jsou pasivní části nosné komponenty segmentu, který spolu se svaly fixují. Na páteři rozlišujeme vazy dlouhé a krátké, přičemž na fixaci segmentů se účastní oba typy vazů. Mezi dlouhé vazy páteře patří *ligamentum longitudinale anterius et posterius*, které zpevňují páteř a tvoří přední a zadní stěnu páteřního kanálu, a *lig. sacrococcygeum anterius*, *lig. sacrococcygeum posterius profundum et superficiale*, které vytvářejí pokračování vazů předešlých a spojují křížovou kost s kostrčí.

Krátké vazy *lig. flava* jsou vazivové snopce spojující oblouky sousedních obratlů. Vazy uzavírají páteřní kanál a doplňují meziobratlové otvory. *Lig. intertransversaria* spojují příčné výběžky, *lig. interspinalia* spojují výběžky trnové. Od hrotu kostrče se pak táhne *retinaculum caudale cutis* (Dylevský, 2009a).



Obrázek 2: Ligamenta páteře

4.2.3.4 Meziobratlová ploténka

Meziobratlová ploténka (MP) v pohybovém segmentu páteře plní 2 základní role – *pojivovou* (zajištění pohyblivého spojení mezi sousedními obratli) a *mechanickou* (přenášení sil a deformací a tlumení dynamických účinků z okolí).

Tkáň MP se skládá ze 3 základních struktur: *nukleus pulposus (NP)* – gelovitá struktura tvořící centrální středovou část meziobratlové ploténky, která je z 88% tvořena vodou, *anulus fibrosus (AF)* – fibrosní tkáň obklopující nukleus pulposus a *end plate (EP)* – chrupavčitá tkáň, která tvoří přechod mezi tělem obratle (Lukeš, 2010).

Nucleus pulposus má téměř kulovitý tvar a je uvězněn pod tlakem ve svém obalu mezi dvěma obratlovými těly.

V tomto typu kloubu jsou možné tři pohyby: *klopení* – v sagitální rovině umožňuje flexi a extenzi, v rovině frontální lateroflexi; *rotaci* – relativní rotaci jedné plochy vůči druhé; a *skluz a smyk* jedné plochy po druhé (obr.3). Má tedy šest stupňů volnosti, avšak všechny tyto pohyby mají minimální rozsah (Kapandji, 2008).

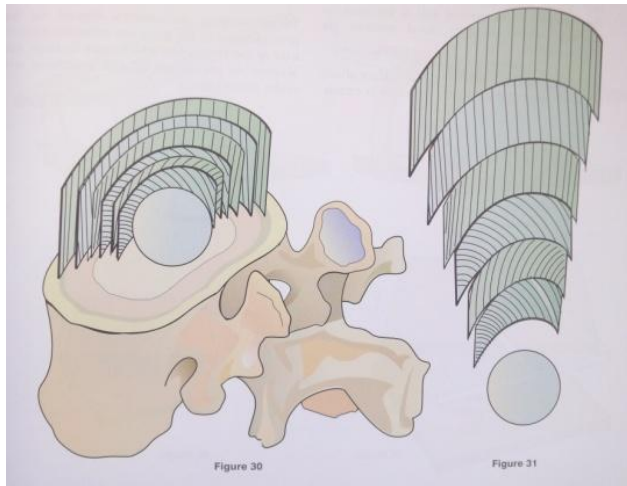
Nucleus pulposus není umístěn přesně uprostřed ploténky. V bederní páteři je blíže zadnímu okraji obratle a stejně jako v krční páteři leží přesně v ose pohybu. V hrudní páteři je sice přibližně uprostřed obratlového těla, avšak leží posteriorně od osy pohybu (Kapandji, 2008; White&Panjabi, 1990).

Ploténka se skládá ze tří stavebních složek: buněk, vazivových vláken a amorfní základní hmoty. Chrupavku ploténky tvoří tři typy buněk: fibroblasty, chondroblasty a buňky tzv. jádra ploténky (nucleus pulposus). Tyto buňky tvoří 20 – 30 % objemu celé chrupavky. Kolagenní vlákna reprezentují asi 45 % suché hmotnosti disků a jsou kondenzována do lamel (vazivové prstence). Vnitřní stavba lamel připomíná stavbu osteonů dlouhých kostí. Vazivová vlákna jsou v každé lamelle orientována jiným směrem, vlákna sousedících lamel se kříží pod pravým úhlem a tím vzniká důležitá trojrozměrná struktura odolná vůči zatížení (obr.4). Lamely jsou koncentrovanější na předním obvodu ploténky, v zadním a bočním je jich méně. Okrajové lamely jsou připojeny k periostu obratlových těl a podélným ligamentům páteře pomocí svazků vazivových vláken (Dylevský, 2009a).

V našem těle se nachází 23 plotének, které tvoří pětinu délky celé páteře, tato délka se v průběhu života zkracuje, protože disk ztrácí vlivem stárnutí tekutinu (Valenta 1997).

Kraniokaudálně dochází k růstu jejich výšky, tudíž první ploténka, mezi axisem a C3, je nejnižší a poslední, mezi L5 a S1, je nejvyšší (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a).

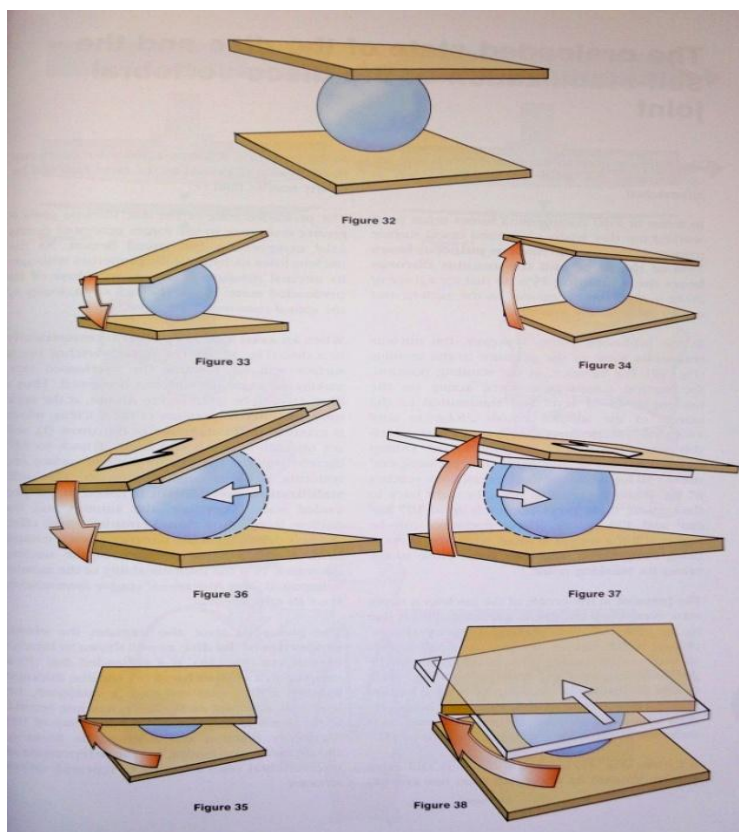
Kapandji (2008) uvádí průměrnou výšku ploténky v oblasti krční páteře 3 mm, hrudní 5 mm a bederní 9 mm, což odpovídá asi 1/3 výšky obratle.



Obrázek 3: Stavba lamel v anulus fibrosus (Kapandji, 2008)

Zatížení meziobratlové ploténky z biomechanického hlediska

Z biomechanického hlediska se rozlišuje statické a dynamické zatížení ploténky. Při statickém zatížení se chová ploténka jako destička složená z pružných prstenců, v jejichž středu je téměř nestlačitelný nukleus pulposus. Při tomto zatížení se prstence napínají a ploténka se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se obratle vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně, například smykem. Dochází přitom k malým pohybům nukleus pulposus. Anulus fibrosus je na jedné straně stlačován a na druhé namáhán v tahu. Nucleus pulposus se přitom přesouvá na stranu tahu a je tak závislý na dokonalé soudržnosti anulus fibrosus. Ploténka je nejvíce namáhána při kombinaci axiálního tlaku a rotace. Tím vznikají střižné síly, které pokud převyšují pevnostní parametry ploténky, způsobí popraskání lamel anulus fibrosus s následným vyhřeznutím nucleu pod páteřní ligamenta nebo až do páteřního kanálu (Dylevský, 2009b).



Obrázek 4: Pohyby nukleus pulposus v meziobratlové ploténce (Kapandji, 2008)

Při působení axiálního tlaku na ploténku dochází k nerovnoměrnému rozdělení kompresních sil, přičemž na nukleus pulposus působí 75% těchto sil a na anulus fibrosus pouze 25%. Nucleus však část těchto sil převádí na AF. Zátížení meziobratlových plotének roste se zmenšující se vzdáleností od kosti křížové, z čehož vyplývá, že nejzátíženějším segmentem je segment L5 – S1. U průměrného 80 kg vážícího muže je v klidové pozici na jeho ploténku v úseku L5 – S1 vyvíjen tlak o velikosti 37 kg. Pokud se k tomu přidá nevhodná asymetrická zátěž, může tlak několikanásobně vzrůst a dojde k přetížení a nevratnému poškození ploténky. Při zátížení velmi záleží na stavu ploténky. Při statickém zátížení dochází k oploštění nukleus pulposus a deformaci anulus fibrosus. Normální, zdravá ploténka by měla při působení tlaku o velikosti 100 kg poklesnout o zhruba 1,4 mm a rozšířit se. Pokud se stejnou silou zatíží byt' jen mírně poškozená ploténka, dojde k poklesu až o 2 mm bez návratu do své původní výšky po odstranění zátěže (Kapandji, 2008).

5 TVS – Transfer Vibration through Spine

Metoda TVS – Transfer Vibration through Spine – vychází z vlastnosti látek přenášet vlnění, které vždy nese nějakou formu energie (Maršík 2010). Většinou jde o energii mechanickou (zřídka o energii tepelnou či chemickou). Díky tomu, že mechanická energie vlny se superponuje na mechanickou energii obsaženou v jednotce objemu látky, je rychlost přenosu vlny, popř. i její útlum, spojena s těmi parametry látky, které hustotu mechanické energie charakterizují. Jednotlivé charakteristiky prostupující vlny jsou závislé na tom, jakým prostředím vlna prochází (Maršík et al., 2010).

Známe-li vstupní parametry vibrací, které vlny způsobují, a odezvu zkoumané látky, můžeme pak zpětně usuzovat na vlastnosti analyzované látky. Toho využívá metoda TVS, jež byla vyvinuta Mgr. Josefem Zemanem, Ph.D. za účelem diagnostiky materiálových vlastností axiálního systému.

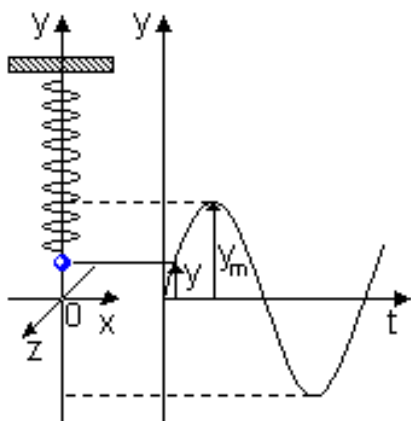
Metoda TVS spočívá v aplikaci buzení γ pulsy o pološířce 5ms. Vybuzený systém začne kmitat na jedné nebo několika vlastních frekvencích, kmity se přenášejí podél páteře a rezonanční frekvence je dána především tuhostí vazeb obratle, na něž působíme γ pulzem. Čím větší je tuhost vazeb na sousední obratel, tím vyšší rezonanční frekvenci je třeba očekávat. Meziobratlová ploténka, která je při přenosu kmitů příčně deformována, je zde jako tlumič přenášených vibrací (Zeman, 2008).

Po měření γ pulsy trávající celkově 20s následuje harmonické buzení obratle plynule se periodicky měnící od 5 Hz do 180 Hz. Buzení působí na obratel C7 a přenáší se podél axiálního systému. Akcelerometrickými snímači je snímáno zrychlení na trnových výběžcích obratlů Th1 až S1. Dále je buzení aplikováno na obratel L5 a odpověď je snímána akcelerometry na trnových výběžcích obratlů S1 a L4 až C7.

Při detekci odpovědi páteře na vstupní buzení se předpokládá, že rychlost přenosu vlny i její útlum je spojen s parametry tkání, kterými se vlnění šíří. Z rychlosti šíření vln můžeme zpětně charakterizovat změny v mechanických vlastnostech tkání. Dle Zemanové (2007) jsou již frekvence nad 15Hz dominantně přenášeny především samotnou páteří a jejím blízkým okolím, zatímco svalová okolní tkáň a žebra nemají primárně na přenos vibrací těchto frekvencí významný vliv – páteřní vibrace nejsou výrazně ovlivňovány. Mají tak vliv především sekundární, neboť udržují páteř ve stavu, který je pro daný přenos charakteristický.

Principem metody TVS – Transfer Vibration through Spine – je aktivní dobře definované buzení (pomocí frekvenčního generátoru) některého obratle a snímání odezvy.

Elektromagnetický budič metody TVS využívá **harmonické kmitání**. Jedná se o harmonický kmitavý pohyb, jehož časový diagram (graf závislosti okamžité výchylky na čase) má podobu sinusoidy (obr.5)



Obrázek 5: Harmonické kmitání (Reichl, 2013)

Rovnice harmonického kmitání je vyjádřena vzorcem:

$$y = \sin \omega t \quad (1)$$

$|y|$ – **okamžitá výchylka** kmitajícího bodu [m]

$|\omega|$ – **úhlová frekvence**, pro kterou platí $\omega = 2\pi/T = 2\pi f$ [$m \cdot s^{-2}$], kde T je perioda a f je frekvence určující počet kmitů za jednu sekundu [Hz]

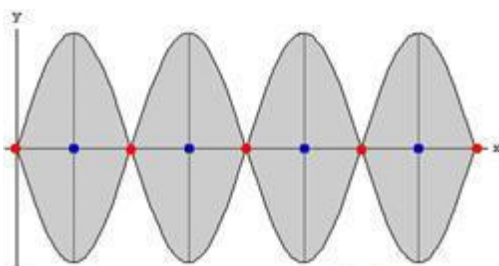
$|t|$ – **čas** [s]

Při harmonickém kmitavém pohybu se periodicky mění potenciální energie kmitání v energii kinetickou a naopak. Celková energie oscilátoru je konstantní a je rovna součtu klidové energie oscilátoru a energie kmitání dodané oscilátoru při uvedení do kmitavého pohybu. Energie kmitání je přímo úměrná druhé mocnině amplitudy výchylky a druhé mocnině úhlové frekvence vlastního kmitání (Reichl, 2013).

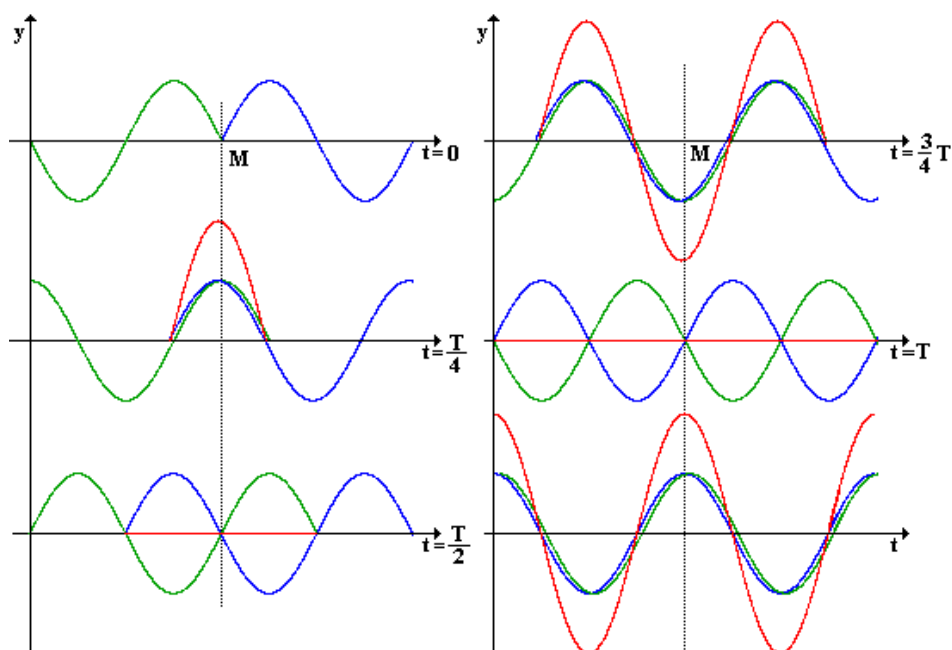
Při buzení kmitů metodou TVS vzniká na páteři **stojaté vlnění**.

Stojaté vlnění vzniká skládáním dvou proti sobě jdoucích postupných vlnění stejných parametrů. Kmitá-li jeden konec pružného vlákna trvale harmonicky, postupuje vlnění k jeho pevnému konci, tam se odráží a vrací se zpět ke zdroji a dochází ke skládání (interferenci) přímého a odraženého vlnění. Obě tato vlnění postupují stejnými rychlostmi opačného směru. U výsledného vlnění je amplituda výchylek jednotlivých bodů různá a průběh vlnění na vlákně vytváří dojem, že vlna jakoby „stojí“ na místě. Tento typ vlnění se nazývá stojaté vlnění.

Body s trvale největší amplitudou se nazývají *kmitny*, body s trvale nulovou výchylkou se nazývají *uzly* (obr.6). Vzdálenost dvou sousedních kmiten je $\frac{\lambda}{2}$. Na poloviční vzdálenosti mezi dvěma kmitnami je uzel, což je bod s nulovou amplitudou, a tudíž zůstává v klidu.



Obrázek 6: Znárodnění stojatého vlnění. Červené tečky zobrazují kmitny, modré uzly



Obrázek 7: Grafické znárodnění stojatého vlnění (Reichl, 2013)

Stojaté vlnění vzniká grafickou superpozicí dvou stejných vlnění postupujících opačným směrem proti sobě (*zelená vlna se šíří zleva doprava, modrá vlna se šíří zprava doleva*). Bod M , v němž se obě vlnění setkávají v čase $t=0$, kmitá s největší amplitudou výchylky. Matematický popis stojatého vlnění lze učinit následující funkcí:

$$y = 2y_m \sin 2\pi \frac{t}{T} \cos 2\pi \frac{x}{\lambda} \quad (2)$$

$|y|$ – okamžitá výchylka

$|t|$ – čas

$|T|$ – perioda

$|y_m|$ – počáteční výchylka

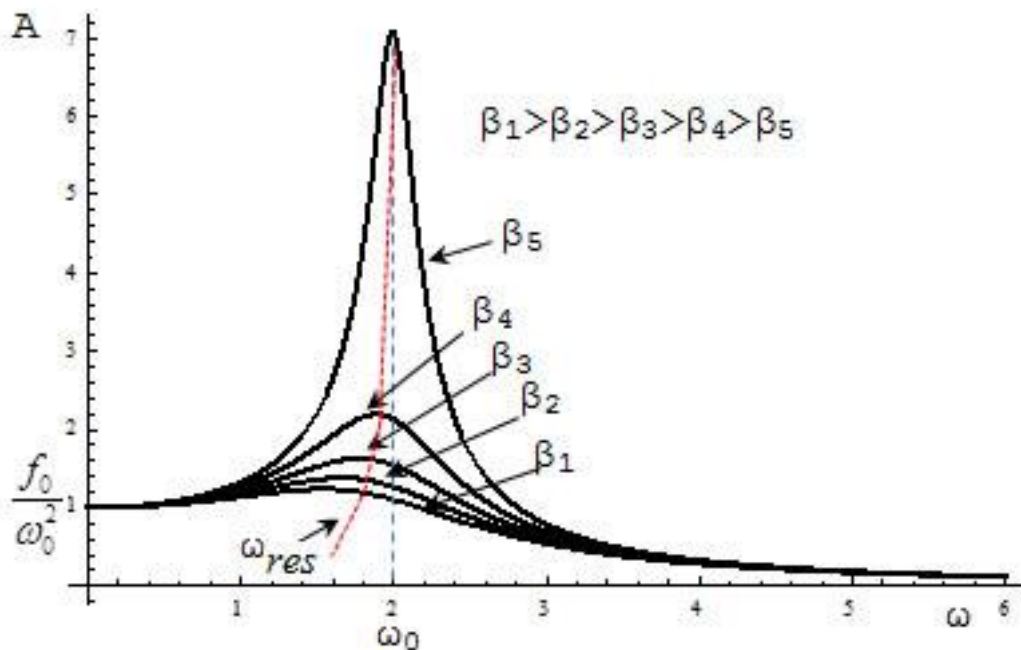
$|\lambda|$ – vlnová délka

$|x|$ – vzdálenost od počátku

5.1 Mechanický oscilátor

Mechanický oscilátor je mechanická soustava (kombinace hmotnosti a elasticity) se schopností kmitat. Pokud oscilátor kmitá bez působení vnější síly, jsou jeho kmity tlumené, a v tom případě se jedná o tzv. vlastní kmitání. Frekvence vlastního kmitání závisí jen na vlastnostech oscilátoru. Působením vnější síly na oscilátor dochází k jeho nucenému kmitání a amplituda kmitání pak neklesá (Karas, Otáhal, 1991). Pokud se budící frekvence přibližuje vlastní frekvenci oscilátoru, výrazně se zvýší amplituda kmitů. Největší je amplituda výchylky, když se frekvence síly vyvolávající kmitání rovná vlastní frekvenci oscilátoru.

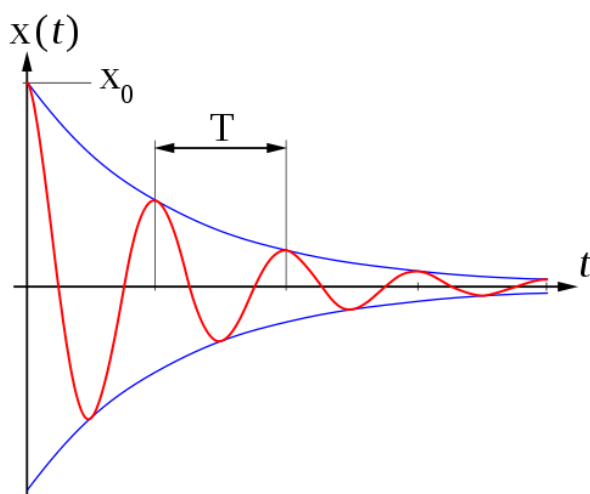
Maximum je tím ostřejší, čím méně se tlumí vlastní kmity. Tento jev se nazývá rezonance a graf závislosti amplitudy kmitů na frekvenci je nazýván rezonanční křivka (obr.8) (Maršík, 2010).



Obrázek 8: Rezonanční křivka, která představuje frekvenční amplitudové spektrum pro různé útlumové koeficienty (http://www.bog5.in.ua/lection/vibration_lect/lect4_vibr_eng.html)

Kmitání, u kterého se zmenšuje amplituda, se nazývá **tlumené kmitání**. Na velikost tlumení působí různé faktory prostředí. Každé kmitání je vždy tlumené, protože v praxi dochází ke ztrátám, disipaci nebo přeměně energie. Stejně to platí i u axiálního systému.

Páteř považujeme za řetěz pružně spojených obratlů, který díky elasticitě a viskozitě meziobratlové ploténky (včetně okolního vaziva) vykazuje v přiblížení malých výchylek stejné vlastnosti jako vzájemně vázané tlumené lineární oscilátory. Hodnoty rezonanční frekvence u axiálního systému jsou dány především tuhostí vazby rozvibrovaného segmentu. Výsledkem je odezva páteře na počáteční sílu a závisí na elasticitě přidružených tkání, meziobratlové ploténky a na celkové schopnosti těchto všech komponentů vibrace tlumit, případně přenášet (Zeman, 2008).



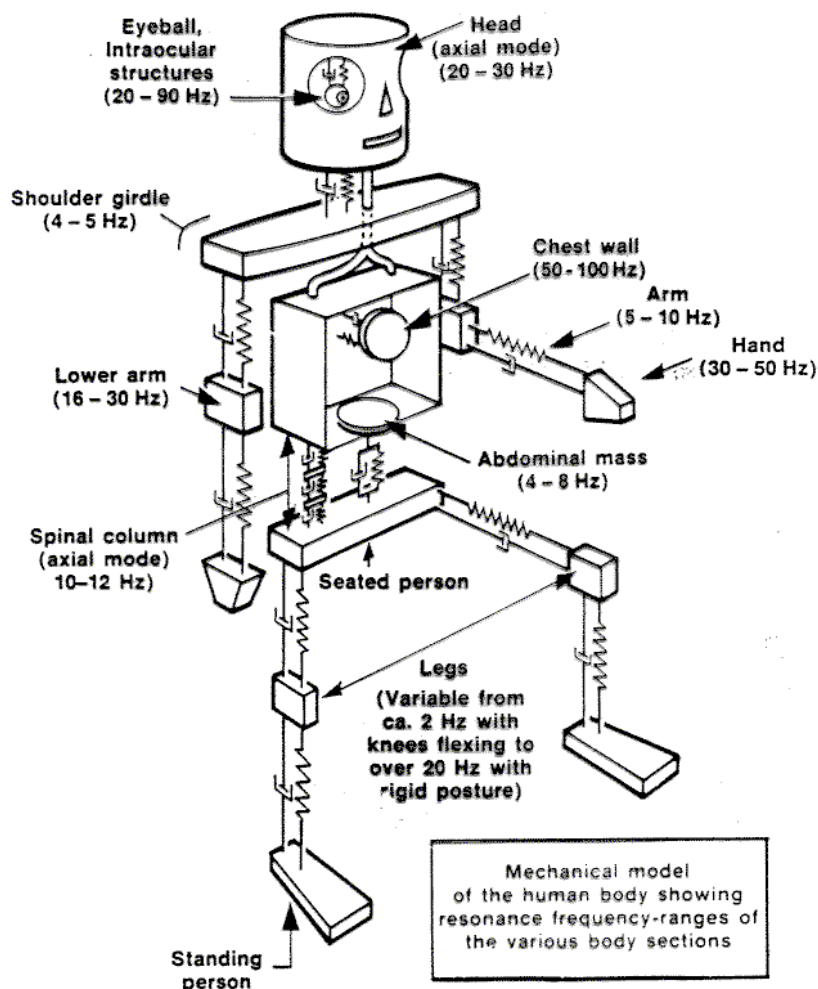
Obrázek 9: Graf tlumeného kmitání

5.1.1 Lidské tělo jako mechanický oscilátor

Lidské tělo je složitá soustava mechanických systémů, ve které má každý systém své reologické vlastnosti a svou vlastní frekvenci (Karas, Otáhal, 1991).

Z tohoto důvodu můžeme organismus považovat za mechanickou soustavu vykazující řadu rezonančních frekvencí. Reakce organismu na účinek vibrací je závislá na intenzitě, délce působení a směru vibrací. Dále je ovlivněna dalšími faktory jako například celkový fyzický a psychický stav, pozice těla (stoj, sed, leh,) a postavení jednotlivých komponent těla (postavení hlavy, končetin, atd.). Vnímání vibrací organismem je komplexní vjem zprostředkovaný pomocí receptorů a dalších struktur i funkčních systémů nervového aparátu (Paráková et al., 2008).

Human body resonance frequencies



Obrázek 10: Znárodnění rezonančních frekvencí jednotlivých částí lidského těla
(www.powerstandards.com)

Páteř může kmitat v různých ohybových módech. V práci Ravnika z roku 2005, který se zabíral měřením flekčních kmitů páteře, byla vyhodnocena vlastní frekvence páteře jako celku přibližně 5 Hz (Ravnik, 2005). Při měření dorzoventrálního pohybu páteře byla zjištěna vlastní frekvence hrudních obratlů okolo 18 Hz (Zeman, 2008).

Rezonanční frekvence závisí především na dvou veličinách – na hmotnosti a tuhosti systému. Platí, že čím je větší hmotnost, tím nižší rezonanční frekvencí systém kmitá. Taktéž platí závislost, že čím je systém tužší, tím se hodnota rezonanční frekvence zvětšuje (Navrátil, Pluhař, 1986).

5.2 Vibrace, studie

Vibrace působí na mechanickou i biologickou strukturu organismu člověka, přičemž vzájemná interakce těchto dvou struktur je závislá na vibračním podnětu, zátěžové historii organismu a aktuálním stavu organismu (Dylevský et al., 1997).

V zahraničních i domácích studiích jsou vibrace zmiňovány v souvislosti se třemi aspekty. Zkoumají vibrace jako negativní vliv vnějšího prostředí na lidský organismus. Dále se věnují vibracím jako terapeutické metodě a v neposlední řadě se jim věnují jako metodě diagnostické.

Následující kapitola bude věnována přehledu literatury zabývající se přenosem vibrací axiálním systémem.

5.2.1 Přenos vibrací axiálním systémem

Detekcí přenosu mechanické energie lidským tělem se celosvětově zabývá významná množství autorů, jako např. Prisby, Lafage-Proust, Malaval, Belli & Vico, 2008; Desmoulin, Yasin & Chen, 2007. Závěry těchto studií se však liší v hodnocení, zda mají vibrace pozitivní, nebo negativní dopad na lidské tkáně. To závisí na frekvenci, amplitudě a zrychlení vibrací a stejně tak na tom, zda jde o vibrace celotělové (Whole Body Vibration), nebo o vibrace konkrétních částí těla (Jelen et al., 2012).

Podle experimentálních studií je nízká amplituda vysokofrekvenčních vibrací na kostní tkáň anabolická a v klinických studiích jsou její účinky na kost různé. Existuje několik studií, které se tímto jevem zabývají. Jednou z nich je studie autorů Kiiskiho et al. (2008), která se zaměřila na zkoumání přenosu vertikálních sinusových vibrací na lidské tělo. Velikost amplitud se pohybuje v rozmezí 0,05-3 mm a frekvence v rozmezí 10-90 Hz. Zrychlení vyvolané vibracemi bylo hodnoceno pomocí trojosých akcelerometrů připevněných na kůži – na kotníku, kolenu, kyčli a lumbální páteři u čtyř mužů stojících na vysokovýkonné vibrační plošině. Maximální vertikální zrychlení vibrační platformy bylo v rozsahu od 0,04-19 v jednotkách G (gravitační konstanta Země). Značné zesílení ve vrcholových zrychleních nastaly mezi 10-40 Hz pro kotník, 10-25 Hz pro koleno, 10 - 20 Hz pro kyčelní kloub a 10 Hz pro páteř. Energie přenášené vibrace poklesla na desetinu až tisícinu energie dodávané platformou.

Přenos vibrací lidským tělem je složitý jev kvůli různorodým typům tkání v muskuloskeletálním systému člověka. Výsledky této studie tak mohou pomoci při hodnocení přenosu zrychlení segmentů těla vyvolaných vibracemi a modifikovaných

amplitudou a frekvencí. I když oslabení vertikálních vibrací při vyšších frekvencích je výhodné z pohledu bezpečnosti, amplitudy větší než 0,5 mm mohou způsobit vyšší vrcholové zrychlení, než může platforma poskytnout, a tak způsobit nebezpečí pro křehký muskuloskeletální systém. Ve výsledcích studie autoři zaznamenali zrychlení s vysokým vrcholem, které se nedalo vyvodit z teoretických výpočtů, proto je znalost rezonančního chování a poloh lidského těla v souvislosti se zdravotními problémy týkajícími se páteře a bolestí zad velmi důležitá (Kiiski et al., 2008).

Jinou studií zabývající se hodnocením celotělových vibrací je studie autorů Kitazakiho a Griffina z roku 1998. V této studii bylo vystaveno osm osob náhodné vertikální vibraci na nehybném sedadle bez opěradla (ve třech různých polohách). Na kůži připevněné akcelerometry zaznamenávaly pohyby páteře a pánve. Výsledkem byly různé pohybové odpovědi na vibrace s frekvencí pod 10 Hz. Při základní rezonanční frekvenci lidského těla (5 Hz) byla zaznamenána odpověď celého těla. Při frekvenci 8 Hz došlo ke zdvihnutí pánve, k flexi bederní a hrudní páteře a zdvihnutí hlavy. Při změně polohy ze vzpřímeného sedu do flekčního držení šířící se rezonanční frekvence klesla, čímž se prokázalo vyšší riziko zdravotních problémů páteře při jejím ohýbání (Kitazaki, Griffin, 1998). Výsledky této studie byly podpořeny jinou studií, na stejné téma, provedenou v roce 2012 autory Wangem a Rahmatallou.

V několika dalších studiích byly pro výzkum vlivu vibrací použity biomechanické modely páteře:

V roce 1995 provedli autoři Qassem a Othman studii, v níž figuroval model těhotné ženy. Jednalo se o elektrickou simulaci mechanického modelu 60 kg těhotné ženy, která byla vystavena horizontálním a vertikálním vibracím. Výzkum byl proveden pomocí počítačových programů (Micro-Cap II). Výsledky ukázaly, že mechanické vibrace ovlivní segmenty těla různě, v závislosti na jejich umístění, druhu vibrací a vývoji těhotenství. Vliv vibrací na tělo se liší segment od segmentu. Horizontální vibrace ovlivňují segmenty těla (rameno, horní část paže, hlava, hrudník, trup, krční páteř, hrudní páteř a bederní páteř) více než vertikální vibrace, zatímco hrudník je ovlivněn vertikálními vibracemi více než vibracemi horizontálními (Qassem, Othman, 1995).

Při výzkumu Fritze z roku 2000 byl využit biomechanický model podobný lidskému tělu, který se skládal z hlavy, krku, trupu a končetin. Tento model byl připevněn k vibrační desce, která byla rozvibrována harmonickým kmitáním. Posléze byla

zkoumána reakce modelu na vibrace. K největšímu přenosu vibrací došlo při frekvenci do 10 Hz.

V domácí literatuře pak najdeme studie, které se zabývají použitím vibrací jako diagnostické metody při stanovení celkového útlumu páteře.

Takovou studií je práce autorů Jelena et al. z roku 2012, jejímž cílem bylo ukázat na možnosti využití metody TVS při různém zatížení axiálních systémů a jejich klasifikaci. Studie se účastnily 4 osoby (dvě vrcholové gymnastky, jedna cvičenka věnující se soutěžně "rope skippingu" a těhotná žena). V této studii bylo využito metody TVS k detekci reologických vlastností osového systému v případě působení monotónní zátěže, kterou byla jízda automobilem u těhotné ženy a tréninková zátěž u moderní gymnastiky a cvičenky "rope skippingu". Gymnastky byly změřeny před zátěží, kterou představoval 2hodinový gymnastický trénink – impaktní zátěž, a znovu po tréninku.

V případě cvičenky "rope skippingu" bylo měření taktéž provedeno před tréninkem (skákání přes švihadlo – impaktní i frekvenční 2 hodinová zátěž), a druhé měření proběhlo po tréninku. Těhotná žena absolvovala měření před a po krátkodobé (45 minutové) jízdě automobilem, třetí měření pak proběhlo po dlouhodobější (120 minutové) jízdě automobilem.

Výsledky analýzy dat ukazují na změny v biomechanických vlastnostech tkání AS před a po zátěži. V případě těhotné ženy při monotónní vibrační zátěži způsobené řízením automobilu se projevila menší reakce AS po kratší jízdě a výraznější diferencovaná reakce po jízdě delšího trvání, která představovala větší zatížení. Nejvýraznější reakce AS v obou případech byla při rezonanční frekvenci přibližně 35 Hz. Výsledky měření dvou gymnastek ukazují, že tlumící schopnost páteře se cvičením snižuje. Analyzovaný byl úsek Th1 - TH6 s buzením mechanického vlnění na C7. U gymnastky A došlo k lepšímu tlumení vibrací (téměř až o dvojnásobek) než v případě gymnastky B. U obou gymnastek se únavou (po dvouhodinovém tréninku) objevují náznaky nových vazeb. V případě gymnastky A v oblasti 25 Hz, u gymnastky B při 40 Hz a 67 Hz, z čehož vyplývá, že se do funkce zapojují u každé gymnastky jiné nové stabilizační mechanismy. Rozdílnou odpověď ve většině frekvenčního pásma, ale při zátěži jiného typu, vykazuje AS cvičenky "rope skippingu". V tomto případě došlo po zatížení ke zlepšení útlumu na rozdíl od gymnastek. Z výsledků vyplývá, že u těhotné ženy a cvičenky "rope skippingu" se tlumící schopnosti AS po zatížení zlepšily. Tuto skutečnost autoři vysvětlují tím, že aplikovaná zátěž zapříčinila vzhledem

k individuálnímu stavu AS zlepšení útlumových charakteristik jeho jednotlivých prvků. Realizovaná zátěž u gymnastek způsobila opačnou reakci AS z důvodu extrémního tréninkového zatížení, útlumové charakteristiky jednotlivých komponent AS se zhoršily. Jak vyplývá z výsledků, pomocí metody TVS je možné analyzovat odpovědi axiálního systému člověka v hypokinetických i hyperkinetických zátěžových režimech (Jelen et al., 2012).

6 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY

6.1 Cíl práce

1. Detekovat odpověď jednotlivých obratlů axiálního systému na definované buzené mechanické kmitání od obratle C7.
2. Stanovení útlumových charakteristik sledovaných úseků axiálního systému.

6.2 Výzkumné otázky

1. Bude mít vibrační vlna charakter postupné vlny?
2. Které obratle budou kmitat s maximální amplitudou?
3. Nastane stejný reciproční amplitudový poměr u všech segmentů páteře při buzení od C7 v porovnání s buzením od L5?

6.3 Hypotézy

Hypotéza 1: Vlivem těhotenství dojde k reologickým změnám páteře ve smyslu snížení schopnosti aktivně tlumit vibrace, což se projeví nárůstem tuhosti páteře u všech probandů.

Hypotéza 2: Vlna vibrací bude procházet axiálním systémem gravidní ženy plynule s postupným charakterem.

Hypotéza 3: Nejtěžšími segmenty s nejhorsími tlumíci vlastnostmi budou u gravidních žen obratle bederní páteře a nejpružnější segmenty s nejlepšími tlumíci vlastnostmi budou segmenty hrudní páteře.

7 METODIKA PRÁCE

Následující části diplomové práce budou věnovány popisu provedeného výzkumu, testované skupiny, postupu získávání a vyhodnocování dat a zhodnocení výsledků.

7.1 Plán výzkumu a vymezení práce

Metoda měření:

- Přístroj TVS – Transfer Vibration through Spine

Měřené parametry:

- schopnost axiálního systému přenášet vibrace
- propustnost vibrací jednotlivých obratlů vyjádřena v procentech
- propustnost vibrací celé páteře vyjádřena v procentech
- celkový útlum páteře

Časové vymezení:

- Měření probíhalo ve dvou fázích. První fáze měření proběhla u gravidních žen ve 13.- 20. týdnu těhotenství, druhé měření proběhlo s odstupem 12 - 16 týdnů vzhledem k zajištění bezpečnosti a komfortu gravidních žen. Každé měření trvalo cca jednu hodinu a bylo provedeno mezi 12.- 17. hodinou a to jak v první, tak i ve druhé fázi měření.

7.2 Pomůcky

- Přístroj TVS
- Počítač
- Pevný dřevěný stůl
- Antidekubitní matrace s výřezem pro břicho gravidních žen
- Podložka hlavy
- Oboustranná lepicí páska

7.3 Zkoumaný soubor

Zkoumaný soubor se skládal ze 6 probandů – gravidních žen.

Homogenita skupiny byla zabezpečena na základě výběru podle několika kritérií:

- Gravidita mezi 12.- 20. týdnem těhotenství

- věk, jehož hranice byla 25-28 let
- axiální systém probandů bez známého patologického onemocnění
- bez antikoncepce alespoň 2 roky před 1. měřením

Tabulka 1: Údaje o jednotlivých probandech

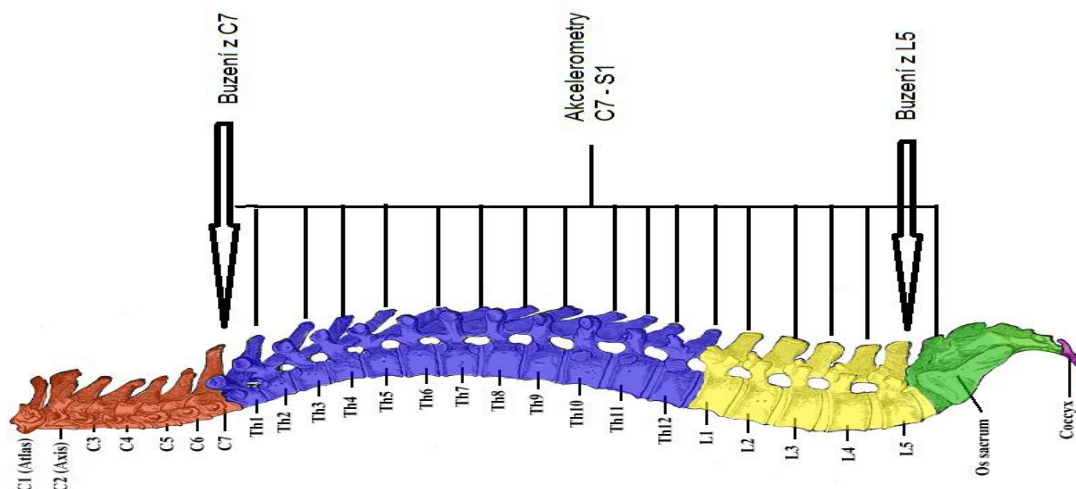
Probandi	Věk	Stupeň těhotenství 1.Měření	Stupeň těhotenství 2.Měření	Váha 1.Měření	Váha 2.Měření	Počet předchozích těhotenství
Žena 1	26 let	18.týden	30.týden	65	70	0
Žena 2	26 let	14.týden	30.týden	58	64	0
Žena 3	25 let	20.týden	33.týden	66	75	0
Žena 4	25 let	20.týden	32.týden	68	72	1
Žena 5	27 let	13.týden	25.týden	62	68	1
Žena 6	28 let	13.týden	26.týden	54	60	0

7.4 Organizace výzkumu

Měření probíhalo v biomechanické laboratoři na Fakultě tělovýchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.

Každý proband byl předem seznámen s průběhem výzkumu. Od každé ženy byla odebrána vstupní data a byla zvážena. Po desetiminutové fázi klidu proběhla příprava na měření, která trvala zhruba dalších deset minut, čímž byly zajištěné shodné podmínky pro všechna měření, kdy samotné měření proběhlo až po dvaceti minutách klidu (10 minut sed + 10 minut leh) po příchodu probandů.

Měření probíhalo v poloze leh na břicho na antidekubitní speciálně tvarované matraci s výřezem pro břicho gravidní ženy, která byla umístěna na tvrdém dřevěném stole dobře tlumícím vibrace. Poloha na břicho zajišťuje maximálně uvolněné kosterní svalstvo a je eliminováno kmitání ostatních částí těla, zejména končetin a hlavy. V důsledku toho bylo minimalizováno znehodnocení měřeného signálu. Díky této poloze byla vyloučena odlišná poloha těla vyšetřovaných během měření. Probandi byli instruováni k relaxaci během měření, aby byla eliminována nežádoucí aktivita kosterních svalů. Napřimění páteře bylo zajištěno podložením hlavy, tak aby byla v ose s celým tělem.

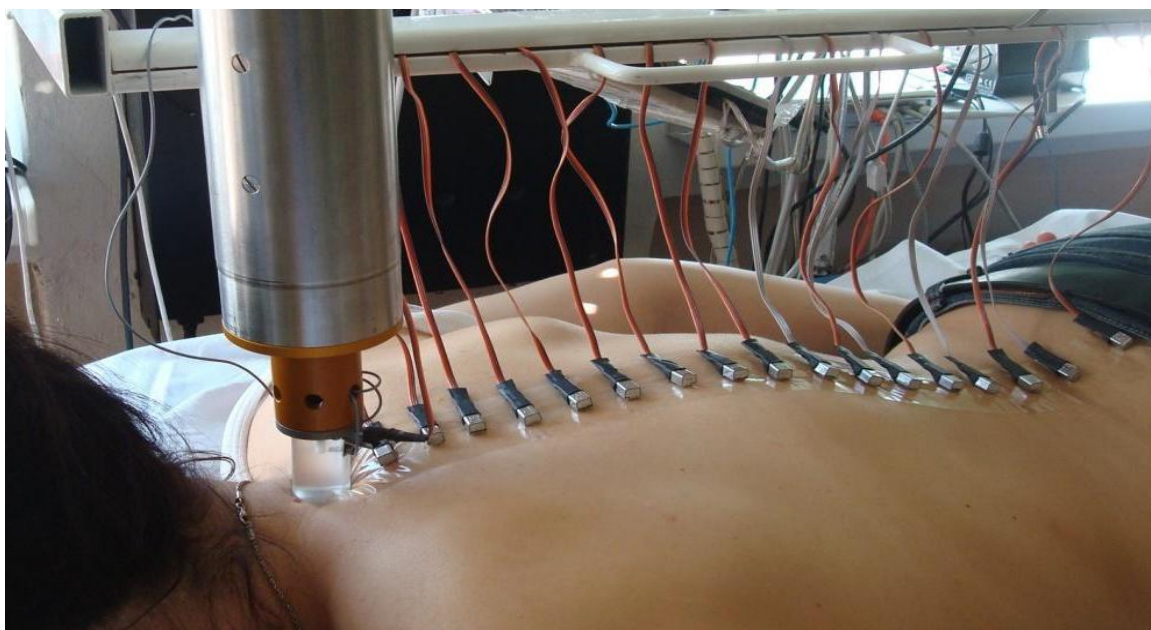


Obrázek 11: Schéma páteřního sloupce a označení míst, kde je aplikováno vibrační buzení a kde je snímáno zrychlení povrchními akcelerometry

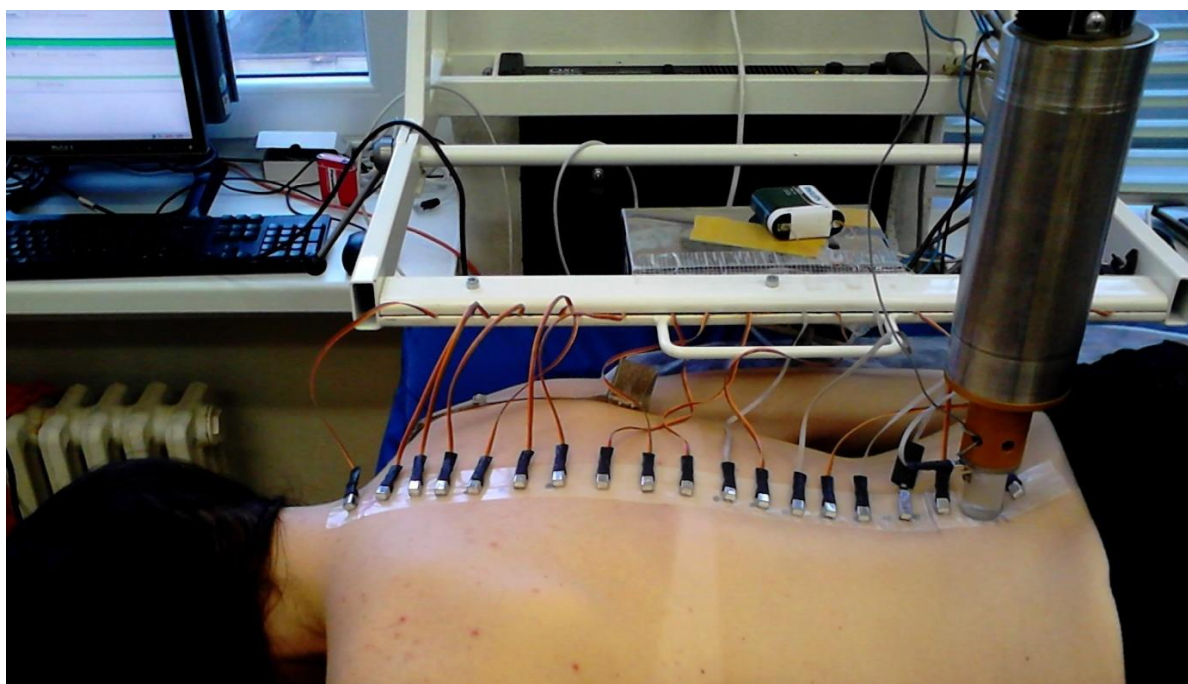
Před začátkem měření přenosu vibrací byly po odmaštění kůže označeny trny jednotlivých obratlů od obratle C7 po S1. Obratle byly označeny při poloze vyšetřovaného v lehu na břicho, jelikož poloha trnů se proti kůži ve stoji a v lehu změní.

Po označení trnů byl pomocí oboustranné lepicí pásky přilepen na každý trnový výběžek páteře akcelerometrický snímač.

Buzení bylo realizováno elektromechanickým měničem – vibrátorem, který byl přitlačen na trnový výběžek obratle C7 a poté L5 (obr.11). Kontakt mezi vibrátorem a trnem buzeného obratle byl zajištěn dostatečným přitlakem vibrátoru o síle 10N. Budič byl vybavený tenzometrem, který umožňoval určit mechanickou impedanci buzených obratlů a dokázal se přizpůsobit dechové vlně.



Obrázek 12: Průběh měření diagnostickou metodou TVS – elektromechanický vibrační budič umístěn na trnovém výběžku obratle C7 (buzení od C7) (archiv autora)



Obrázek 13: Průběh měření diagnostickou metodou TVS – elektromechanický vibrační budič umístěn na trnovém výběžku obratle L5 (buzení od L5) (archiv autora)

7.5 Průběh měření

Samotné měření TVS má čtyři fáze:

1. Buzení C7 γ pulzem – impakt na trnový výběžek o pološířce 5 ms. Sled těchto poklepů na trnový výběžek C7 trvá celkově 20 s, vyšetřovaný nedýchá, snímá se přenos kmitů na všechny trnové výběžky od sousedního obratle Th1 po S1.
2. Harmonické buzení C7 – vibrátorem přiloženým na trnový výběžek obratle C7 je buzeno spektrum vibrací od 5 do 180 Hz. Frekvence buzených vibrací se plynule mění od 5 Hz do 180 Hz, aby nedocházelo k adaptaci systému na určitou frekvenci a také k zatěžování nervově-svalového aparátu rezonančním kmitáním. Tato 3 minutová sekvence vibrací se v jednom měření 3 krát opakuje. Takto vybuzené kmity se šíří podél axiálního systému, kde je snímána rychlost a zrychlení trnových výběžků Th1 až S1 povrchovými akcelerometrickými snímači.
3. Buzení L5 γ pulzem – impakt na trnový výběžek o pološířce 5 ms. Sled těchto poklepů na trnový výběžek obratle L5 trvá celkově 20s, vyšetřovaný nedýchá, zrychlení je snímáno na sousedním trnovém výběžku S1 a trnových výběžcích obratlů L4 až C7.
4. Harmonické buzení L5 (spektrum frekvencí a jejich průběh je stejné jako při buzení z obratle C7). Takto vybuzené kmity se šíří podél axiálního systému, kde je snímáno zrychlení na trnovém výběžku obratle S1 a obratlů L4 až C7 (Panská, 2012).

7.6 Detekce a analýza dat

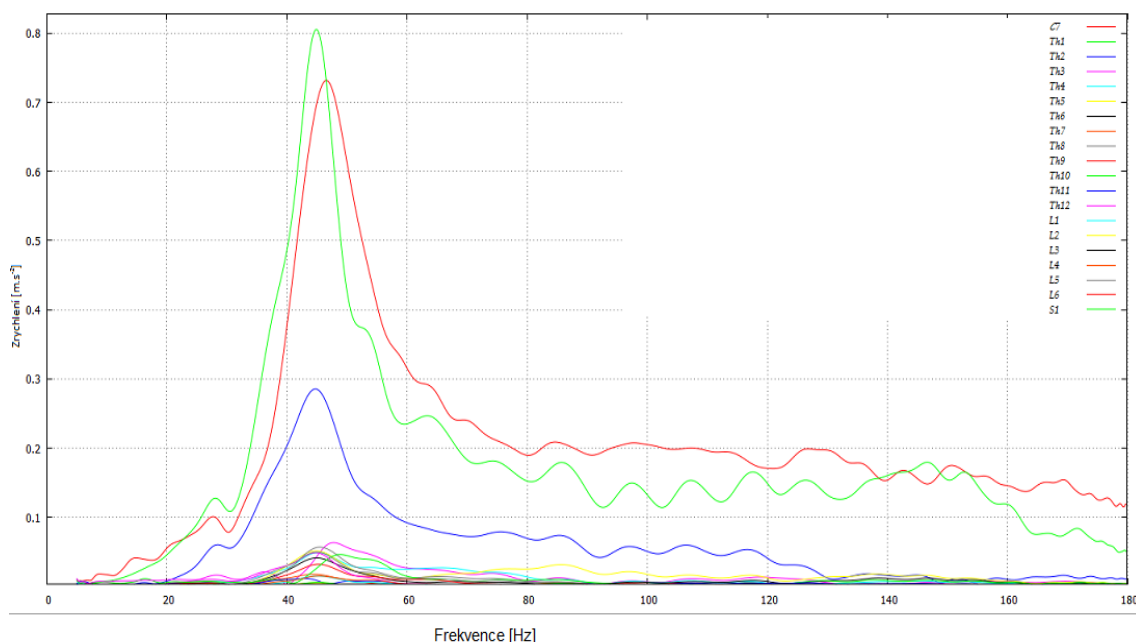
Jednoosé akcelerometry zaznamenávaly dorzoventrální zrychlení na obratlích C7 – S1. Byla změřena i síla a zrychlení elektromagnetického budiče na buzeném obratli. Akcelerometry byly propojené s detekčním boxem, který byl přes USB rozhraní připojen k notebooku. Data byla detekována 16 bitovým převodníkem s rychlostí vzorkování 1024 vzorků za sekundu (Panská, 2012).

Data jsou dále zpracovávána pro účely této práce následovně. Pro danou právě buzenou frekvenci je určena amplituda a fáze kmitů pro každý z 20 obratlů. Vzhledem k buzení aplikovanému na obratel C7 i L5 a třem opakováním plynule se měnícího frekvenčního skenu získáme z každého měření šest hodnot dosažené amplitudy. Hodnota frekvence se měnila od minimální hodnoty 5 Hz do maximální hodnoty 180 Hz s periodou 120 sekund. V této formě se nacházela data pro každý měřený obratel C7-S1 (obr.14).

#sample	freq	ampl	phase	sin	cos	weight
0	5.000000	0.001025	-0.730531	0.000764	-0.000684	
	0.003617					
20	5.000020	0.001027	-0.735754	0.000761	-0.000689	
	0.003613					
40	5.000081	0.001028	-0.740993	0.000758	-0.000694	
	0.003610					
60	5.000183	0.001029	-0.746247	0.000756	-0.000699	
	0.003606					
80	5.000325	0.001031	-0.751513	0.000753	-0.000704	
	0.003602					
100	5.000508	0.001032	-0.756789	0.000751	-0.000709	
	0.003598					
120	5.000732	0.001034	-0.762071	0.000748	-0.000714	
	0.003595					
140	5.000996	0.001035	-0.767358	0.000745	-0.000719	
	0.003590					
160	5.001301	0.001037	-0.772646	0.000742	-0.000724	
	0.003586					
180	5.001647	0.001038	-0.777933	0.000740	-0.000729	
	0.003582					
200	5.002034	0.001040	-0.783215	0.000737	-0.000734	
	0.003578					
220	5.002461	0.001041	-0.788490	0.000734	-0.000739	
	0.003574					
240	5.002928	0.001043	-0.793755	0.000731	-0.000744	
	0.003569					
260	5.003437	0.001044	-0.799005	0.000728	-0.000748	
	0.003565					
280	5.003986	0.001046	-0.804238	0.000726	-0.000753	
	0.003560					
300	5.004575	0.001048	-0.809451	0.000723	-0.000758	
	0.003556					
320	5.005206	0.001049	-0.814640	0.000720	-0.000763	
	0.003551					

Obrázek 14: Ukázka části vstupních dat v digitální podobě získaných metodou TVS

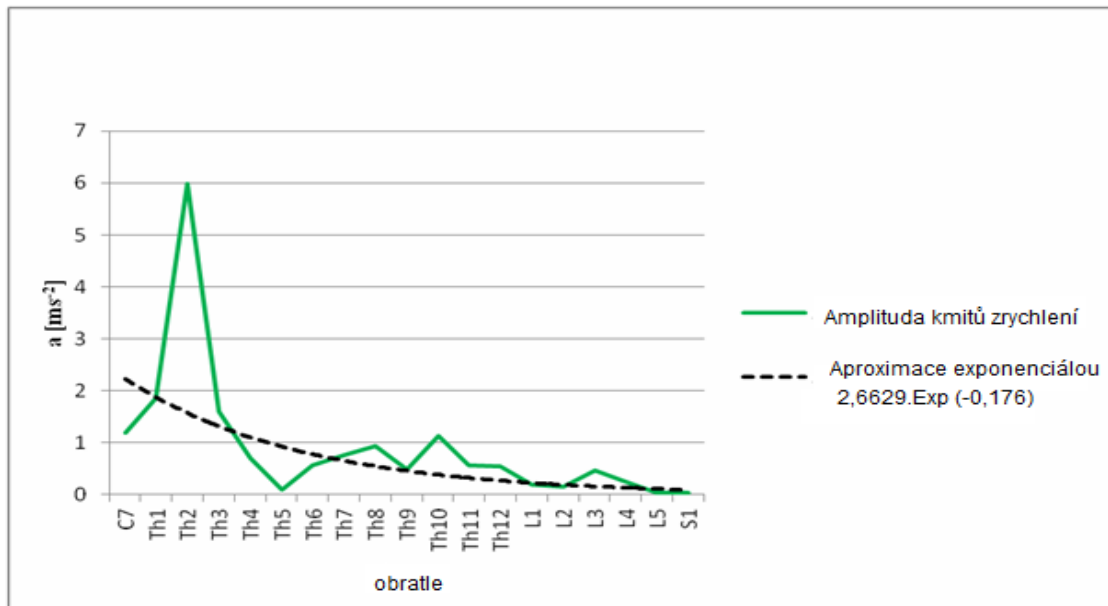
Vstupní data byla zpracována v programu pro tvorbu grafů Gnuplot, kam byla zadávána data pro všechny trnové výběžky. Výsledkem je graf závislosti amplitudy (zrychlení) na frekvenci jednotlivých obratlů (obr.15).



Obrázek 15: Graf závislosti zrychlení jednotlivých obratlů na frekvenci

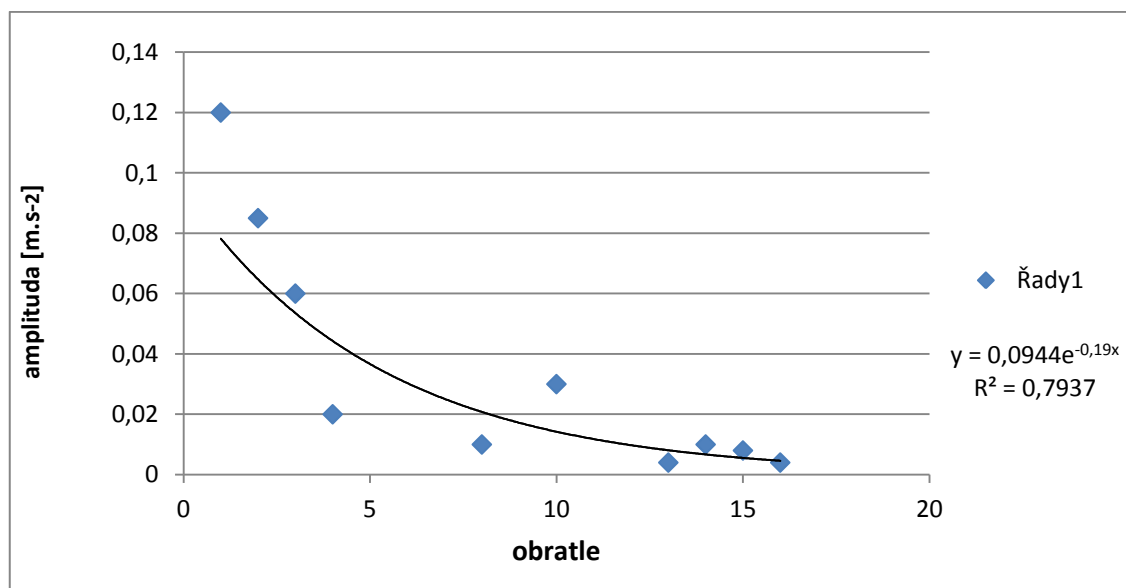
Z výše uvedeného grafu lze určit kmitny a uzly pro všechny rezonanční frekvence každého obratle páteře.

Na základě přenesených údajů z tohoto grafu dostaneme graf závislosti nejvýznamnějších obratlů a jejich amplitud (obr.16).



Obrázek 16: Graf amplitudy kmitů zrychlení na jednotlivých obratlích při rezonanční frekvenci 72Hz

Z takto získaných údajů je možné stanovit útlum páteře β a rezonanční kmitočet daného úseku a dále lze z těchto parametrů stanovit reakci daného úseku páteře na vibrace. Při šíření vibrací páteří z jednoho konce na druhý (od C7-S1 popřípadě od L5-C7) se absorbuje přibližně stejné procento energie. Množství absorbované energie je možné zjistit z grafu amplitudy kmitů zrychlení na jednotlivých obratlích (obr.17).



Obrázek 17: Graf závislosti obratlů a jejich amplitud

Útlum jednoho obratle se označuje U a je popsán pomocí koeficientu útlumu (β). Hodnotu koeficientu útlumu (β) zjistíme proložením grafu exponenciálou trendovou čarou v programu MS Excel. Číselná hodnota koeficientu útlumu (β) je vždy větší než 0 (kvůli reologickým vlastnostem biologických tkání a kvůli absorpci energie tkáněmi). Hodnota menší než 0 by značila, že signál šířící se páteřním kanálem roste, což není možné.

Množství energie, kterou intervertebrální disk propouští, je možné z tohoto koeficientu určit pomocí následující rovnice:

$$U = e^{-\beta} \quad (3)$$

$|U|$ – útlum jednoho obratle

$|\beta|$ – koeficient útlumu

Rovnici je možné vypočítat exponenciální funkci v programu MS Excel (Zeman, 2008).

Útlumová energie připadající na jednotku hmotnosti IVD je stejná podél celé páteře, z čehož plyne, že pokud je počet meziobratlových plotének měřeného subjektu 23, tak celkový útlum páteře (U_c) lze vypočítat podle vzorce:

$$U_c = 1/U^{23} \quad (4)$$

$|U_c|$ – celkový útlum páteře

$|U|$ – útlum jednoho obratle (Zeman, 2008)

8 VÝSLEDKY

Výsledky získané měření metodou TVS byly u všech 6 probandů zpracovány stejným způsobem. Při jejich zpracování jsem se zaměřila na detekci a analýzu změn biomechanických vlastností axiálního systému při šíření vibrací od obratle C7. V jednom případě jsem provedla analýzu dat i při buzení vibrací od obratle L5. Vyhodnocená data poskytují informaci o změnách biomechanických vlastností axiálního systému v průběhu těhotenství.

Na následujících stranách budou zobrazena graficky zpracovaná data vyjadřující reakci axiálního systému v průběhu těhotenství u všech šesti probandů. Vždy bude uvedena dvojice grafů vyjadřující reakci jednotlivých obratlů a jejich amplitud na provedené buzení od C7 (popř. L5) na začátku těhotenství a s odstupem 12 - 15 týdnů. Dále budou uvedeny grafy vyjadřující reakci jednotlivých obratlů a jejich amplitud na provedené buzení od C7 (popř. L5) zvlášť pro úsek hrudní a zvlášť pro úsek lumbální páteře. Pro přehlednost bude uvedena u každého probanda tabulka hodnot vyjadřující změny biomechanických vlastností axiálního systému v průběhu těhotenství.

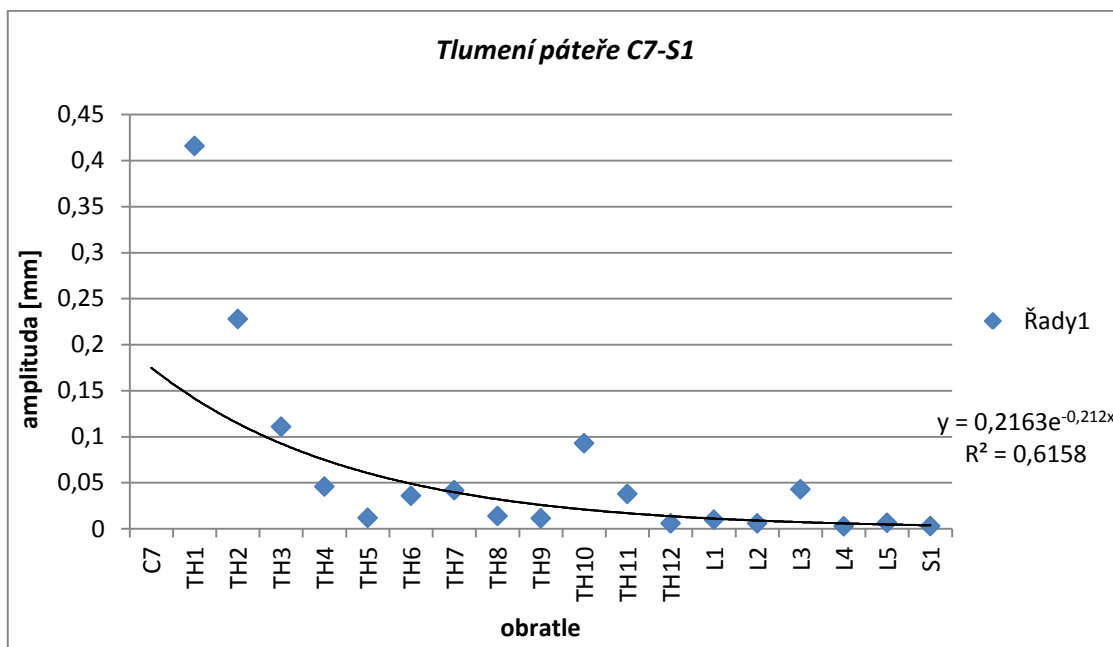
Při grafickém zobrazení naměřených hodnot jsou na ose X uvedeny jednotlivé obratle dle anatomického názvosloví počínaje sedmým krčním obratlem C7 a konče křížovou kostí označenou S1. Na ose Y je vyjádřena amplituda jednotlivých obratlů, která vyjadřuje odezvu obratlů na buzenou vibraci. Hodnota frekvence, kterou bylo buzení provedeno, bude uvedena pod grafem. Každý graf je proložen exponenciální funkcí označenou rovnicí ve tvaru $y = e^{-bx}$, kde b je koeficient útlumu páteře. Pomocí tohoto koeficientu můžeme určit množství energie, kterou propouští intervertebrální disky a které se vypočítá pomocí rovnice (č.3). Útlumová energie připadající na jednotku hmotnosti meziobratlové destičky $|U|$ je stejná podél celé páteře, takže pokud je počet meziobratlových destiček roven 23, zjistíme celkový útlum páteře $|U_c|$ z rovnice (č.4). Obě tyto vypočtené hodnoty jsou uvedeny v tabulce u každého probanda.

Dále bude u každého probanda uvedena tabulka, která hodnotí změnu rezonanční frekvence $|\Delta \omega|$ a uvádí procentuální změnu tuhosti páteře $|\Delta k|$.

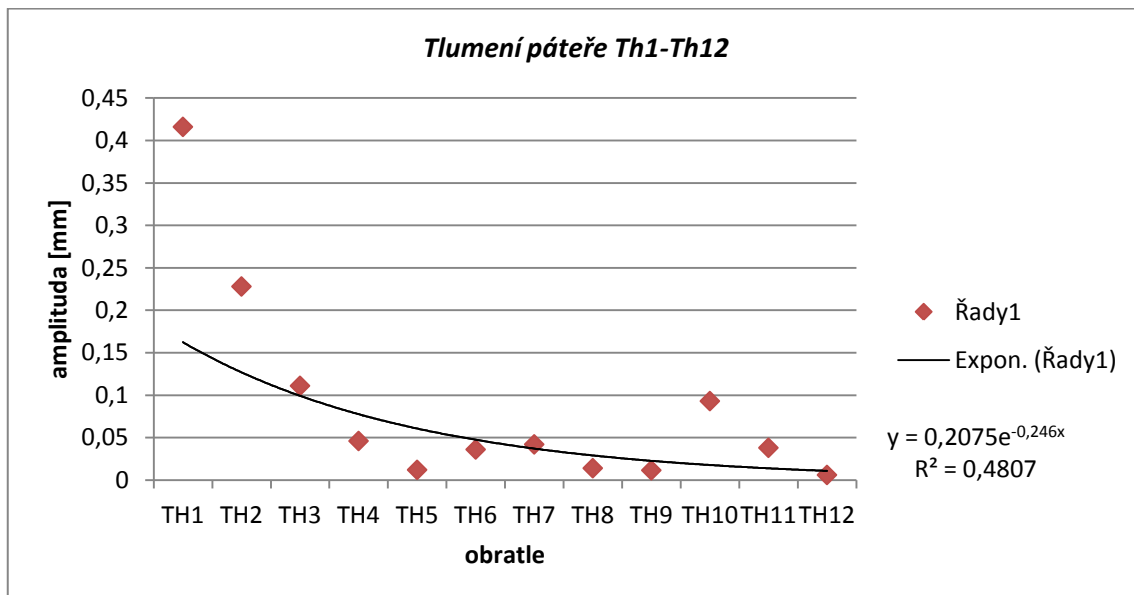
PROBAND 1

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

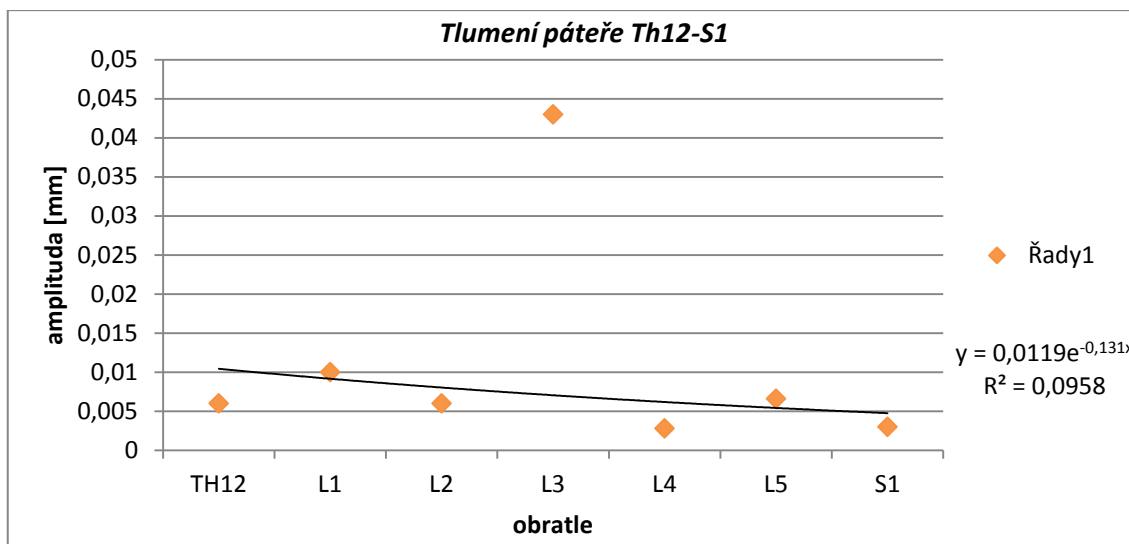
1.měření (18.týden gravidity)



Obrázek 18: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací v 18. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 82 Hz



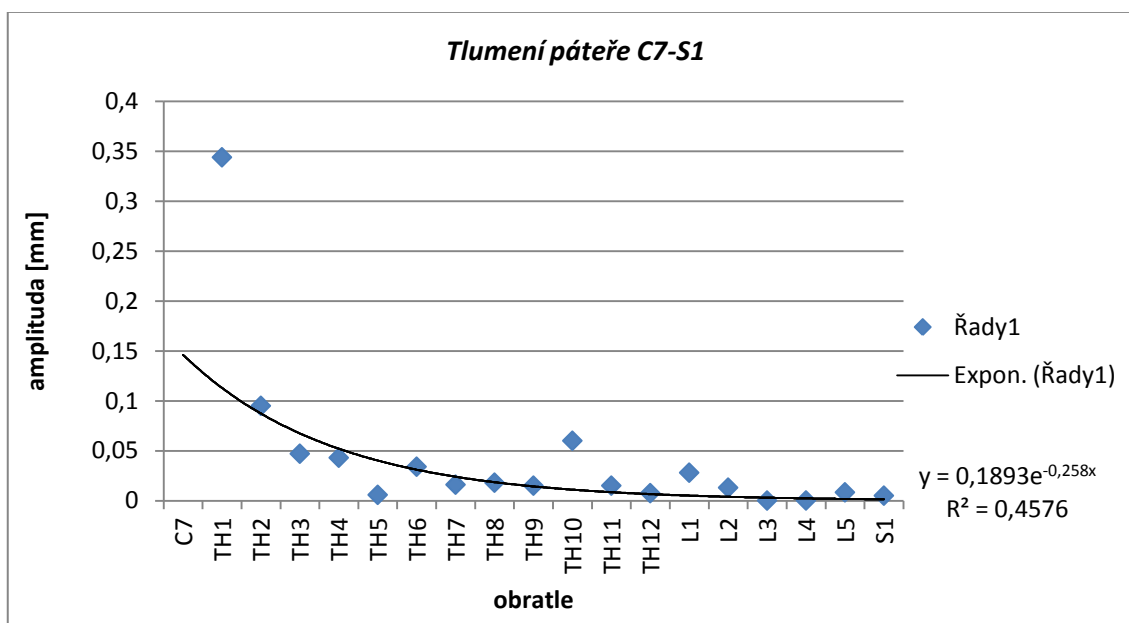
Obrázek 19: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací v 18. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 82Hz



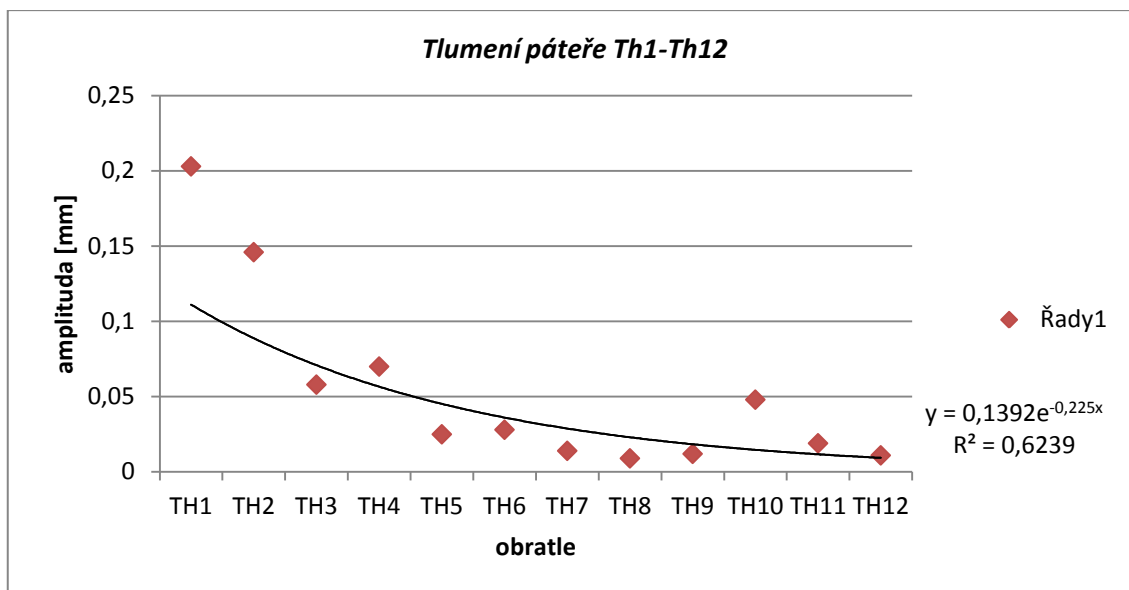
Obrázek 20: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací v 18. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 82 Hz

Z výše uvedených grafů je patrné, že při rezonanční frekvenci 82 Hz je při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy v 18.týdnu těhotenství, vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což lze určit z koeficientu útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře (Th1-Th12) hodnotu 0,24 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,13. Obratel Th12 je považován za hraniční obratel, a proto je zahrnut v obou měřeních.

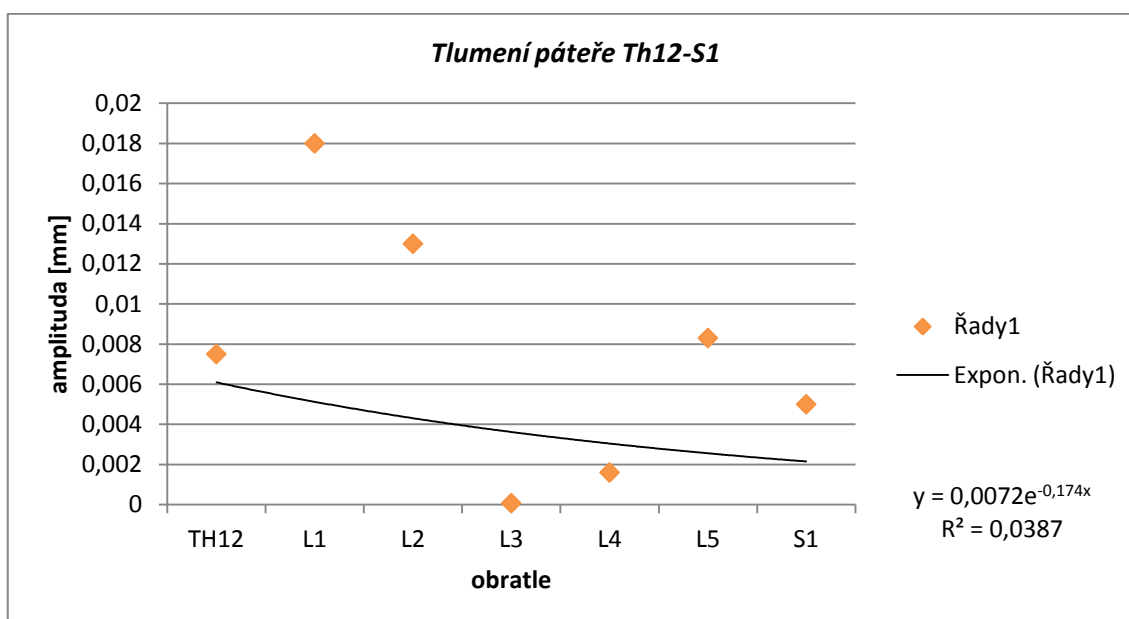
2.měření (30.týden těhotenství)



Obrázek 21: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 81 Hz



Obrázek 22: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 81Hz



Obrázek 23: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 81 Hz

Z výše uvedených grafů je patrné, že při rezonanční frekvenci 81 Hz při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 30.týdnu těhotenství, vlnu vibrací lépe tlumí úsek hrudní páteře než úsek páteře lumbální, což určuje koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře (Th1-Th12) hodnotu 0,20 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,17. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 2: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému v 18.týdnu a ve 30.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	Uc [1]
1.měření (18.týden)	82	0,21	81	125
2.měření (30.týden)	81	0,25	78	314

|f| – rezonanční frekvence

|\beta| – koeficient útlumu

|U| – útlum jednoho obratle

|Uc| – útlum celé páteře

Tabulka 3: Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (18.týden) a při 2.měření (30.týden)

f [Hz] 1.měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
99	96	-3	-3

|f| – rezonanční frekvence

|\Delta\omega| – rozdíl rezonančních frekvencí

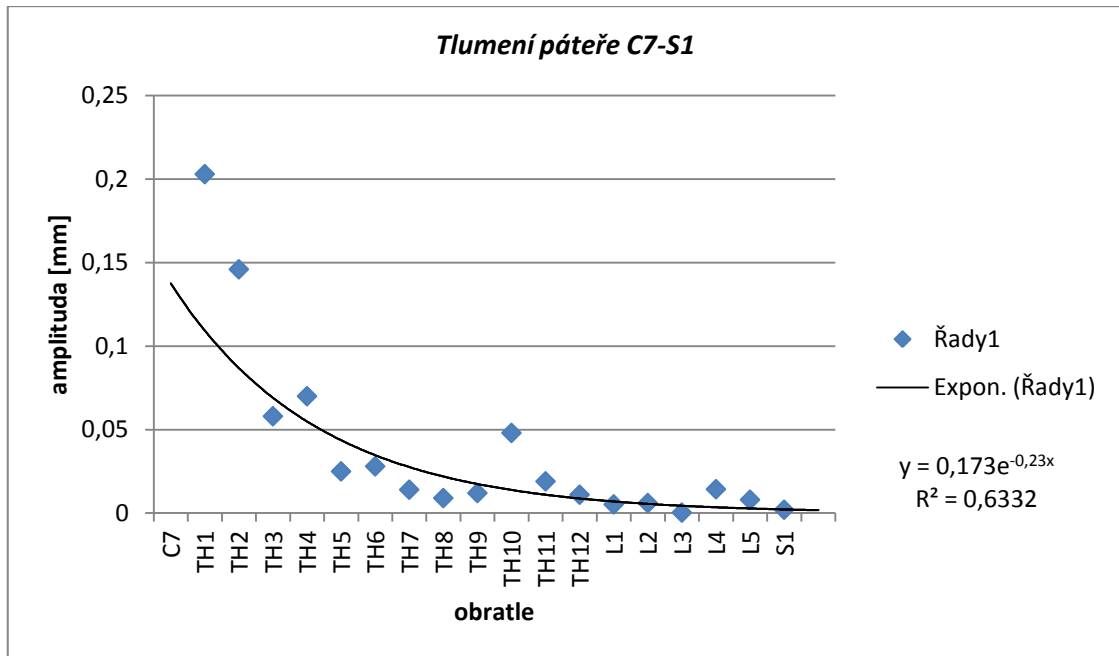
|\Delta k| – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z číselného vyjádření je patrné, že u probanda 1 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 3 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře v 18.týdnu těhotenství a ve 30.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Z tabulky je patrné, že tuhost páteře poklesla o 3 %, což znamená, že páteř má o něco větší tuhost na začátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře mírně klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

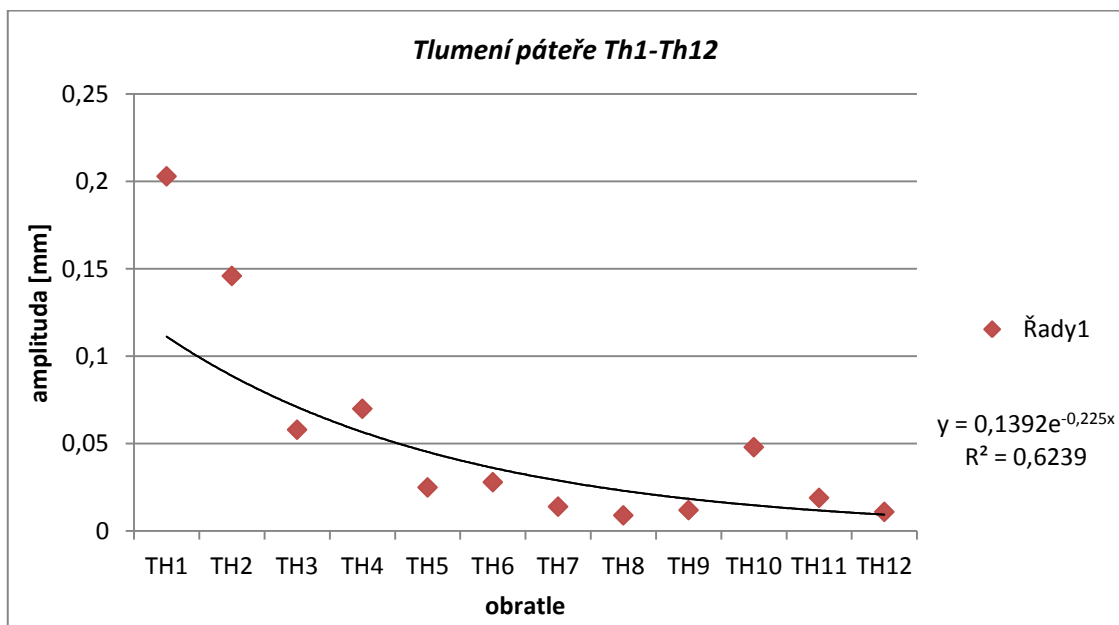
PROBAND 2

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

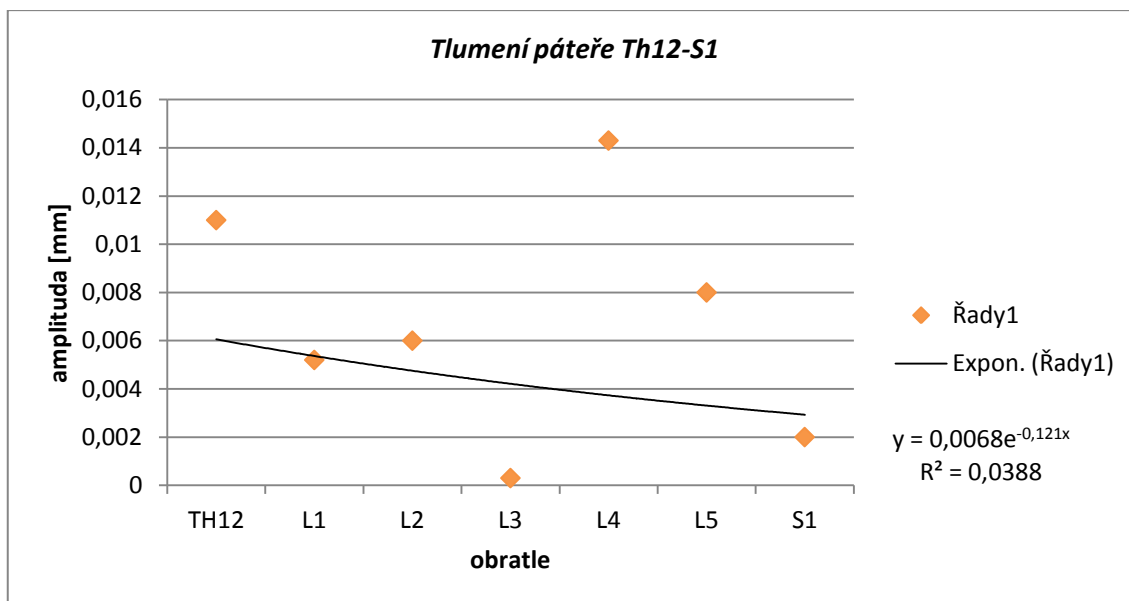
1.měření (14.týden gravidity)



Obrázek 24: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 14. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 67 Hz



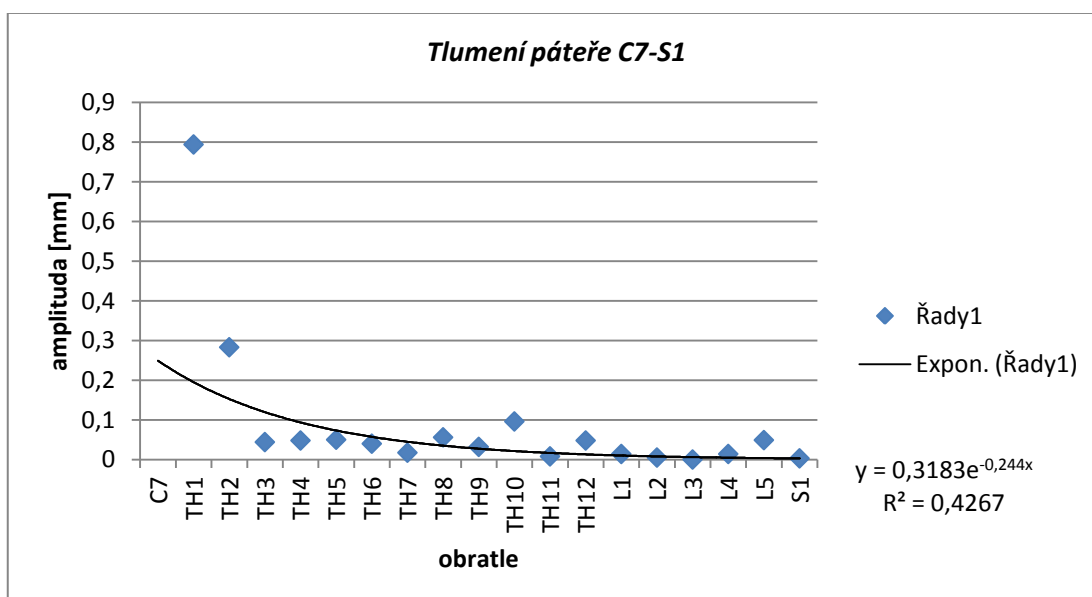
Obrázek 25: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 14. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 67 Hz



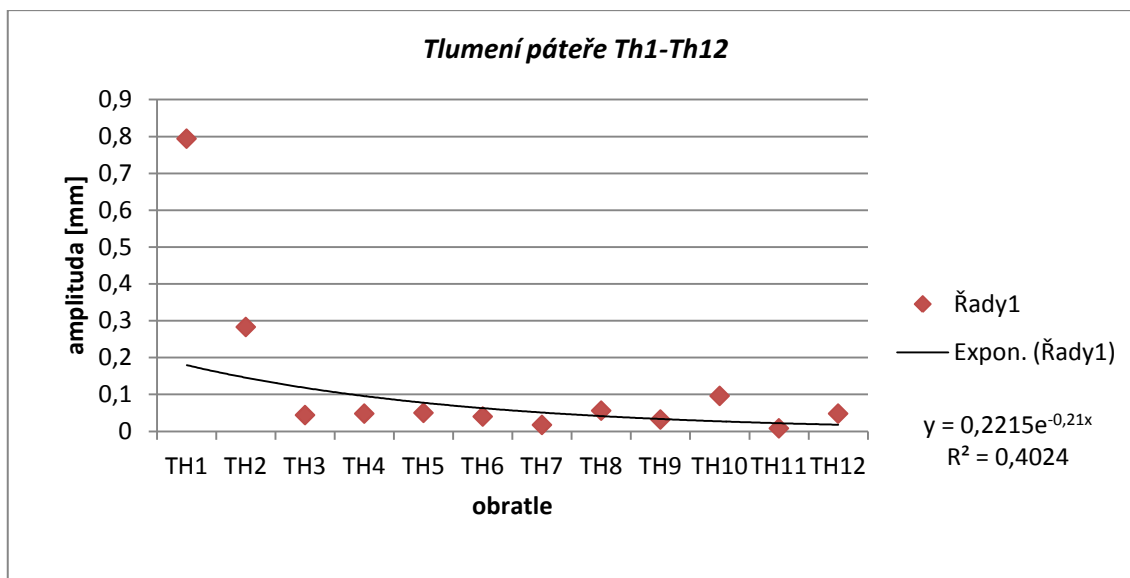
Obrázek 26: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 14. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 67 Hz

Výše uvedené grafy ukazují, že při stejné rezonanční frekvenci 67 Hz je při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 14.týdnu těhotenství, vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což nám určuje koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře (Th1-Th12) hodnotu 0,22 a v úseku lumbální páteře (měřeno od Th12-S1) hodnotu 0,12. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, považujeme za hraniční obratel.

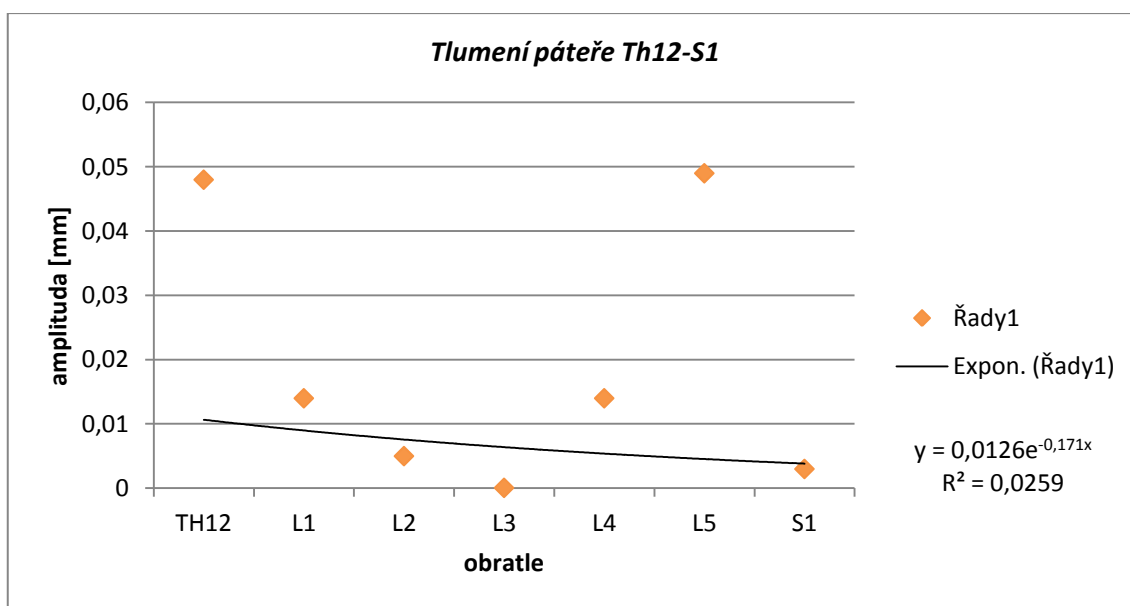
2.měření (30.týden gravidity)



Obrázek 27: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 45 Hz



Obrázek 28: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 45 Hz



Obrázek 29: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 30. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 67 Hz

Z těchto grafů je patrné, že při rezonanční frekvenci 67 Hz je při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 30. týdnu těhotenství, koeficient útlumu β vyšší v oblasti hrudní páteře (Th1-Th12) s hodnotou 0,21 a v úseku lumbální páteře nižší s hodnotou 0,17. Z čehož vyplývá, že vlna vibrací je lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 4: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 14.týdnu a ve 30.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	Uc [1]
1.měření (14. týden)	67	0,23	79	198
2. měření (30.týden)	45	0,24	78	249

$|f|$ – rezonanční frekvence

$|\beta|$ – koeficient útlumu

$|U|$ – útlum jednoho obrátle

$|Uc|$ – útlum celé páteře

Tabulka 5: Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (14.týden) a při 2.měření (30.týden)

f [Hz] 1. měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta \omega$ [Hz]	Δk [%]
67	45	-22	-33

$|f|$ – rezonanční frekvence

$|\Delta\omega|$ – rozdíl rezonančních frekvencí

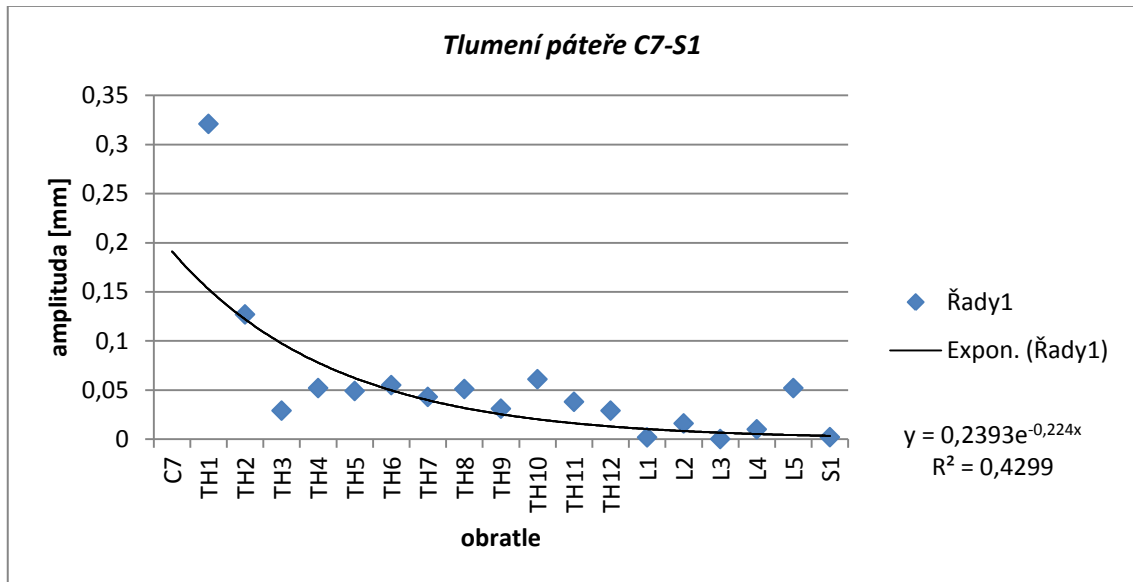
$|\Delta k|$ – procentuální změna tuhosti celé páteře

Je vidět, že u probanda 2 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 22 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 14.týdnu těhotenství a ve 30.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Z tabulky je patrné, že tuhost páteře poklesla o 33 %, což znamená, že páteř má na začátku těhotenství větší tuhost a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

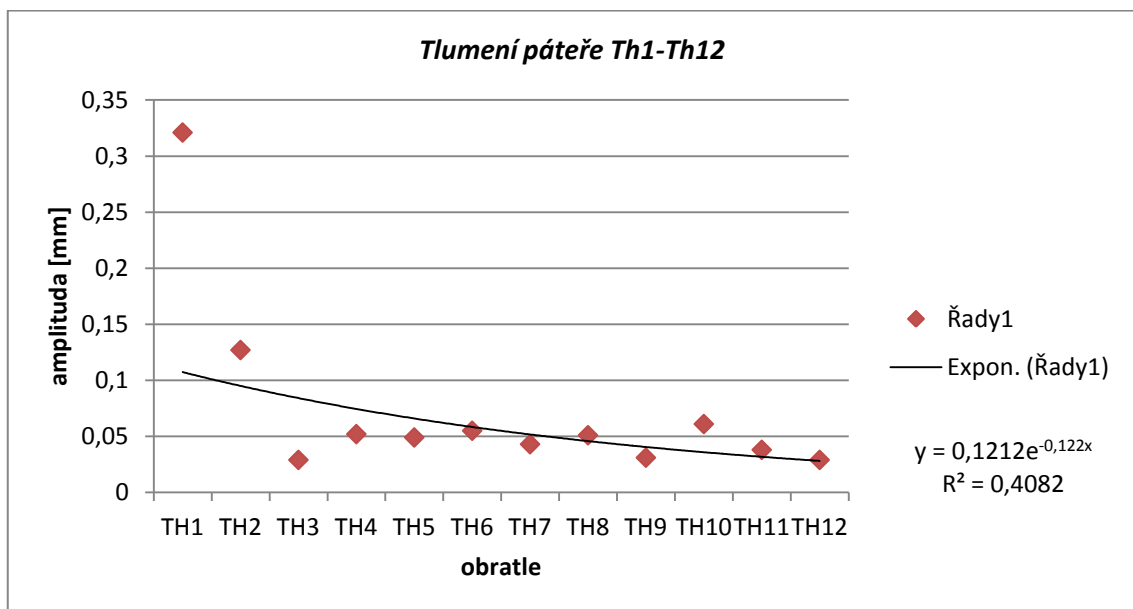
PROBAND 3

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

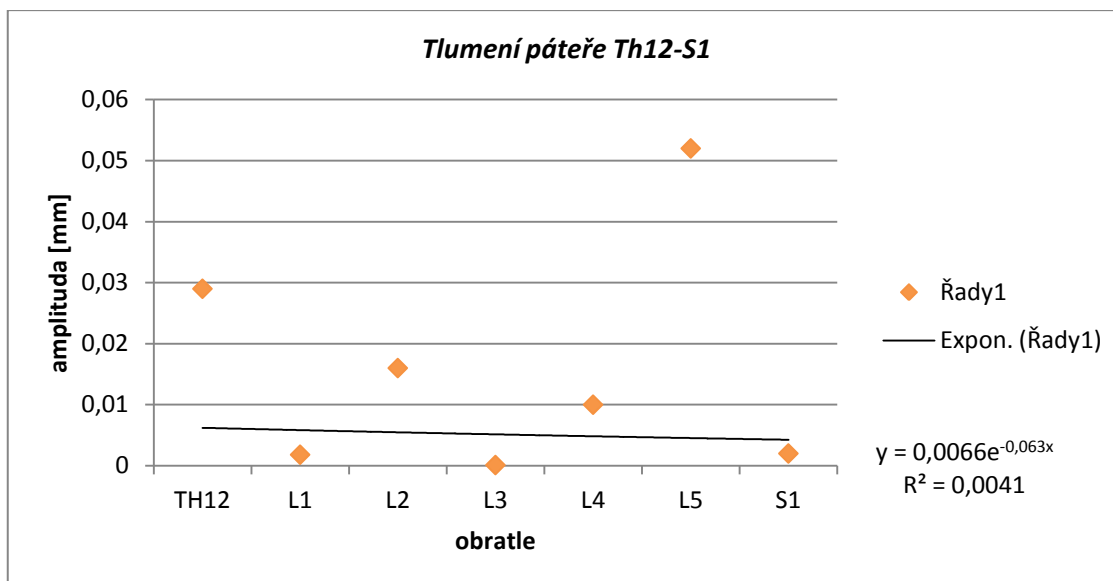
1. měření (20. týden těhotenství)



Obrázek 30: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 87 Hz



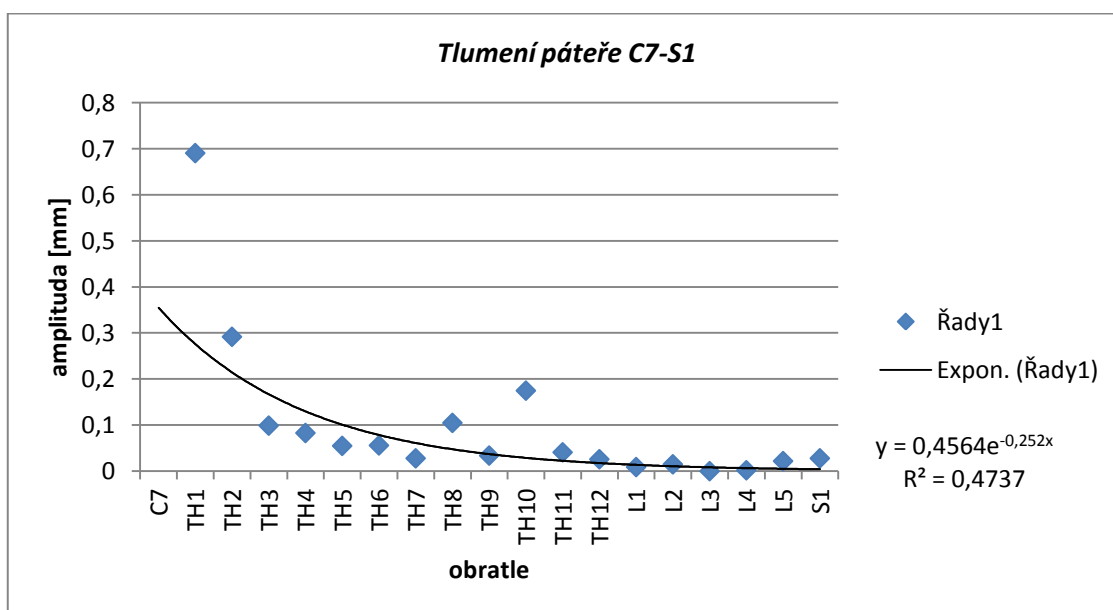
Obrázek 31: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 87 Hz



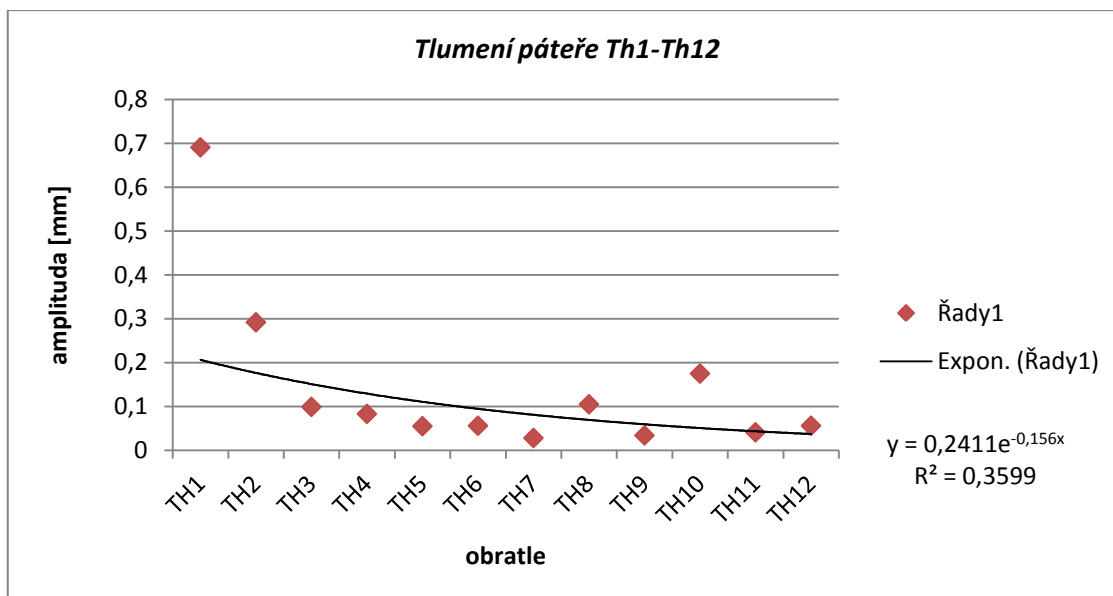
Obrázek 32: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 87 Hz

Při mechanickém buzení z obratle C7 provedeném u gravidní ženy ve 20.týdnu těhotenství při frekvenci 87 Hz, je patrné, že lépe tlumí vibrace úsek hrudní páteře než úsek páteře lumbální, což je možné určit z koeficientu útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře (Th1-Th12) hodnotu 0,12 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,06. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

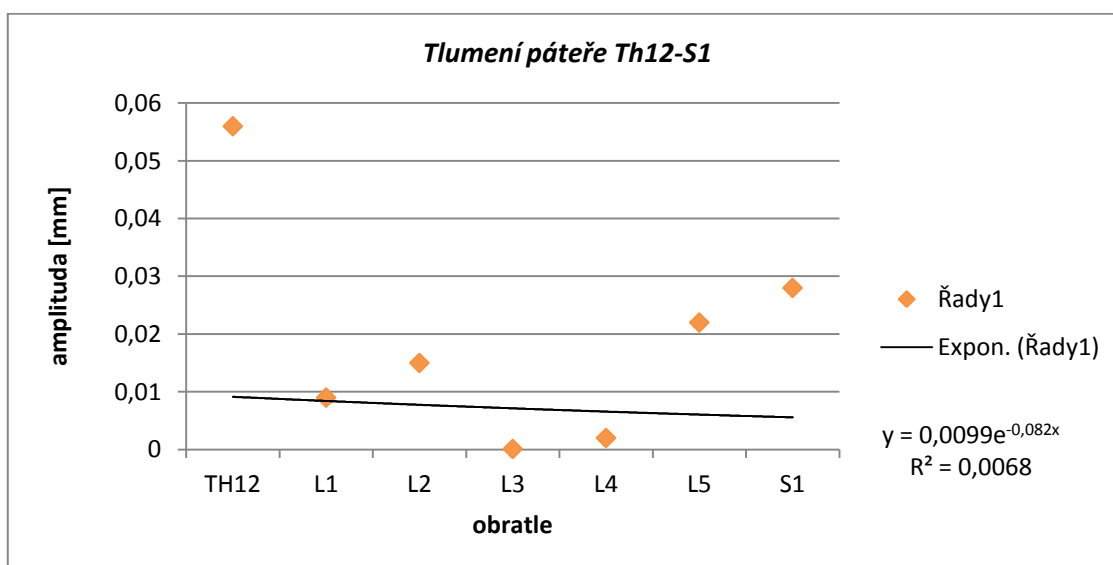
2.měření (33.týden těhotenství)



Obrázek 33: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 33. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 45 Hz



Obrázek 34: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 33. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 45 Hz



Obrázek 35: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů v úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 33. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 45 Hz

Výše uvedené grafy zobrazují mechanické buzení z obratle C7 při rezonanční frekvenci 45 Hz provedené u gravidní ženy ve 33.týdnu těhotenství. Je patrné, že vlna vibrací je lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což udává koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,15 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,08. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 6: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 20.týdnu a ve 33.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	U _c [1]
1.měření (20.týden)	87	0,22	80	157
2.měření (30.týden)	45	0,25	77	314

|f| – rezonanční frekvence

|\beta| – koeficient útlumu

|U| – útlum jednoho obratle

|U_c| – útlum celé páteře

Tabulka 7: Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (20.týden) a při 2.měření (33.týden)

f [Hz] 1.měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
87	45	- 42	- 48

|f| – rezonanční frekvence

|\Delta\omega| – rozdíl rezonančních frekvencí

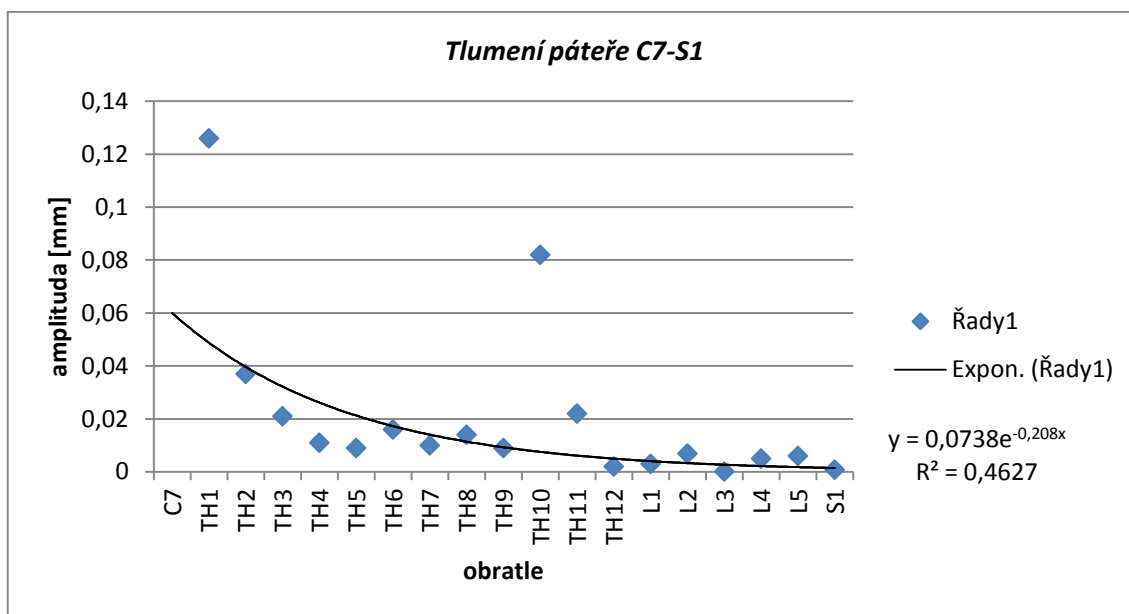
|\Delta k| – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z číselného vyjádření je patrné, že u probanda 3 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 42 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 20.týdnu těhotenství a ve 33.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Z tabulky je zřejmé, že tuhost páteře poklesla o 48 %, což znamená, že páteř má větší tuhost na začátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře s vyšším stupněm těhotenství tyto impulzy tlumit.

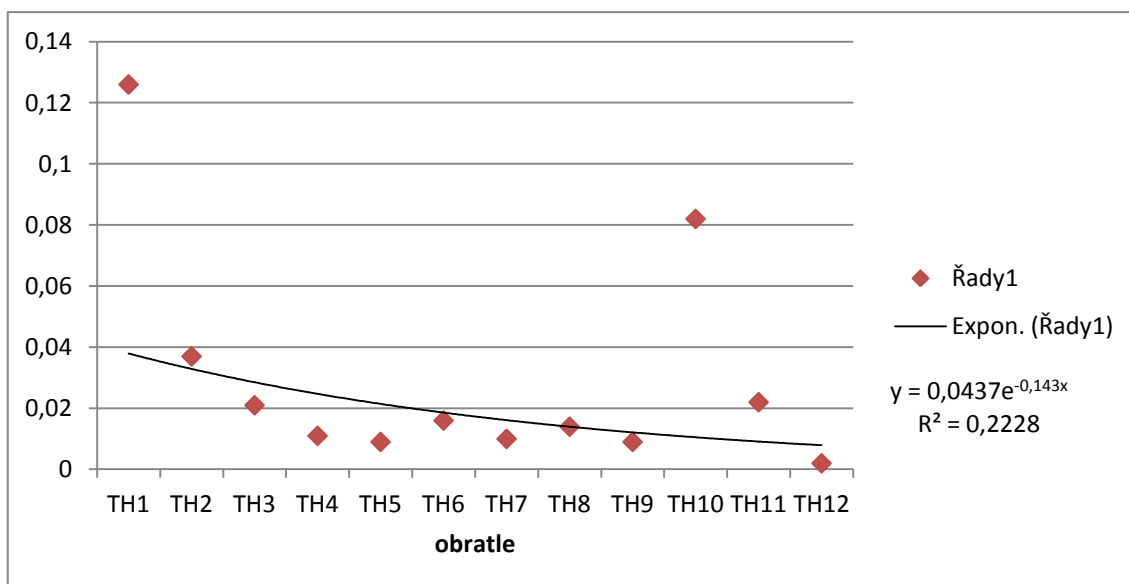
PROBAND 4

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

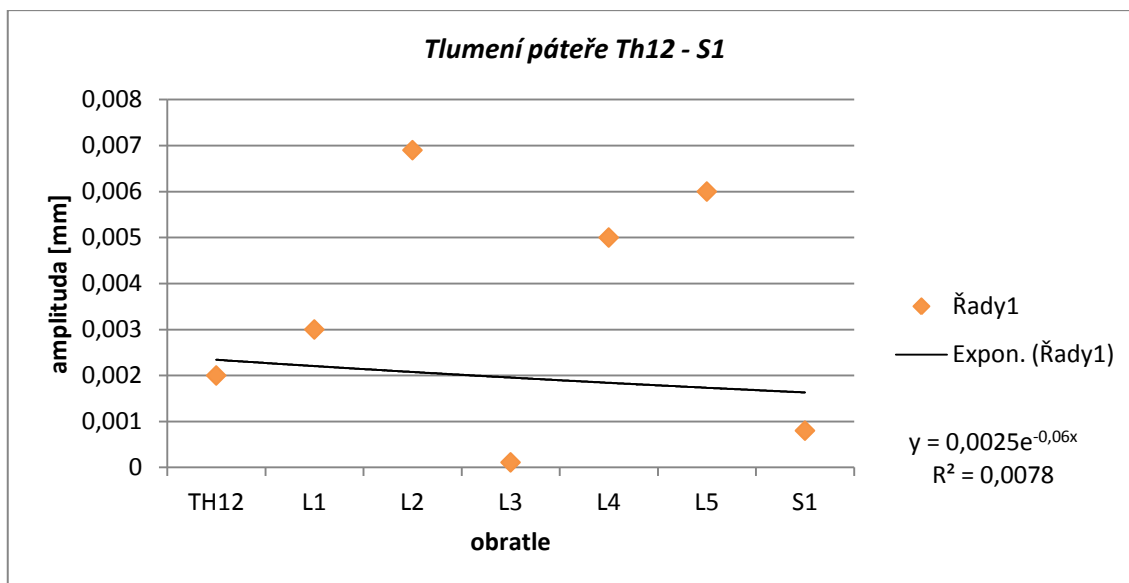
1. měření (20. týden těhotenství)



Obrázek 36: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 133 Hz



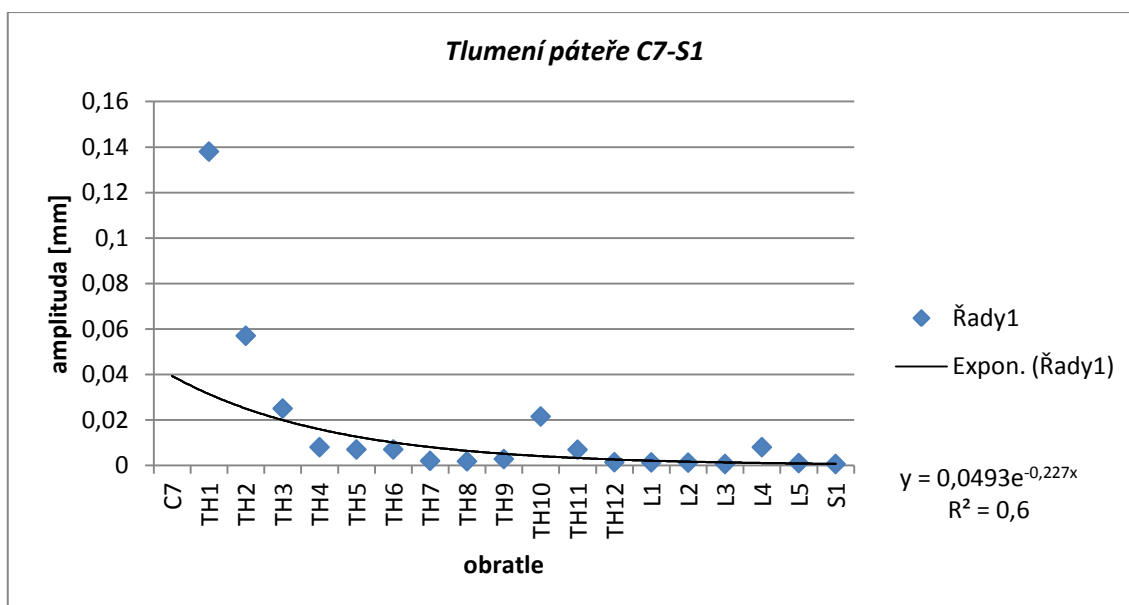
Obrázek 37: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 133 Hz



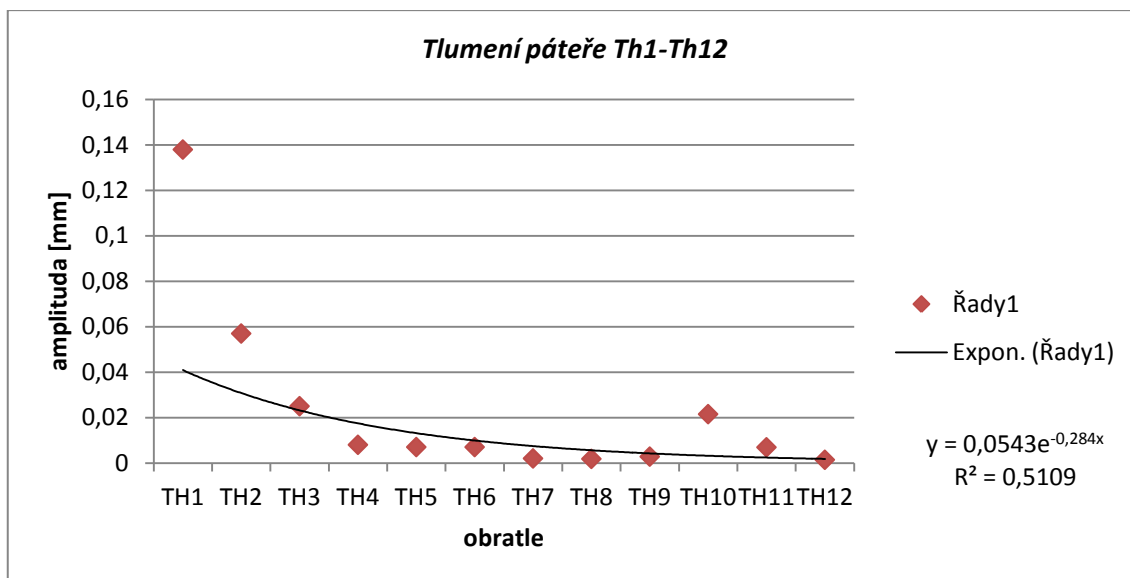
Obrázek 38: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 20. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 133 Hz

Z výše uvedených grafů je opět patrné, že při rezonanční frekvenci 133 Hz je při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 20.týdnu těhotenství, vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což nám určuje koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,14 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,06. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je obratel hraniční.

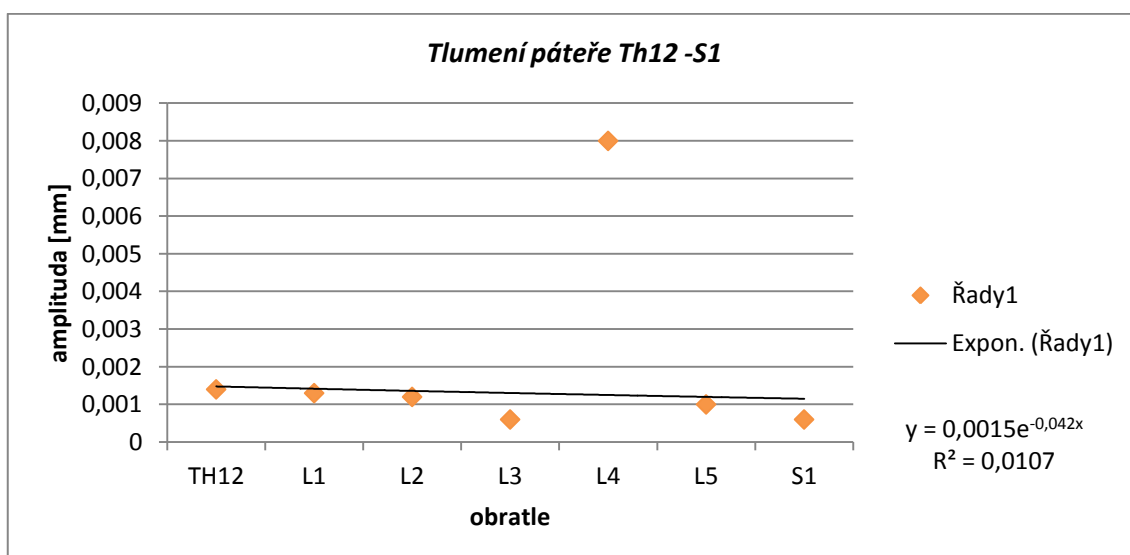
2.měření (32.týden gravidity)



Obrázek 39: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 32. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 46 Hz



Obrázek 40: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 32. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 46 Hz



Obrázek 41: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 32. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 46 Hz

Při mechanickém buzení z obratle C7 u gravidní ženy ve 32.týdnu těhotenství je při rezonanční frekvenci 46Hz vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což lze určit z koeficientu útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,28 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,04. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 8: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 20.a ve 32.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	Uc [1]
1.měření (20.týden)	133	0,16	85	39
2.měření (32.týden)	46	0,20	81	99

|f| – rezonanční frekvence

|\beta| – koeficient útlumu

|U| – útlum jednoho obrátle

|Uc| – útlum celé páteře

Tabulka 9: Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (20.týden) a při 2.měření (32.týden)

f [Hz] 1.měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
133	46	- 87	- 65

|f| – rezonanční frekvence

|\Delta\omega| – rozdíl rezonančních frekvencí

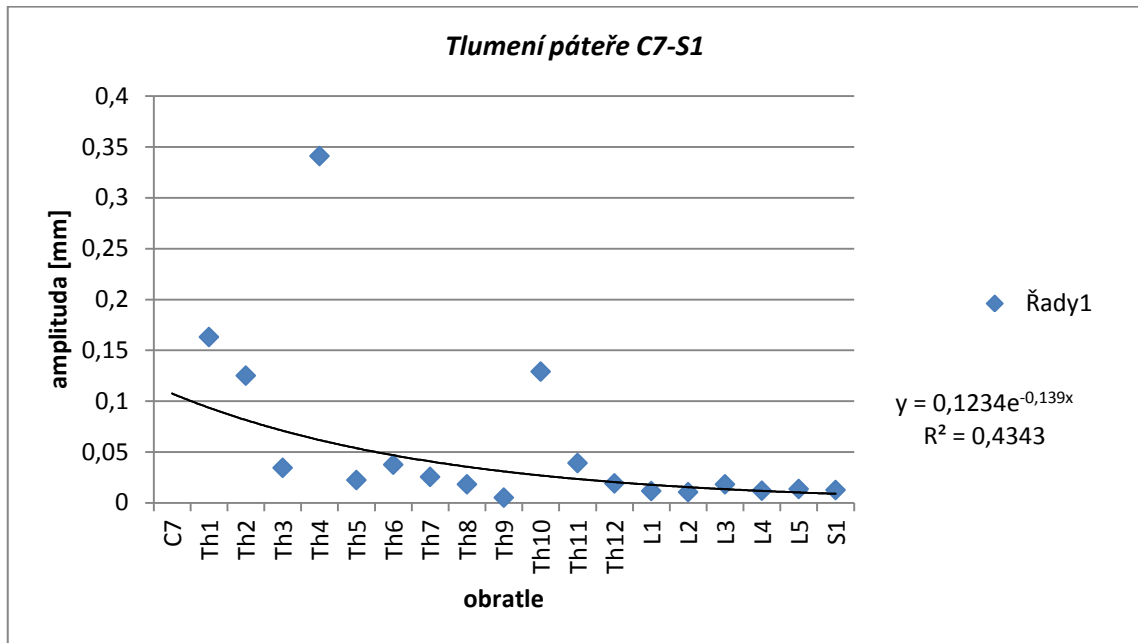
|\Delta k| – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z uvedených hodnot je patrné, že u probanda 4 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 87 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 20.týdnu těhotenství a ve 32.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Tuhost páteře poklesla o 65 %, což znamená, že páteř má větší tuhost na začátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství klesá. Nárůst koeficientu útlumu vyjadřuje zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

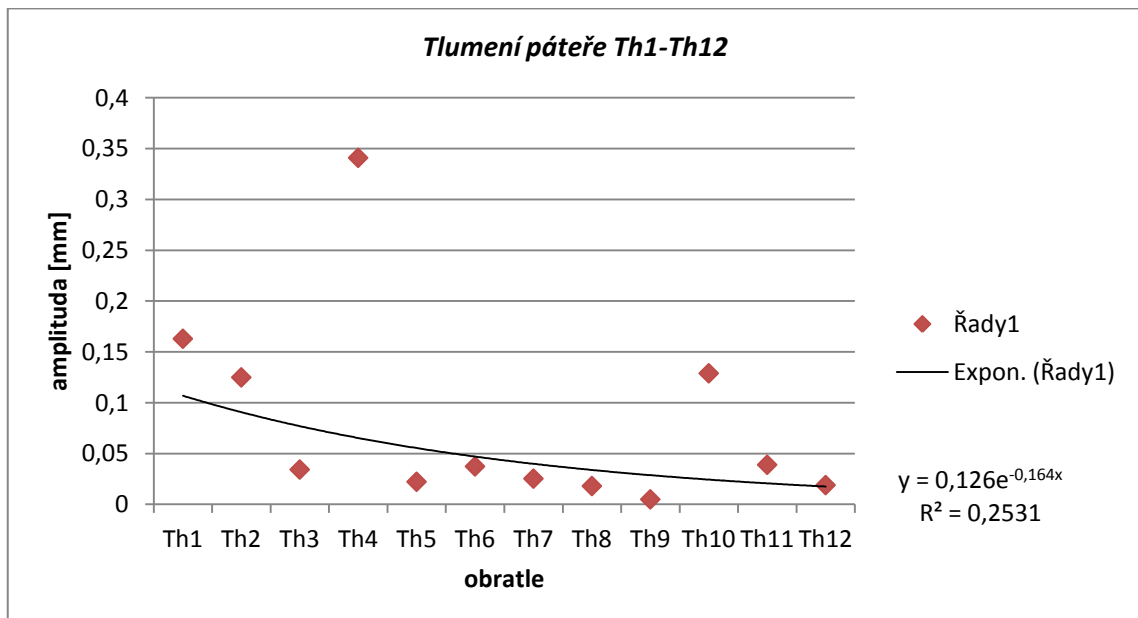
PROBAND 5

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

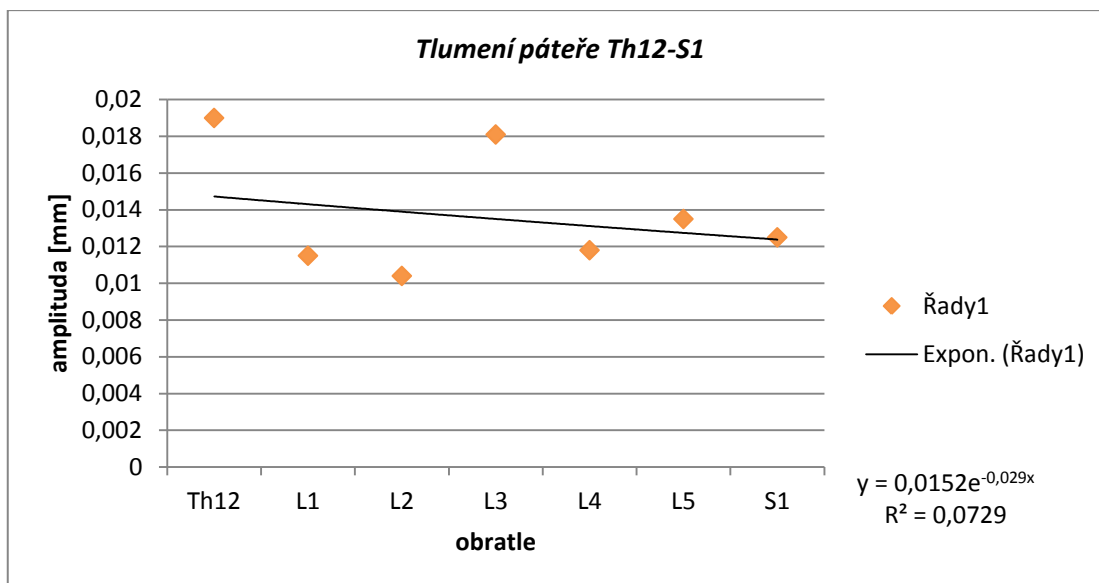
1.měření (13.týden těhotenství)



Obrázek 42: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 97 Hz



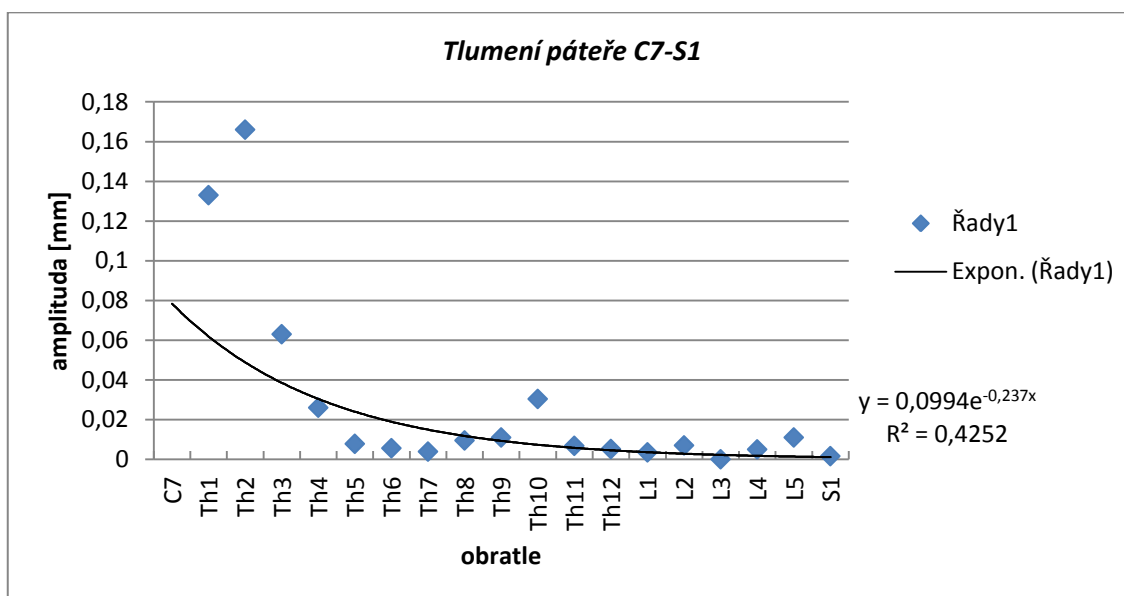
Obrázek 43: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 97 Hz



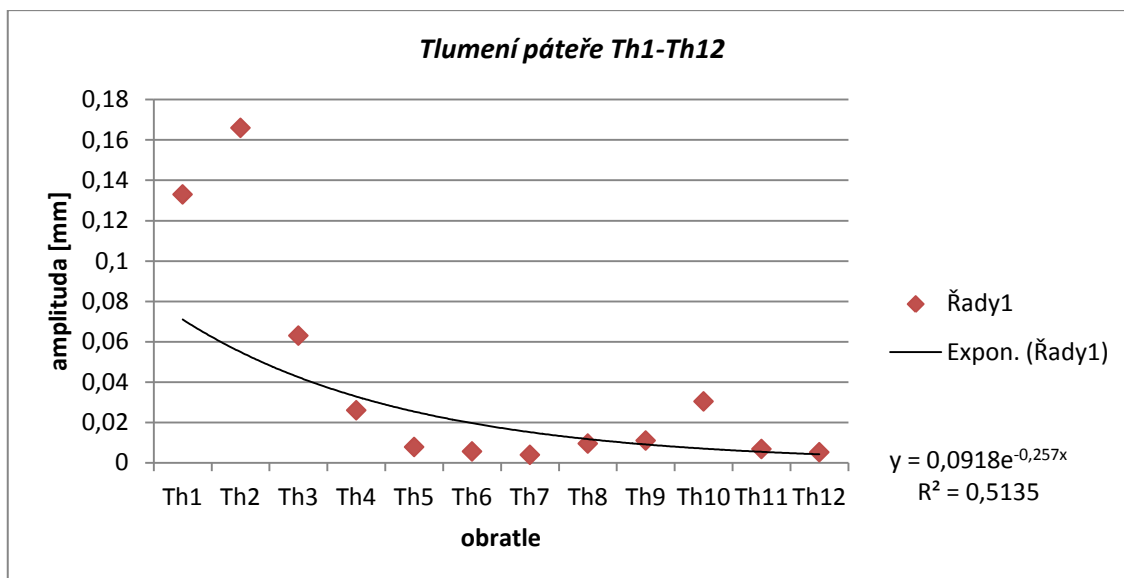
Obrázek 44: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 97 Hz

Výše zobrazené grafy ukazují, že při rezonanční frekvenci 97 Hz je při mechanickém buzení z obratlů C7, provedeném u gravidní ženy ve 13.týdnu těhotenství, vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což nám určuje koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,16 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,02. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel

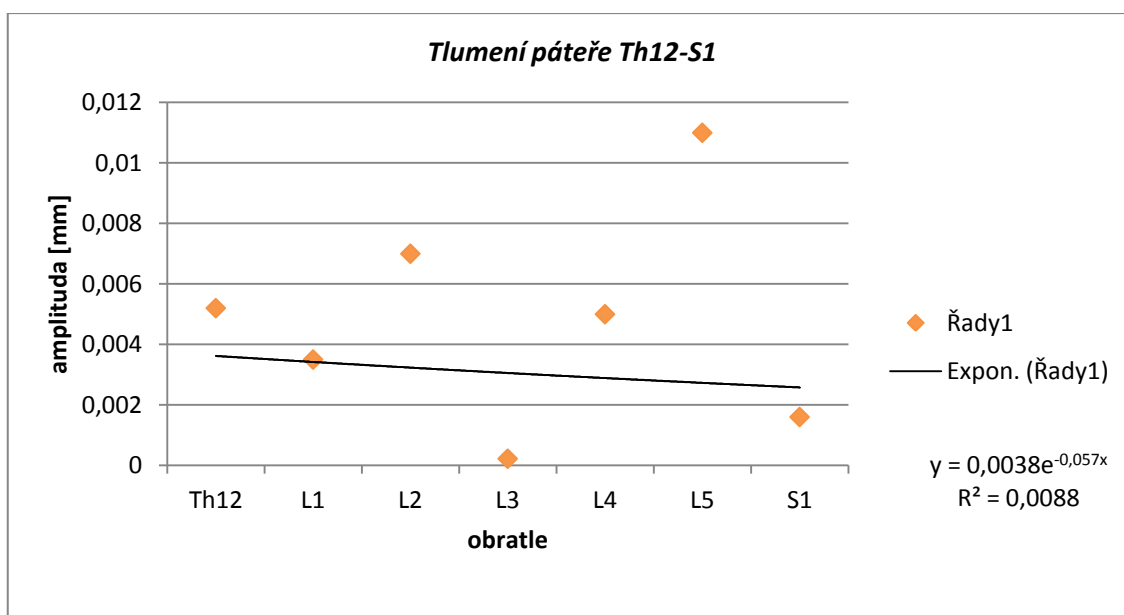
2.měření (25.týden těhotenství)



Obrázek 45: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 25. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 43 Hz



Obrázek 46: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 25. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 43 Hz



Obrázek 47: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů v úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 25. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 43 Hz

Výše uvedené grafy zobrazují mechanické buzení z obratle C7 při rezonanční frekvenci 43 Hz provedené u gravidní ženy ve 25. týdnu těhotenství. Z těchto hodnot je patrné, že vlna vibrací je lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což nám určuje koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,25 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,05. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 10: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 13.a ve 25.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	U _c [1]
1.měření (13.týden)	97	0,13	87	20
2.měření (25.týden)	43	0,23	79	198

|f| – rezonanční frekvence

|\beta| – koeficient útlumu

|U| – útlum jednoho obratle

|U_c| – útlum celé páteře

Tabulka 11: Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (13.týden) a při 2.měření (25.týden)

f [Hz] 1.měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
97	43	- 54	- 56

|f| – rezonanční frekvence

|\Delta\omega| – rozdíl rezonančních frekvencí

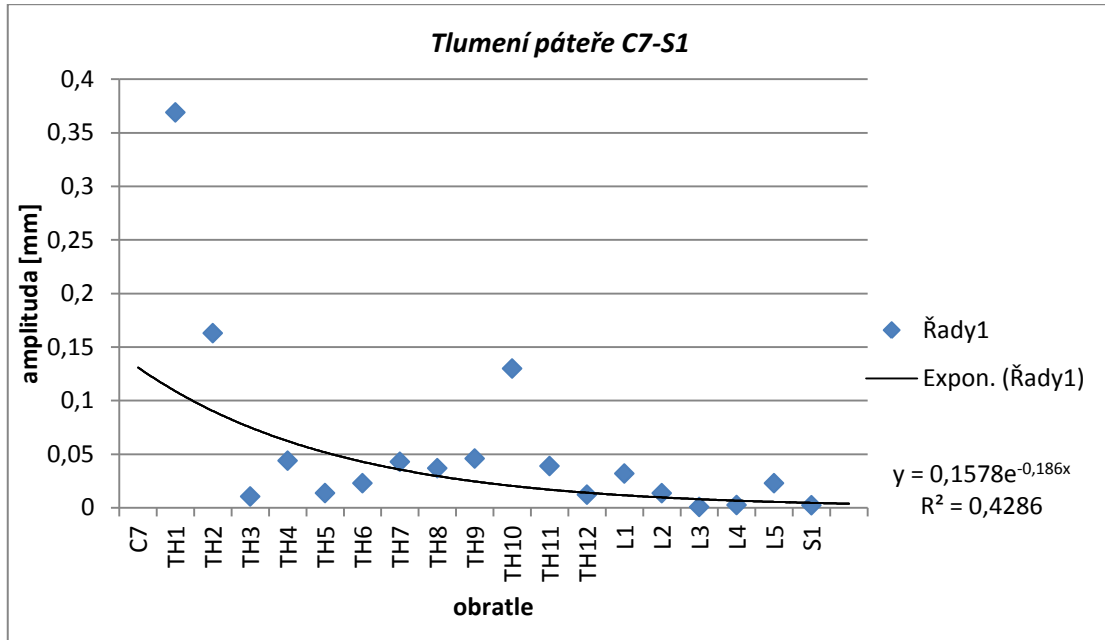
|\Delta k| – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z výše uvedených tabulek je patrné, že u probanda 5 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 54 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 13.týdnu těhotenství a ve 25.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Tuhost páteře poklesla o 56 %, což znamená, že páteř má větší tuhost na počátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

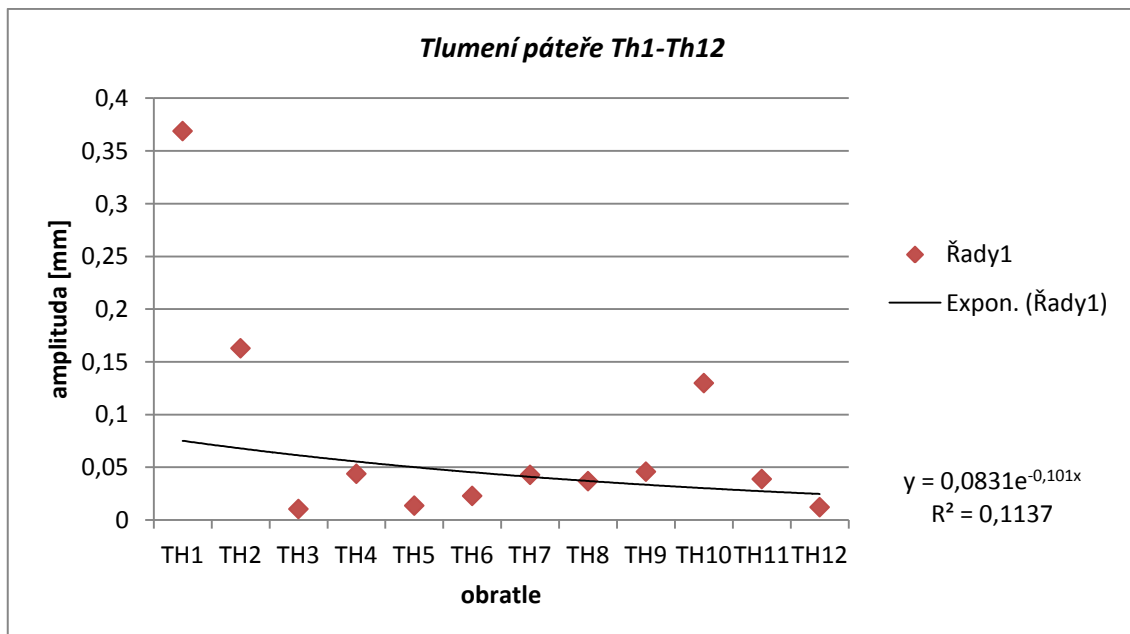
PROBAND 6

Grafické vyjádření reakce axiální systému:

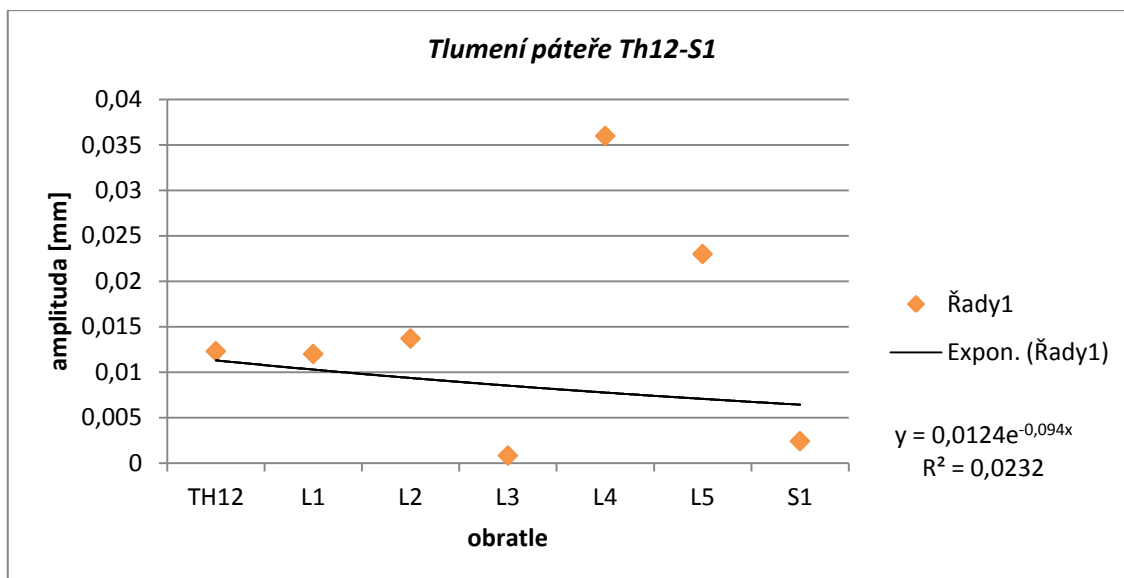
1.měření (13.týden gravidity)



Obrázek 48: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 99 Hz



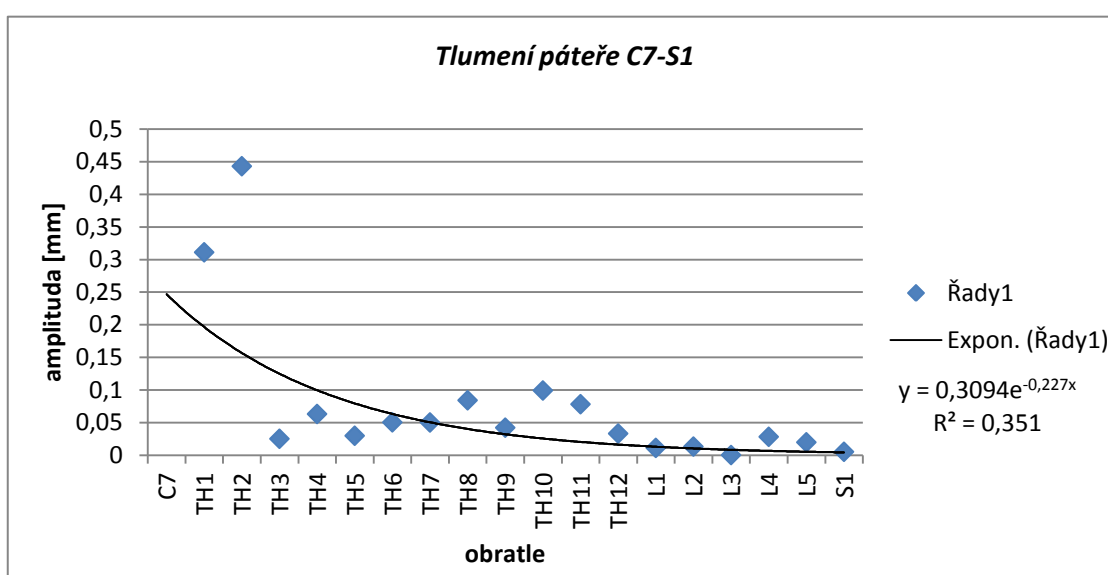
Obrázek 49: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 99 Hz



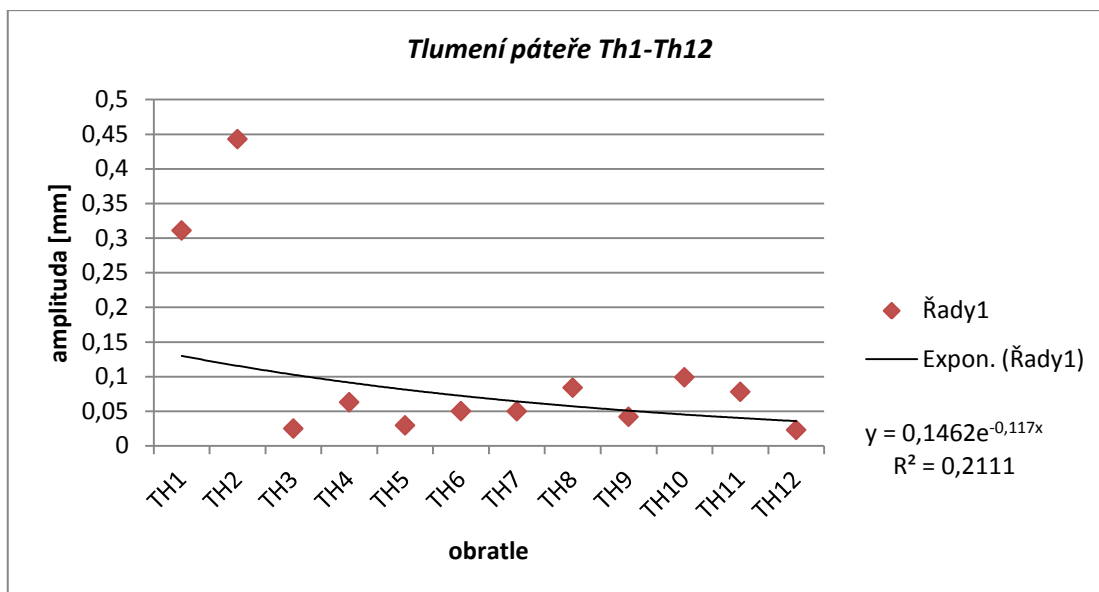
Obrázek 50: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů v úseku páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 99 Hz

Z těchto grafů je patrné, že při rezonanční frekvenci 99 Hz je opět při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 13.týdnu těhotenství, vlna vibrací lépe tlumena úsekem hrudní páteře než úsekem páteře lumbální, což určíme pomocí koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,10 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,09. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

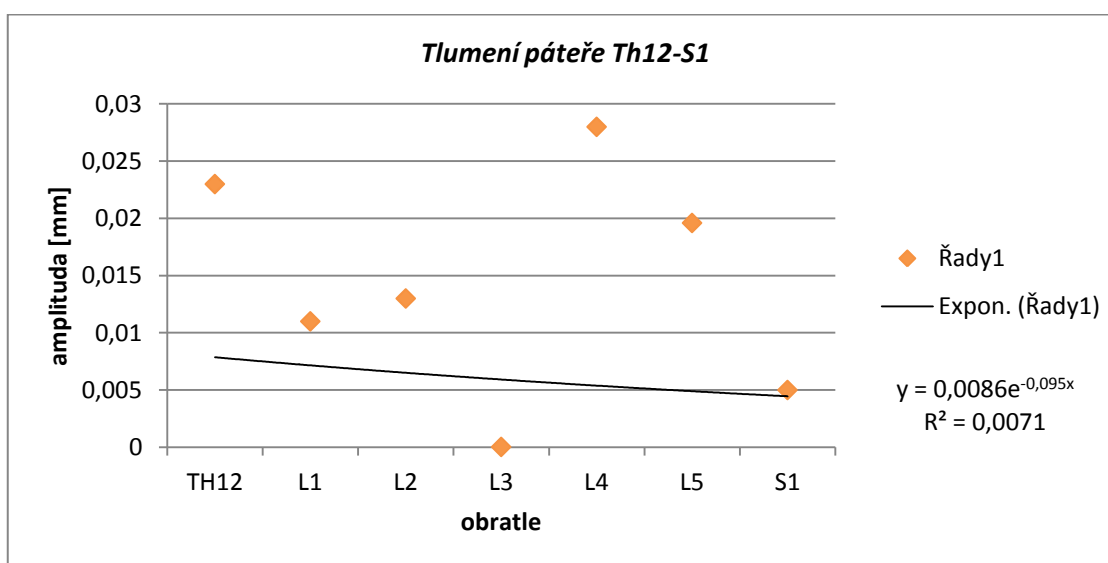
2.měření (26.týden těhotenství)



Obrázek 51: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 26. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 96 Hz



Obrázek 52: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th1-Th12 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 26. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 96 Hz



Obrázek 53: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů hrudní páteře Th12-S1 a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 26. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 96 Hz

Z výše uvedených grafů je patrné, že při rezonanční frekvenci 96 Hz při mechanickém buzení z obratle C7, provedeném u gravidní ženy ve 26. týdnu těhotenství, vlnu vibrací lépe tlumí úsek hrudní páteře než úsek páteře lumbální, což nám říká koeficient útlumu β . Tento koeficient má v oblasti hrudní páteře hodnotu 0,11 a v úseku lumbální páteře hodnotu 0,09. Obratel Th12, který je zahrnut v obou měřeních, je považován za hraniční obratel.

Tabulkové zobrazení

Tabulka 12: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 13.týdnu a ve 26.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	Uc [1]
1.měření (13.týden)	99	0,18	83	62
2.měření (26.týden)	96	0,22	80	157

$|f|$ – rezonanční frekvence

$|\beta|$ – koeficient útlumu

$|U|$ – útlum jednoho obratle

$|Uc|$ – útlum celé páteře

Tabulka 13 : Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (13.týden) a při 2.měření (26.týden)

f [Hz] 1.měření	f [Hz] 2.měření	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
99	96	- 3	- 3

$|f|$ – rezonanční frekvence

$|\Delta\omega|$ – rozdíl rezonančních frekvencí

$|\Delta k|$ – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z číselného vyjádření je patrné, že u probanda 6 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 3 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 13.týdnu těhotenství a ve 26.týdnu těhotenství (ω) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Z tabulky je patrné, že tuhost páteře poklesla o 3 %, což znamená, že páteř má větší tuhost na začátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

9 DISKUZE

V této práci jsem se věnovala detekci reologických změn axiálního systému během těhotenství. Změny biomechanických vlastností tkání byly zkoumány metodou TVS – pomocí přenosu mechanického vlnění strukturami axiálního systému.

Metoda TVS je poměrně nová metoda. Využití vibrací jako diagnostické metody není příliš rozvinutým tématem, takže kromě splněných cílů tato práce přináší i otázky a podklady, které by mohly být předmětem dalšího bádání.

Primárním cílem této práce bylo zjištění celkové schopnosti axiálního systému tlumit vibrace během gravidity a detekovat biomechanické změny tkání u všech 6 probandů. Zvoleného cíle bylo dosaženo, což potvrzují zpracované výsledky měření a následující zodpovězení hypotéz.

HYPOTÉZA 1

Vlivem těhotenství dojde k reologickým změnám páteře ve smyslu snížení schopnosti aktivně tlumit vibrace, což se projeví nárůstem tuhosti páteře u všech probandů. – **vyvrácena**

Tuhost páteře na začátku těhotenství je u všech probandů vyšší a s přibývajícím stupněm těhotenství se tuhost páteře snižuje. V následující tabulce č.14 je zaznamenána změna tuhosti páteře všech probandů, která se pohybuje mezi minimální změnou o 3 % u probandů 1 a 6 až o 65 % u probanda číslo 4. Z hodnot uvedených u probanda 2-5 je zřejmé, že změna tuhosti páteře během gravidity není zanedbatelná. Příčinou změny reologických vlastností páteře (v tomto případě snížení tuhosti páteře během gravidity) jsou hormonální změny a jejich vliv na stavbu kolagenních struktur a složení mezibuněčné hmoty pojivových tkání, jak již bylo zmíněno v kapitole 2 a podloženo několika studii a výzkumy (MacEvilly, Buggy, 1996; Sneag, Bendo, 2007; Hanzlíková a kol., 2002; Cinglová, 2002).

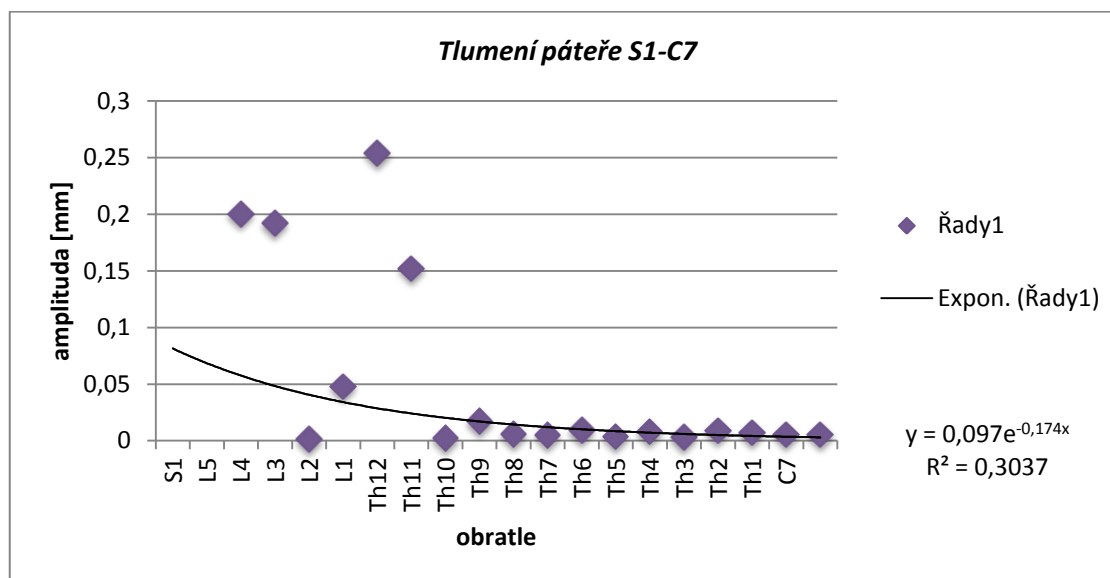
Tabulka 14: Tabulka koeficientů útlumu a změn tuhostí páteře pro všech 6 měřených probandů

PROBANDI	ZMĚNA TUHOSTI PÁTEŘE	KOEFICIENT ÚTLUMU (schopnost tlumit vibrace)
ŽENA 1	- 3 %	↑
ŽENA 2	- 33 %	↑
ŽENA 3	- 48 %	↑
ŽENA 4	- 65 %	↑
ŽENA 5	- 56 %	↑
ŽENA 6	- 3 %	↑

Dále je z tabulky patrné, že u všech probandů došlo během těhotenství k nárůstu koeficientu útlumu β , což znamená, že došlo ke zlepšení schopnosti páteře aktivně tlumit vibrace.

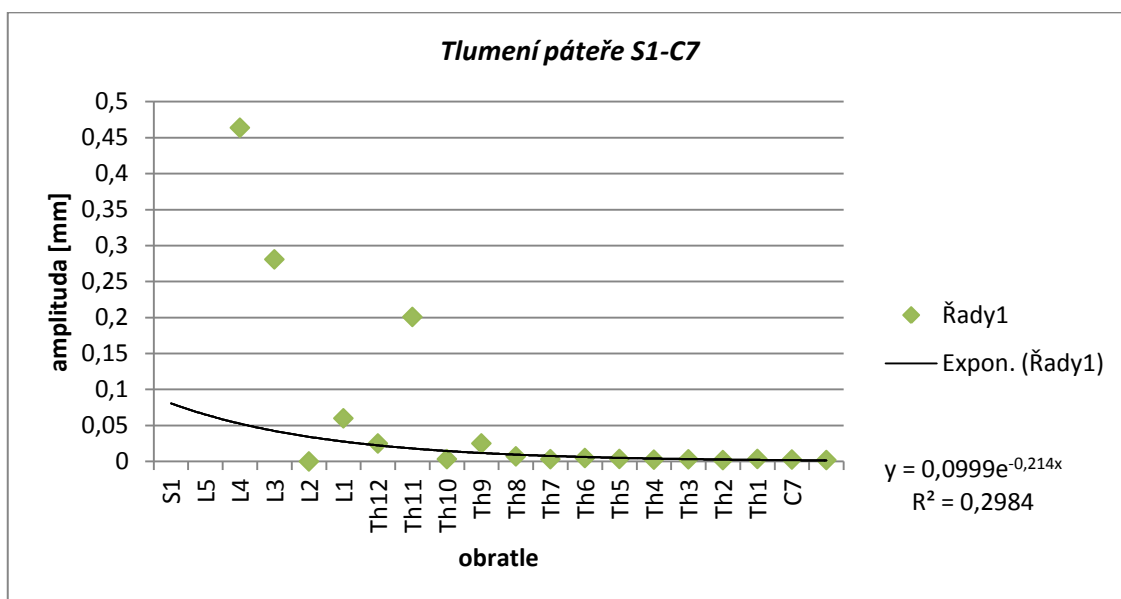
Tento fenomén je zachován i při buzení vibrací z obratle L5, kdy je charakteristika parametrů stejná, což je patrné z následujících grafů a tabulek.

1.měření (13.týden gravidity)



Obrázek 54: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 13. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 124 Hz

2.měření (25.týden gravidity)



Obrázek 55: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací ve 25. týdnu těhotenství při rezonanční frekvenci 47 Hz

Tabulka 15: Výsledky detekce změn reakce axiálního systému ve 13.týdnu a ve 25.týdnu těhotenství

	f [Hz]	β [1]	U [%]	Uc [1]
1.měření (13.týden)	124	0,17	84	49
2.měření (25.týden)	47	0,21	81	125

|f| – rezonanční frekvence

$|\beta|$ – koeficient útlumu

|U| – útlum jednoho obratle

|Uc| – útlum celé páteře

Tabulka 16 : Výsledky detekce změn reakce AS při 1.měření (13.týden) a při 2.měření (25.týden)

f [Hz] na počátku	f [Hz] na konci	$\Delta\omega$ [Hz]	Δk [%]
124	47	-77	-62

$|f|$ – rezonanční frekvence

$|\Delta\omega|$ – rozdíl rezonančních frekvencí

$|\Delta k|$ – procentuální změna tuhosti celé páteře

Z číselného vyjádření je patrné, že při měření mechanického buzení od obratle L5 u probanda 5 došlo k poklesu rezonanční frekvence o 77 Hz a nárůstu koeficientu útlumu β . Poměr hodnot rezonančních frekvencí celé páteře ve 13.týdnu těhotenství a ve 25.týdnu těhotenství (f) nám určuje stupeň tuhosti celé páteře. Z tabulky je patrné, že tuhost páteře poklesla o 62 %, což znamená, že páteř má větší tuhost na začátku těhotenství a s narůstajícím stupněm těhotenství tuhost páteře klesá. Nárůst koeficientu útlumu značí zvýšenou schopnost páteře tyto impulzy tlumit.

Z těchto výsledků vyplývá, že páteř je schopná tlumit mechanické buzení od obratle C7 i L5. Metoda TVS obecně poskytuje možnosti posouzení změny útlumových charakteristik páteře (a to jak směrem kaudálním, tak i kraniálním) a jejich trend zobrazuje parametry stejně.

Pro potřeby této práce byly výsledky buzení od L5 zpracovány pouze u jednoho náhodně vybraného probanda, protože zhodnocení a prezentace výsledků všech probandů by vydaly na další samostatnou práci.

HYPOTÉZA 2

Vlna vibrací bude procházet axiálním systémem gravidní ženy plynule s postupným charakterem – **potvrzena**

K potvrzení této hypotézy bylo nutné vypočítat rychlost šíření vlny mezi určitým úsekem páteře (postupová rychlost vlny). Pro výpočet rychlosti šíření mechanické vlny byl zvolen úsek páteře od Th1 po Th8 při buzení vibrací od obratle C7. Pro výpočet bylo zvoleno 6 náhodných měření (1 měření u každého z probandů).

Příklad výpočtu rychlosti šíření vlny:

Tabulka 17: hodnot zachycující amplitudu obratlů Th1 a Th8 v čase t [ms] při rezonanční frekvenci zjištěné dle předchozího zpracování výsledků

čas [ms]	obratel Th1	obratel Th8
42560	0,252602	0,046131
42580	0,252044	0,046218
42600	0,251499	0,046293
42620	0,250965	0,046357
42640	0,250442	0,04641
42660	0,249932	0,046452
42680	0,249434	0,046484
42700	0,248948	0,046504
42720	0,248474	0,046513
42740	0,248012	0,046512
42760	0,247563	0,046501
42780	0,247126	0,046479
42800	0,246702	0,046446
42820	0,24629	0,046403
42840	0,245891	0,04635
42860	0,245504	0,046287
42880	0,245131	0,046214
maximum	0,252602	0,046513

čas [ms]	obratel Th1	obratel Th8
37420	0,203643	0,009866
37440	0,20326	0,009937
37460	0,202867	0,010005
37480	0,202462	0,01007
37500	0,202045	0,010132
37520	0,201615	0,010192
37540	0,201172	0,010248
37560	0,200715	0,010301
37580	0,200244	0,010351
37600	0,199759	0,010398
37620	0,199257	0,010441
37640	0,19874	0,010482
37660	0,198206	0,010518
37680	0,197655	0,010552
37700	0,197086	0,010582
37720	0,1965	0,010608
37740	0,195894	0,010631
maximum	0,203643	0,010631

Délka úseku hrudní páteře Th1-TH8 byla průměrně změřena na 20 cm. Z tabulky hodnot zachycujících údaje o amplitudách obratlů Th1 a Th8 při rezonanční frekvenci (určené z předchozího zpracování dat) byly vybrány hodnoty maximálních amplitud a pro ně příslušné časové údaje (v milisekundách). Tyto údaje byly dosazeny do vzorce pro výpočet rychlosti:

$$v = s / t [m.s^{-1}] \quad (5)$$

Tabulka 18: Výpočet rychlosti šíření vlny mezi obratli Th1-Th8

čas	$\Delta t = 160 \text{ ms}$	0,16 s	čas	$\Delta t = 320 \text{ ms}$	0,32 s
vzdálenost Th1-Th8	$s = 20 \text{ cm}$	0,2 m	vzdálenost Th1-Th8	$s = 20 \text{ cm}$	0,2 m
rychlost $v=s/t$	$v = 0,2/0,16$		rychlost $v=s/t$	$v = 0,2/0,32$	
	$v = 1,25m.s^{-1}$			$v = 0,625m.s^{-1}$	

Tabulka 19: Výsledky rychlosti šíření mechanické vlny mezi obratli Th1-Th8 u jednotlivých probandů

PROBAND	RYCHLOST ŠÍŘENÍ VLNY - v
ŽENA 1	2 m.s^{-1}
ŽENA 2	$1,25 \text{ m.s}^{-1}$
ŽENA 3	$0,625 \text{ m.s}^{-1}$
ŽENA 4	1 m.s^{-1}
ŽENA 5	$0,625 \text{ m.s}^{-1}$
ŽENA 6	$1,25 \text{ m.s}^{-1}$

Tabulka č.19, kde je zaznamenána postupová rychlost vlny u jednotlivých probandů, je důkazem toho, že vlna vibrací prochází axiálním systémem gravidní ženy plynule s postupným charakterem.

HYPOTÉZA 3

Nejtužšími segmenty s nejhoršími tlumíci vlastnostmi budou u gravidních žen obratle bederní páteře a nejpružnější segmenty s nejlepšími tlumíci vlastnostmi budou segmenty hrudní páteře – **potvrzena**

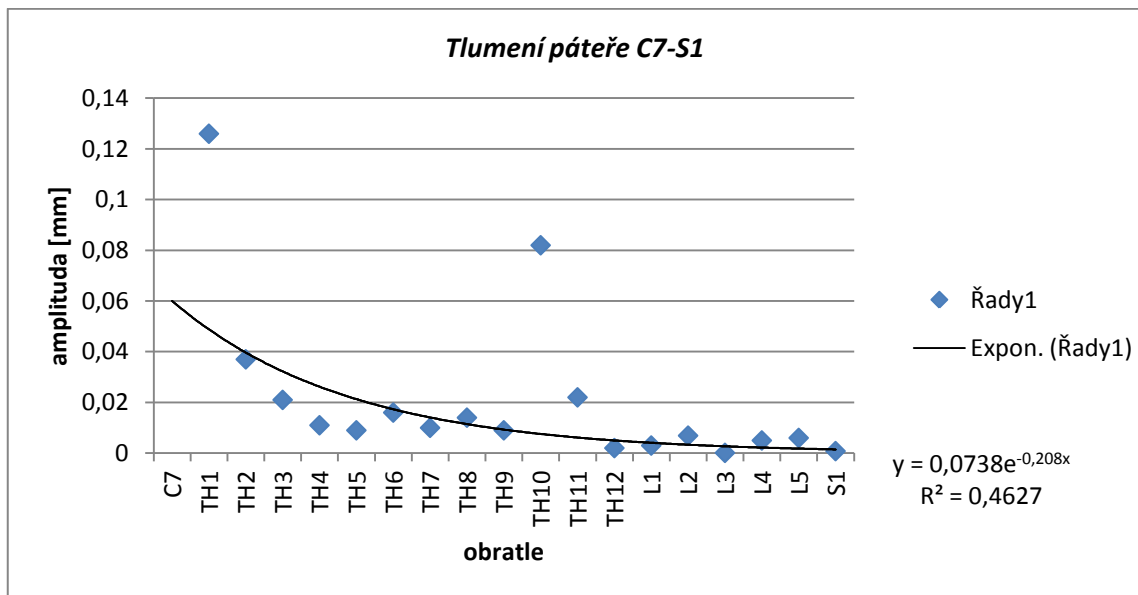
K největším výchylkám obratlů dochází samozřejmě v místě přiložení budiče na obratel C7 anebo L5 podle typu měření. U obou typů měření však dochází ke shodnému fenoménu, kdy charakteristika parametrů je stejná, viz následující tabulka č.20.

Tabulka 20: Hodnoty koeficientu útlumu β pro jednotlivé úseky páteře

Koeficient útlumu β		Hrudní páteř Th1-Th12	Bederní páteře Th12-S1
PROBAND 1	<i>1.měření</i>	0,24	0,13
	<i>2.měření</i>	0,20	0,17
PROBAND 2	<i>1.měření</i>	0,22	0,12
	<i>2.měření</i>	0,21	0,17
PROBAND 3	<i>1.měření</i>	0,12	0,06
	<i>2.měření</i>	0,15	0,08
PROBAND 4	<i>1.měření</i>	0,14	0,06
	<i>2.měření</i>	0,28	0,04
PROBAND 5	<i>1.měření</i>	0,16	0,02
	<i>2.měření</i>	0,25	0,05
PROBAND 6	<i>1.měření</i>	0,10	0,09
	<i>2.měření</i>	0,11	0,09
PROBAND 5 Měřeno od L5	<i>1.měření</i>	0,24	0,14
	<i>2.měření</i>	0,11	0,04

Z uvedené tabulky je patrné, že oblast hrudní páteře disponuje menší tuhostí než oblast páteře lumbální, a to jak při měření vibrací buzených od obratle C7, tak při buzení od

obratle L5. Tento trend byl potvrzen jak u všech 6 probandů při měření mechanického buzení od obratle C7, tak i u probanda číslo 5 při měření od obratle L5.



Obrázek 56: Graf závislosti reakce jednotlivých obratlů a jejich amplitud na vlnu vibrací měřených od obratle C7

U všech měření pak dochází k zajímavému jevu, kdy při mechanickém buzení od obratle C7 nacházíme zvýšení amplitudy kmitů v oblasti dolní hrudní páteře, konkrétně u obratle Th10. Hodnoty amplitudy obratle Th10 leckdy až několikanásobně převyšují hodnoty amplitud okolních obratlů (obr.56). Proč tomu tak je, však není předmětem zkoumání této práce, a proto tento jev nebude dále rozebírán ani vysvětlen, je pouze zmíněn, a může tak posloužit jako podklad pro další zkoumání.

Při měření se prokázaly následující nedostatky a chyby, které by mohly mít vliv na objektivitu měření. Ukázalo se, že problémem je podpěrka hlavy, která je pouze pod čelem a nikoliv pod oblastí tváře, čímž se aktivuje šíjové svalstvo. Pro potřeby metody TVS by však bylo vhodné, aby i v této oblasti došlo k úplné relaxaci svalstva.

10 ZÁVĚR

V předložené diplomové práci jsou zachyceny biomechanické změny páteře gravidních žen v průběhu těhotenství, které jsou diagnostikovány pomocí metody TVS.

Z výsledků je patrné, že tuhost páteře s přibývajícím stupněm těhotenství klesá, což jsme ozřejmili u všech šesti změřených probandů. U všech probandů také došlo k nárůstu koeficientu útlumu, což znamená, že v průběhu těhotenství se zlepšují vlastnosti páteře ve smyslu zlepšení tlumení vibrací procházejících páteří, a to jak směrem kaudálním, tak i kranialním.

Vyhodnocením výsledků se potvrdila hypotéza, že lépe tlumí vibrace úsek hrudní páteře než úsek páteře lumbální, a to jak na začátku těhotenství, tak i s jeho přibývajícím stupněm. Dále jsme ozřejmili fakt, že vlnění procházející axiálním systémem má charakter postupného vlnění, což dokazuje výpočet postupné rychlosti v úseku hrudní páteře u všech měřených probandů. Naopak byla vyvrácena hypotéza o snížení tuhosti páteře během gravidity a o zhoršení tlumících vlastností páteře. Při měření byl odhalen zajímavý jev – zvýšení amplitudy kmitů v oblasti dolní hrudní páteře, konkrétně u obratle Th10. Hodnoty amplitudy obratle Th10 leckdy až několikanásobně převyšovaly hodnoty amplitud okolních obratlů, a to u všech měřených probandů. Přestože nejsme schopni v této práci přesně zdůvodnit tento jev, předkládáme tento výsledek měření jako fakt, který by mohl být předmětem dalších výzkumů a diskuzí.

V neposlední řadě považujeme za přínos této práce důkaz, že páteř je schopná tlumit mechanické buzení od obratle C7 i L5. Ukázalo se tak, že metoda TVS obecně poskytuje možnosti posouzení změny útlumových charakteristik páteře a jejich trend zobrazuje parametry stejně.

Na závěr je možné zkonstatovat, že metoda TVS jako diagnostická metoda pro detekci mechanických vlastností biologických tkání axiálního systému je metodou vhodnou, a to i u gravidních žen, a lze pomocí ní detekovat nejen biomechanické změny celé páteře, ale i jejích jednotlivých úseků.

11 POUŽITÁ LITERATURA

1. CINGLOVÁ, L. *Vybrané kapitoly z tělovýchovného lékařství*. 1.vyd. Praha: Karolinum, 2002. 191s. ISBN 80-246-0492-2
2. ČIHÁK R. *Anatomie I*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2001. ISBN 80-7169-970-5.
3. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009a. 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
4. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009b. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
5. DYLEVSKÝ, I., KORBELÁŘ, P., KUČERA, M. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 252 s. ISBN 80-7169-258-1.
6. DESMOULINE, G., YASIN, N.I.& CHEN, D. W. *Spinal mechanism of pain control*. *Clin. J. Pain.*, [online] 2007 [cit.2013-12-05.] Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17710007>>.
7. FRITZ, M. Description of the Relation Between the Forces Acting in the Lumbar Spine and Whole-Body Vibrations by Means of Transfer Functions. *Clinical Biomechanics* [online]. 2000, vol. 15, pp 234-240. [cit. 2014-03-21]. Dostupné z: <<http://www.biw.kuleuven.be/aee/amc/staff/WimDC/literatuur/Fritz.pdf>>.
8. GRIFFIN, M. J. *Handbook of human vibration*. Reprinted. London [u.a.]: Elsevier, 2004. ISBN 978-012-3030-412.
9. HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. *Biomechanical basis of human movement*, 2.vydání. Pensylvánie USA: Williams & Wilkins, 1995. ISBN 0-683-03863-X.

10. HANÁK, V. *Kmity a vlny – multimediální učební text: diplomová práce*. Brno: Masarykova Univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2011. 112 l. Vedoucí diplomové práce Assoc. Prof. RNDr. Zdeněk Bochníček, Dr.
11. HANZLÍKOVÁ, T., ŠOLTYS, O., VÍŠEK J. A. *Studentská vědecká konference 2002*, 1.vyd. Matem-fyzik.fakulty UK v Praze: MATFYZPRESS, 2002. ISBN 80-85863-86-7.
12. JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
13. JELEN, K., PANSKÁ, Š., KLOUČKOVÁ, K., ZEMAN, J., ČERNÁ, J. Odezva axiálního systému člověka na mechanické vlnění detekované metodou TVS (Transfer Vibration through Spine). *Česká kinantropologie*. 2012, roč. 16, č. 4, s. 94 – 102. ISSN 1211-9261.
14. JELEN, K., ZEMAN, J., KUBOVÝ, P., DRAHORÁDOVÁ, R., HOLUB, T. (2010). Limit loading processes and their reflection in intervertebral dynamics. In KONVIČKOVÁ, S., DENK, F., HOLUB, O. (ed.). *Spinal complexity and its biomechanical reflection*. s. 131 – 141.
15. JIRKOVÁ, L., HORÁK, Z., SEDLÁČEK, R., TICHÝ, P. (2005). Experimentální měření kinematiky lumbální páteře. In KONVIČKOVÁ, S., DANIEL, M., ZAVŘEL, J., MAREŠ (ed.). *Summer Workshop of Applied Mechanics*. s. 71 – 74.
16. KAPANDJI, I., A. *The physiology of the joints volume 3*, 2.vydání. Londýn: Churchill Livingstone, 1974. ISBN 0-443-01209-1.
17. KAPANDJI, I. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. New York: Churchill Livingstone, 2008, ISBN 07020295993.
18. KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1.vydání. Praha: Univerzita Karlova, 1991. ISBN 80-7066-514-9.

19. KIISKI, J., HEINONEN, A., JÄRVINEN, T. L., KANNUS, P., SIEVÄNEN, H. Transmission of vertical whole body vibration to the human body. *Journal of bone and mineral research* [online]. 2008, vol. 23, no. 8, p. 1318 – 1325.[cit. 2014-02-10]. Dostupné z: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1359/jbmr.080315/full>>.
20. KITAZAKI, S., GRIFFIN, M. J. Resonance behavior of theseated human body and effect of posture. *Journal of Biomechanics* [online]. 1998, vol. 31, no. 11, p. 143 – 149. [cit. 2014-02-10]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929097001267>>.
21. LEPIL, O. *Mechanické kmitání a vlnění – studijní modul*. vyd. 1. Olomouc, 2012. ISBN 978-80-244-3295-3.
22. LUKEŠ, J. *Interdisciplinární výzkum řešení problematiky páteřních náhrad*. Edit. Otáhal, S. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, Laboratoř biomechaniky člověka, 2010, s. 41-54. Edice monografií České společnosti pro biomechaniku. ISBN 978-80-01-04494-0.
23. MALÝ, M. a kol. 1999. *Poranenie miechy a rehabilitácia*. Bratislava: Bonus Real, 1999, 313s. ISBN 80-968205-6-7.
24. MACHAČ, D. *Modelování dynamicky zatěžované páteře: diplomová práce*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, 2011. 58 l. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. František Maršík, DrSc.
25. MARŠÍK, F. *Analýza přenosu kmitů na páteři, měřených metodou TVS*. Výzkumná zpráva, 2010.
26. MARŠÍK, F., ZEMAN, J. a JELEN, K. (2010) *Analysis of transmission of vibration trough the spine, measured by TVS method*. [Analýza přenosů kmitů na páteři, měřených metodou TVS.]. Praha: Faculty of Physical Education and Sport, Department of Anatomy and Biomechanics.

27. NAVRÁTIL, M., PLUHAŘ, O. *Měření a analýza mechanického kmitání*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1986. 401 s.
28. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kol. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
29. MACEVILLY, M., BUGGY, D., Back pain and pregnancy: a review. *Pain*. 1996, vol. 64, issue 3, s. 405-414. DOI: 10.1016/0304-3959(95)00184-0. [cit. 2014-06-20]. Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0304395995001840>>.
30. OTÁHAL, J. Reologické vlastnosti biologických struktur. *Patobiomechanika a Patokoneziologie. Kompendium* [online]. 1999. [cit. 2014-03-20]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.h>.
31. PARÁKOVÁ et. al, Vibrace: Neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 2008, roč. 15, 1/2008. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/kramerius/document/ABA008_01501_MED00011088-2008-15.1_s.1-40.pdf;jsessionid=174853C9F666FCED35DDB63EF5C776E3?id=355579>.
32. PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, vol. 13, no. 4, p. 371-379. ISSN 1050-6411.
33. PANSKÁ, Š., KLOUČKOVÁ, K., ZEMAN, J., MAREŠOVSKÝ, L., JELEN, K. (2012). Mechanické zatěžování a stárnutí axiálního systému člověka: identifikace změn pojivových tkání metodou TVS. In ŠTĚPÁNKOVÁ, H. (ed.). *Sborník příspěvků z mezioborové konference o stárnutí*. s. 60 – 69.
34. PRISBY, R., LAFAGE-PROUST, M., MALAVAILL. (2008) Effects of whole body vibration on the skeleton and other organs system in man animal models: What we know and what we need to know. *Ageing Research Rewies* 7 (4), p. 319-329.

35. QASSEM W., OTHMAN M.O. Vibration effects on setting pregnant women - subjects of various masses, *Journal of Biomechanics* [online]. 1996, vol. 29, issue 4. ISSN 00219290. [cit.2014 -02-16]. Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929095000747>>
36. RAVNIK, D. *The influence of mechanical vibrations on shape a funcional stability of the head-neck complex: disertační práce*. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, 2005. 109 l. Vedoucí práce Prof. Ing. Stanislav Otáhal, CSc.
37. REICHL, J. Odraz vlnění v řadě bodů, stojaté vlnění. *Encyklopedie fyziky* [online]. 2013 [cit. 2014-03-02]. Dostupné z: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/168-odraz-vlneni-v-radebodu-stojate-vlneni>>.
38. ROZTOČIL, A. *Moderní porodnictví*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 405 s. ISBN 978-802-4719-412.
39. SIKOROVÁ, L. *Cvičení a pohybové aktivity v těhotenství*. 1.vyd. Brno: Computer Press, 2006. 126s. ISBN 80-251-1202-0.
40. SNEAG, D. BENDO, B., J. A.: Pregnancy - related low back pain. *Orthopedics*, vol. 30, iss. 10, s. 839-846, 2007.
41. ŠIFTA, P., VANĚK, P. (2010) The kinesiological view on complexity of the axial system. In OTÁHAL, S., KONVIČKOVÁ, S., DENK, F., HOLUB, O. (ed.). *Spinal complexity and its biomechanical reflection*. s. 15 – 18.
42. ŠTEFAN, J., HLADÍK J., *Soudní lékařství a jeho moderní trendy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 437 s. ISBN 978-802-4735-948.
43. VALENTA J., KONVIČKOVÁ S. *Biomechanika člověka*, Praha: České vysoké učení technické, 1996. ISBN 80-01-01452-5.
44. VALENTA J., KONVIČKOVÁ S. *Biomechanika člověka II.*, Praha: České vysoké učení technické, 1997. ISBN 80-01-01565-3.

45. VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
46. VEVERKA, F. *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. Vydání.. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1995. 40 s. ISBN 80-7067-474-1.
47. WANG, J. L., PARNIANPOUR, M., SHIRAZI-ADL, A. & ENGIN, A. E. (2000). Viscoelastic finite – element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. *Spine*, 25(3), 310-318.
48. WANG, Y., RAHMATALLA, S. Human head – neck models in whole - body vibration: Effect of posture. *Journal of Biomechanics*. 2013, vol. 46, issue 4, s. 702-710. DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.11.037.
49. WHITE, A. A., PANJABI, M. M., *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, c1990, ISBN 03-975-0720-8.
50. ZEMAN, J. *Metody neinvazivního měření vibrační přenosové funkce lidské páteře in vivo v poloze na břiše: autoreferát disertační práce* [online]. 2008 [cit. 2014-03-05]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/doktorske_sk/obhaj/Zeman.pdf>
51. ZEMANOVÁ, P.: *Identifikace reologických vlastností meziobratlové ploténky in vitro metodou volných oscilací, dizertační práce* [online]. 2007 [cit. 2014-03-05]. Dostupné z:<<http://www.ftvs.cuni.cz/images/stories/Zemanova.pdf>>

12 PŘÍLOHY

Příloha 1: Informovaný souhlas a žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

V souladu se Zákonem „O péči o zdraví lidu“ (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žádám o souhlas k vyšetření metodou TVS (Transfer Vibration through Spine), které je součástí mé diplomové práce, kterou realizuji v rámci studia fyzioterapie na Univerzitě Karlově, Fakultě tělesné výchovy a sportu. Cílem vyšetření je identifikovat a charakterizovat parametry axiálního systému a jejich změny během těhotenství. Vyšetření trvá cca 45 minut a provádí se u gravidní ženy ležící na břiše na speciálně tvarované matraci. První měření proběhne u gravidní ženy v první půlce těhotenství a druhé měření bude provedeno s odstupem 2-3 měsíců. Jedná se o zásah neinvazivní a bezbolestný, který neovlivňuje lidský organismus.

Dále Vás žádám o souhlas s uveřejněním výsledků vyšetření v rámci mé diplomové práce na FTVS UK. Osobní data v této práci nebudou uvedena.

Dnešního dne jsem byl odborným pracovníkem poučen o plánovaném vyšetření. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měla jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
http://www.ftvs.cuni.cz/

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

Název: Detekce reologických změn axiálního systému gravidních žen pomocí metody TVS

Forma projektu: diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Bc. Veronika Plačková

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

Popis projektu Diplomová práce bude mít charakter experimentální studie. Výzkum bude realizován na 8 gravidních ženách pomocí metody TVS (Transfer Vibration Through Spine). Cílem diplomové práce je detekovat reologické změny axiálního systému gravidních žen a ukázat možnost využití metody TVS pro obecné zatěžování axiálního systému a optimalizaci zátěžových a regeneračních režimů.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Metoda TVS (Transfer Vibration Through Spine), která bude realizována v diplomové práci, není invazivní metodou. Měření probíhá v biomedicínské laboratoři na katedře biomechaniky UK FTVS.

Etické aspekty výzkumu

Těhotné ženy budou součástí klinického výzkumu, prováděného k získání nových poznatků o těhotenství a změnách s ním spojených.

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne: 15. 12. 2013

Podpis autora: Plačková V.

Vyjádření etické komise UK FTVS

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

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 207/2013
dne: 17. 12. 2013

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
řazítka školy
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedy EK