

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Kvantifikace axiálního systému člověka

metodou TVS

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracoval:

Bc. Adam Benyovszky

Praha, duben 2015

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

V Praze, dne

.....

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

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za pomoc při zpracování tématu práce a ochotu se kdykoli sejít ke konzultaci, která pro mne byla vždy přínosná.

Abstrakt

Název práce: Kvantifikace axiálního systému člověka metodou TVS

Cíl práce: Cílem diplomové práce je představit metodu TVS jako adekvátní metodu k určování biomechanických vlastností axiálního systému člověka (AS).

Metoda: Diplomová práce předkládá analýzu dat z několika kazuistik, jež byly v průběhu vývoje metody TVS získány. Pro analýzu byla vybrána data šesti těhotných žen, které v průběhu těhotenství dvakrát podstoupily měření TVS. Na dvou úsecích AS (Th2-Th9 a L2-Th11) je zde zkoumána schopnost AS vibrace tlumit v závislosti na stupni těhotenství. Získané výsledky jsou kvantifikovány a poskytují informace o rezonančních frekvencích, tuhosti a útlumu vybraných částí AS.

Výsledky: Metoda TVS se ukázala jako adekvátní k poskytnutí informací o změně mechanických vlastností AS v závislosti na zvoleném parametru a umožňuje kvantifikaci hledaných biomechanických vlastností AS. Výsledky ukázaly, že u čtyř probandů došlo vlivem těhotenství k zlepšení tlumících parametrů AS a u dvou k jejich zhoršení.

Klíčová slova: IVD, Transfer Vibration through Spine, přenos mechanických vibrací axiálním systémem, útlum a propustnost AS

Abstract

Title: Quantification of the axial system of humans by the TVS method

Objective: The aim of this thesis is to introduce the TVS method as an adequate method for determining the biomechanical properties of the human axial system (AS).

Method: This thesis presents data analysis from a series of case studies, which were obtained during the development of the TVS method. The data for the analysis were selected by the TVS measurements two times during the pregnancy of six women. On two sections of AS (Th2-Th9 and T11-L2), we examined the ability to soften vibrations of AS with regard to the stage of pregnancy. The results are quantified and provide information about the resonant frequencies, stiffness and damping of selected parts of AS.

Results: The TVS method seemed to be adequate to provide information about the change of mechanical properties in depending on the selected parameter and allows the quantification of the biomechanical properties of AS. The results showed the improvement of damping parameter in case of four respondents, whereas the deterioration in case of two respondents.

Keywords: IVD, Transfer Vibration through Spine, transmitting mechanical vibrations by the axial system, damping and throughput AS

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK..... | 8 |
| 1 ÚVOD | 10 |
| 2 CÍLE PRÁCE, HYPOTÉZY | 11 |
| 2.1 CÍLE PRÁCE..... | 11 |
| 2.2 HYPOTÉZY..... | 11 |
| 3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA | 12 |
| 3.1 Anatomie axiálního systému | 12 |
| 3.2 Mechanické vlastnosti biologických materiálů..... | 17 |
| 3.3 Fyzikální podstata přenosu vibrací páteřním systémem | 19 |
| 3.4 Přenos vibrací páteřním systémem – rešerše literatury | 21 |
| 3.5 Shrnutí výsledků z rešeršního šetření | 27 |
| 3.6 TVS - přehled literatury..... | 29 |
| 4 TVS - TRANSFER VIBRATION THROUGH SPINE | 30 |
| 4.1 Metodika měření..... | 30 |
| 4.2 Měřený soubor | 31 |
| 4.3 Analýza dat, metodika výzkumu | 32 |
| 5 VÝSLEDKY | 41 |
| 6 DISKUZE | 54 |
| 7 ZÁVĚR..... | 59 |
| POUŽITÁ LITERATURA | 60 |

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

| značka | význam | jednotka |
|----------------|---|------------------------|
| b | Koeficient útlumu | [1] |
| E | Youngův modul pružnosti | [Pa] |
| f | Frekvence | [Hz] |
| F, f(t) | Síla | [N] |
| K, k | Tuhost | [J] |
| g | Tíhové zrychlení | [ms ⁻²] |
| G | Modul pružnosti ve smyku | [$\frac{J}{m^3}$] |
| H | Modul stlačitelnosti | [$\frac{J}{m^3}$] |
| t | Čas | [s] |
| m | Hmotnost | [kg] |
| M | Hmotnost a geometrické rozměry | [kgm ²] |
| γ | Tlumení | [J.s] |
| Ω | Úhlová frekvence | [rad.s ⁻¹] |
| φ | Výchylka, ohyb | [rad] |
| σ | Napětí | [Pa] |
| ω ₀ | Vlastní frekvence soustavy | [rad.s ⁻¹] |
| U | Propustnost segmentu obratel - ploténka | [%] |
| U _c | Celkový útlum vybraného úseku AS | [1] |
| W | Energie | [J] |
| e | Eulerovo číslo | |
| IVD | Meziobratlová ploténka, Intervetebral Disc | |
| KKT | Khan Khinetic Treatment | |
| TVS | Transfer Vibration through Spine | |
| C1-C7 | Krční obratle | |
| Th1-Th12 | Hrudní obratle | |
| L1-L5 | Bederní obratle | |

S1-S5

Obratle křížové kosti

Co1-Co5

Obratle kostrče

$\dot{\varphi}(t)$

První derivace funkce $\varphi(t)$

$\ddot{\varphi}(t)$

Druhá derivace funkce $\varphi(t)$

1 ÚVOD

Zdravotní komplikace související s axiálním systémem člověka (AS) trápí v dnešní době obrovské množství lidí. Až 60 % pacientů si u svého lékaře stěžuje na bolesti zad (Dylevský, 2009).

Mezi časté příčiny tohoto jevu patří nadměrná, nebo nevhodná pohybová aktivita – ať již způsobena zaměstnáním, nebo volnočasovou aktivitou, např. sportem. Takové přetěžování může vést až k destruktivním změnám v organismu (Jelen, 1999; Pastucha, 2010; Whiting, 2008). Na druhé straně životní styl mnoha lidí vykazuje nedostatek pohybové aktivity, což má také často za následek až degenerativní změny v organismu jedince (Jelen, 2012). Mimo zmíněné fenomény dnešní doby, můžeme vystopovat problémy s axiálním systémem u lidí nemocných, těhotných žen, starých osob a mnoha dalších. Popsat obecně všechny vlivy vedoucí ke změnám ve struktuře a funkci axiálního systému člověka je složitý problém a v této práci se jím věnovat nebudeme.

To vše naznačuje, že nalezení vhodné metody k diagnostice mechanických vlastností axiálního systému má velký význam. Znalost visko-elasto-plastických parametrů AS se jeví jako rozhodující pro určení léčebných postupů, rehabilitace, regenerace, nebo například při dávkování zatížení ve sportovním tréninku.

Diplomová práce představuje metodu TVS (Transfer vibration through spine) a ukazuje možnosti jejího využití jako diagnostické metody pro určení mechanických vlastností AS. Práce předkládá analýzu dat z několika kazuistik, jež byly v průběhu vývoje metody TVS získány. Pro analýzu byla vybrána data šesti těhotných žen, které v průběhu těhotenství dvakrát podstoupily měření TVS. Na dvou úsecích AS (Th2-Th9 a L2-Th11) je zde zkoumána schopnost AS vibrace tlumit v závislosti na stupni těhotenství. Získané výsledky jsou kvantifikovány a poskytují informace o rezonančních frekvencích, tuhosti a útlumu AS.

Práce navazuje na bakalářskou práci Přenos vibrací páteřním systémem (Benyovszky, 2012).

2 CÍLE PRÁCE, HYPOTÉZY

2.1 CÍLE PRÁCE

Cílem diplomové práce je představit metodu TVS jako adekvátní metodu k určování biomechanických vlastností axiálního systému člověka. Konkrétně se jedná o určení rezonančních frekvencí vybraných segmentů páteře a stanovení jejich útlumových charakteristik.

2.2 HYPOTÉZY

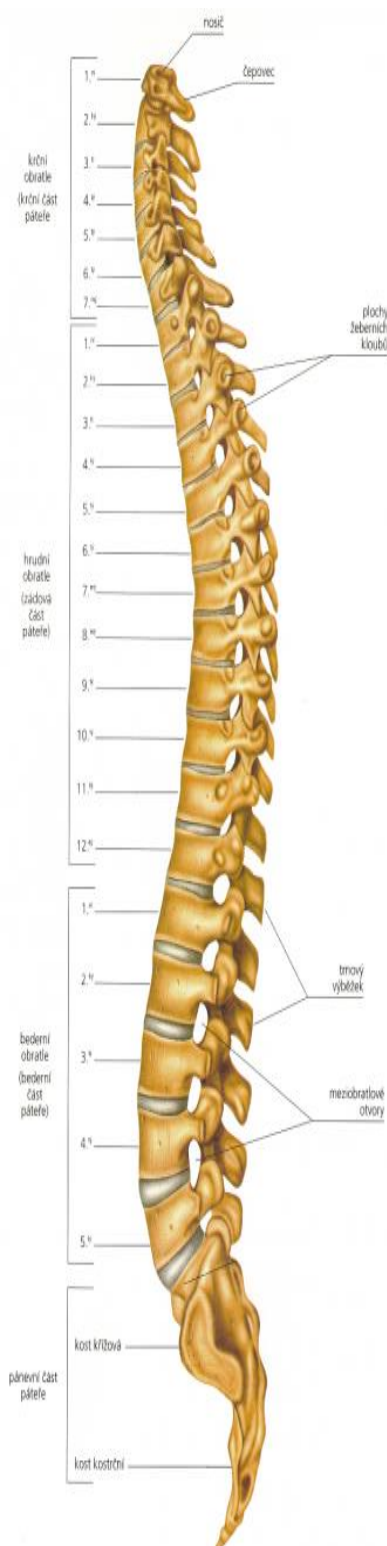
Hypotéza 1: Metodou TVS je možné detekovat změny mechanických vlastností páteře.

Hypotéza 2: Vlivem těhotenství dojde k reologickým změnám AS. Tyto změny je možné pomocí TVS detekovat a kvantifikovat.

3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

V tomto oddílu uvedeme teoretická východiska, která jsou podstatná pro metodu TVS. Kapitoly 3.1, 3.2 a 3.4 jsou z velké části převzaty z bakalářské práce Přenos vibrací páteřním systémem (Benyovszky, 2012).

3.1 Anatomie axiálního systému



Axiální systém je tvořen páteří, spoji na páteři, přilehlými svaly, kosterním základem hrudníku, jeho spoji a dýchacími svaly (Dylevský, 2009). Axiální systém plní tyto tři základní funkce: umožňuje pohyb, udržuje tělo ve vzpřímené poloze, chrání míchu.

Páteř (columna vertebralis)

Páteř (columna vertebralis) je kostěný sloupec složený z 33-34 obratlů, 23 meziobratlových destiček, z 24 pohybových segmentů. Pohybovým segmentem rozumíme sousedící obratlová těla, pár meziobratlových kloubů, meziobratlovou destičku a přilehlé fixační vazy a svaly (Dylevský, 2009).

Obratel (vertebra)

Základní stavební jednotkou páteře je obratel (vertebra). Podle toho, v jaké části páteře se obratel nachází, rozlišujeme obratle krční (C1-C7), hrudní (Th1-Th12), bederní (L1-L5) a obratle srostlé v kost křížovou a kostrč. Až na první dva obratle (atlas a axis) mají všechny ostatní obratle stejné základní komponenty. Jsou to tělo obratle, obratlový oblouk a kloubní výběžky.

Tělo obratle (corpus vertebrae)

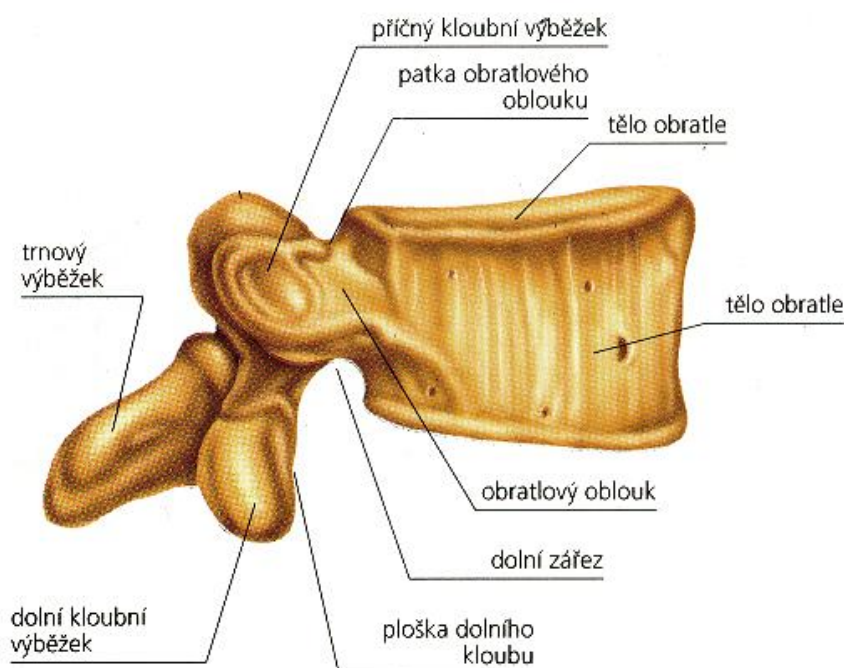
Jedná se o nosnou část obratle. Je tvořeno krátkou kostí s tenkou kompaktní částí na bočních plochách. Na styčných plochách je pak kompaktní část silnější, vnitřek těla obsahuje spongiózní část.

Obratlový oblouk (arcus vertebrae)

Obratlový oblouk je zezadu připevněn k tělu obratle. Společně s tělem obratle ohraničuje páteřní otvor (foramen vertebrales).

Obratlové výběžky

Rozlišujeme 3 typy obratlových výběžků. Kloubní výběžky (processus articulares superiores et inferiores) jsou párové výběžky. Liší se svým tvarem a směřováním podle toho, v jaké části páteře se nacházejí. Příčné výběžky (processus transversi) směřují od boků obratle ven. Příčný výběžek krčních obratlů má v sobě otvor, kterým prochází páteřní tepna. Trnové výběžky (processus spinosi) jsou nepárové a směřují vzad. Stejně jako u kloubních výběžků se jejich tvar v závislosti na umístění v páteři liší.



Obrázek 2: Obratel (Holík, 2006)

Meziobratlové destičky (disci intervertebrales)

©MMG 2002



Obrázek 3 Meziobratlová ploténka
zdroj: Skill Builders Physiotherapy & Rehabilitation Centre, dostupné z: <http://www.skillbuildersrehab.com/contact.html>

Meziobratlové destičky jsou ploténky, jejichž složení odpovídá vazivové chrupavce. Spojují sousedící obratlová těla. Meziobratlová ploténka se skládá z jádra (nucleus pulposus) a krycích vazivových prstenců (anuli fibrosi). V meziobratlové ploténce probíhá také celá řada významných biologických procesů.

Nucleus pulposus obsahuje náhodně orientovaná kolagenová vlákna (Inoue, 1981) a elastinová vlákna (někdy

až 150 μm dlouhá) uspořádaná radiálně; tato vlákna jsou obklopena vysoce hydratovaným gelem obsahujícím bílkovinu aggrecan. Uvnitř této struktury jsou s poměrně malou hustotou 4000-5000/mm³ (Marouda, 1975) rozptýleny chondrocytické buňky. Chemická struktura nuclea velmi dobře absorbuje vodu, obsah vody se pohybuje mezi 85-90% po narození a kolem 70% ve starším věku (Jayson, 1973). Obsah vody a uspořádání vláken má zásadní vliv na mechanické vlastnosti meziobratlové destičky. Tlak v centru normálního nuclea nikdy není nulový díky existujícímu předpětí, a to i když je disk zcela nezatížen. Tento mechanismus zajišťuje větší odolnost disku vůči zatížení (Hirsch, 1955; Kapendji, 1974). Nucleus pulposus je obklopen tkání annulus fibrosus. Mezi oběma částmi je v mladším věku (<10 let) zřetelná hranice (Urban et al., 2003).

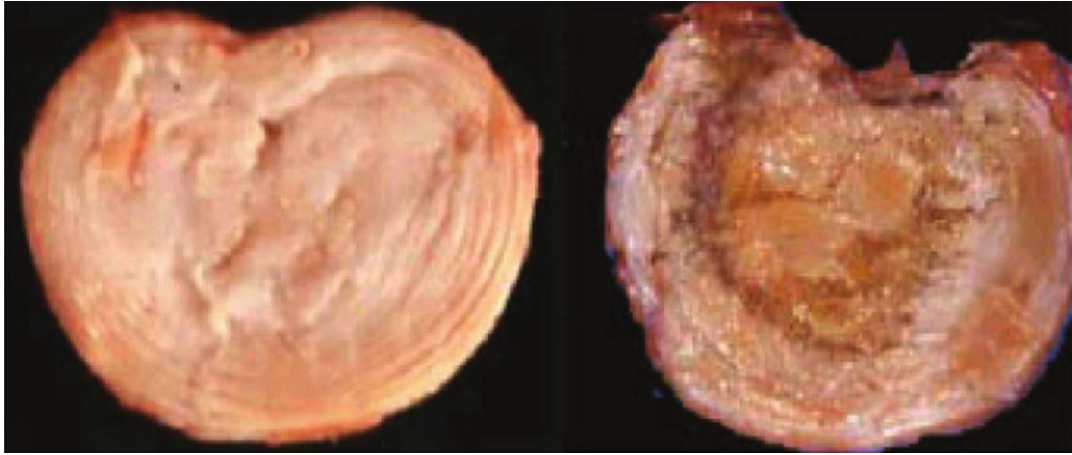
Annulus je tvořen 15-25 koncentrickými prstenci s kolagenovými vlákny ležícími paralelně uvnitř každého prstence (Marchand, 1990). Vlákna jsou orientována s odklonem přibližně 60° od vertikální osy, a to střídavě vlevo a vpravo u každé sousedící lamely. Mezi lamelami jsou elastinová vlákna napomáhající disku po mechanické deformaci vrátit se do původního tvaru. Radiálně orientovaná vlákna spojují jednotlivé lamely (Yu et al., 2002).

Třetí morfologicky odlišná oblast IVD je chrupavčitá ploténka, což je tenká, obvykle méně než 1 mm silná vrstva hyalinní chrupavky. Tvoří přechod mezi meziobratlovým diskem a těly obratlů. Kolagenová vlákna chrupavky směřují horizontálně a paralelně k obratlovým tělům, a část vláken směřuje do disku (Roberts et al., 1989).

Kolem osmého roku života se vytrácí zásobování meziobratlové destičky krví, a v tkáni zůstávají po cévkách prázdná místa. Ta sice umožňují difuzi metabolitů, zároveň však způsobují oslabení struktury destičky (Farfan, 1973). V disku zdravých dospělých jedinců se nachází již jen málo krevních cév, pokud vůbec nějaké, a jen sporadicky také nervy, omezené navíc jen na vnější lamelu, z nichž některé jsou zakončeny proprioceptory (Roberts et al., 1989). Tkáň chrupavčité ploténky, stejně jako všechny hyalinní chrupavčité tkáně, je u dospělých jedinců běžně naprosto avasculární a anervní.

Dokud je nucleus pulposus dobře hydratovaný a vlákna annulu dobře vyživovaná a nepoškozená, funkce meziobratlové destičky zůstává zachována. S postupujícím věkem a jako důsledek namáhání nebo dokonce zranění, však dochází ke zhoršení až ztrátě potřebných hydraulických a elastických vlastností destičky. Děje se tak v důsledku více procesů. Jednak v důsledku ztráty vody v tkáni nuclea a následného zmenšení předpětí v něm (Hirsch, 1955; Kapendji, 1974), dále narušení a přeskupení kolagenových a elastinových vláken nuclea i annulu a konečně v důsledku degenerace hyalinní chrupavčité ploténky (Naylor et al., 1976; Markolf et al., 1974). Traumatická poranění zapříčiněná prudkým přetížením mohou způsobit

ruptury vláken annulu. Tyto ruptury bývají prvně zaznamenávány už ve věku kolem 25 let. Po 45. roku života je běžné znatelné měknutí posteriorální části annulu a kolem 80 let věku již lze mluvit o naprosté dezorganizaci lamel annulu (Fahrni, 1975; Fitchie 1970). Na obr. 4 je možno porovnat vzhled zdravé a silně opotřeбенé meziobratlové destičky.



Obrázek 4: Zdravá (vlevo) a značně degenerovaná (vpravo) IVD. Na zdravé ploténce jsou jasně viditelné lamely annulu obklopující měkký nucleus pulposus. Vpravo na degenerované destičce je nucleus dehydratovaný a annulus dezorganizovaný; (Urban et al., 2003).

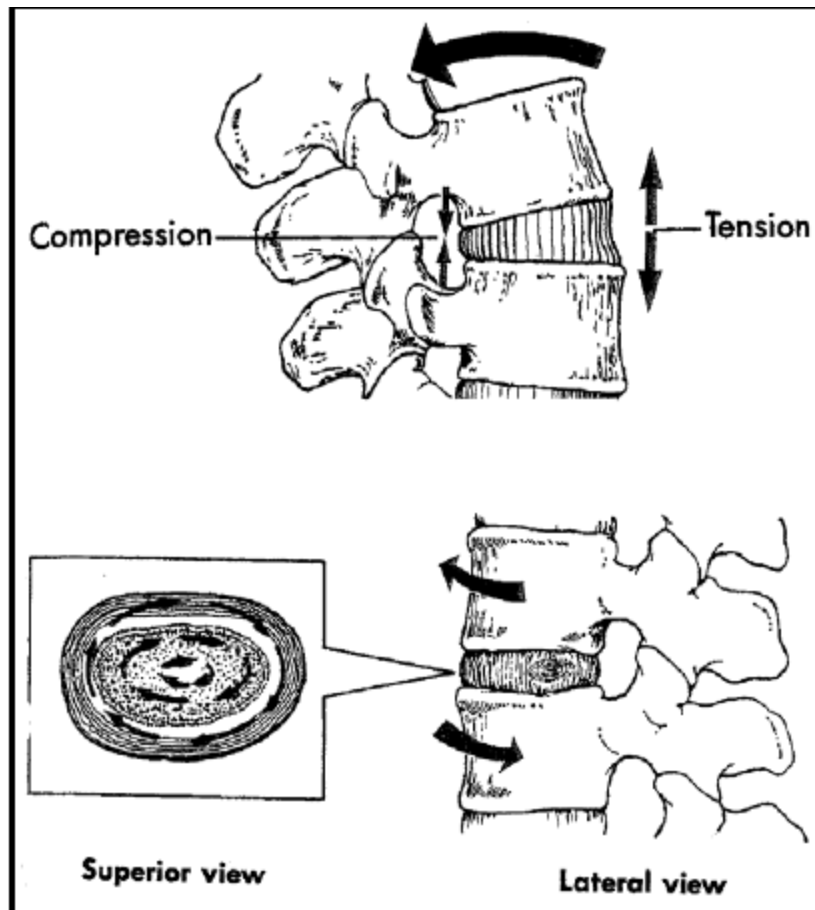
Meziobratlové destičky působí v páteři jako hydrodynamické tlumiče (Dylevský, 2009). Absorbují sílu statickou i dynamickou. Mechanické vlastnosti meziobratlové destičky ovlivňují pohyblivost jednotlivých páteřních segmentů. Při dynamickém zatížení dochází k pohybu obratlů, přičemž je ploténka zatížena nerovnoměrně. To může mít za následek její poškození. Mohou vznikat štěrbiny a trhliny v krycím vazivovém prstenci a může dojít k celkovému zmenšení meziobratlového prostoru. Biomechanická zátěž může také způsobit intradiskální posuny, které mohou vyústit až k výhřezu jádra a jiných částí meziobratlového disku (Waberžinek, 2004). K výhřezu meziobratlové ploténky dochází nejčastěji v oblasti bederní páteře (Dylevský, 2009; Hsu et al., 1990). To je zapříčiněno zadním podélným vazem, který brání vysunutí IVD. V této oblasti páteře je tento vaz nejužší (Dylevský, 2009). Další z důvodů je působení značné hmotnosti těla, které je páteř v této oblasti vystavena.

Hodnoty fyzikálních veličin, které charakterizují mechanické vlastnosti meziobratlové ploténky, nejsou zatím dobře známy. Jsou silně závislé na mnoha faktorech a pohybují se ve velkém rozsahu, jak ukazuje následující výčet (Maršík, 2010).

Modul stlačitelnosti 10 – 1500 kPa

Modul pružnosti ve smyku 5 – 600 kPa

Koeficient smykové viskozity 100 – 1500 Pa.s



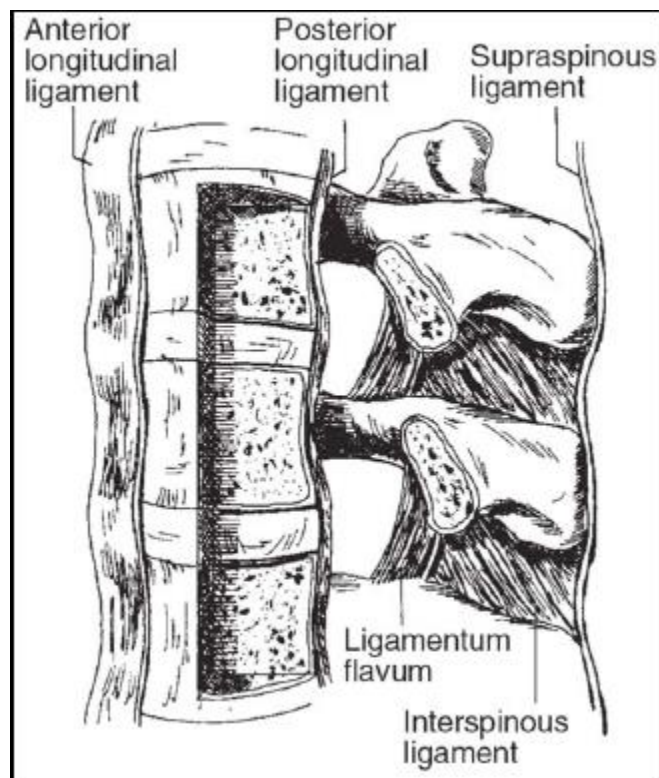
Obrázek 5 Zatížení IVD (Horák, 2009)

Svaly, vazy, mozkomíšní mok

Axiální systém vedle kostěné složky a meziobratlové ploténky zahrnuje velké množství svalů a vazů přilehlých k páteři. Vazy fixují vzájemně jednotlivé obratle, propojují páteř jako celek a omezují pohyb obratlů (Horák, 2009). Z hlediska námi sledovaných metod působí tyto komponenty jako tlumiče vibrací. Jejich stav (např. napětí, tuhost) ovlivňuje charakter prostupující vlny, čehož využíváme k popisu kvality těchto komponent.

Vazy dělíme na dlouhé a krátké, přičemž na fixaci pohybových segmentů se podílí oba typy (Dylevský, 2009).

Mozkomíšní mok je čirá bezbarvá tekutina, která chrání mozek a míchu před otřesy a jinými mechanickými podněty. Vedle mechanické funkce se mozkomíšní mok podílí na udržení homeostázi a zajišťuje mnoho metabolických procesů. Ovlivňuje viskozitu páteře a jeho objem v těle dospělého člověka činí přibližně 120 -180 ml a (Lipenský, 2012).



Obrázek 6: Páteřní vazy (Horák, 2009)

3.2 Mechanické vlastnosti biologických materiálů

Biologické materiály se od materiálů umělých liší především proměnlivostí svých vlastností. Konkrétně u lidské tkáně jsou mechanické vlastnosti silně ovlivněny věkem, pohlavím jedince, jeho zdravotním stavem a celkovým životním stylem. Fyzikálně můžeme lidskou tkáň charakterizovat jako materiál viskoelastický, nehomogenní, anizotropní (Janura, 2003).

Základní mechanické vlastnosti, které charakterizují jakoukoli látku, jsou **tuhost** a **elasticita (pružnost)**. Tuhostí rozumíme schopnost materiálu odolávat deformacím. Lze ji vyjádřit jako poměr změny síly působící na tkáň a odpovídající změny deformace (Navrátil, Pluhař, 1986). Podle směru působících sil na tkáň rozlišujeme deformaci v tahu, tlaku, ohybu, ve smyku a v kroucení. Při deformaci v tahu působí na těleso dvě síly opačného směru směrem od těžiště tělesa, naopak při deformaci v tlaku působí na tkáň síly opačného směru směrem ke středu tělesa. Při ohybu dochází k deformaci vlivem síly působící na střed tělesa podepřeného na obou koncích. Při deformaci ve smyku působí na těleso dvě síly opačného

směru na horní a dolní podstavu tělesa, vrstvy se vůči sobě posunují, ale jejich vzdálenosti jsou stejné (Rosina, 2007).

Elasticita vyjadřuje schopnost materiálu vrátit se po odeznění zatížení do původního stavu. Tuhost a elasticitu materiálu lze také popsat pomocí **modulu stlačitelnosti** \mathbf{H} [$\frac{J}{m^3}$] a **modulu pružnosti ve smyku** \mathbf{G} [$\frac{J}{m^3}$] (Maršík, 2010).

Tyto parametry tkání závisí do velké míry také na konkrétním stavu jedince, tj. jestli je před zátěží, po zátěži, míra svalového tonu atd.

Dalším důležitým parametrem látek je schopnost odolávat **napětí** σ . Jestliže na plochu o velikosti S působí síla o velikosti F , pak je velikost napětí definováno vztahem $\sigma = \frac{F}{S}$ [Pa].

Vztah mezi deformací a působící silou na látku popisuje **Hookův zákon**. Podle Hookova zákona platí:

$$\sigma = E\varepsilon$$

kde \mathbf{E} je **Youngův modul pružnosti** [Pa] a ε vyjadřuje poměr mezi prodloužením daného materiálu při působení síly a délkou materiálu v klidu.

Pro představu uvedeme hodnoty Youngova modulu pružnosti v tahu pro některé materiály (Watkins, 1999, cit. dle Janura, 2003).

| Materiál | Průměrná hodnota [MPa]. |
|---------------------|--------------------------------|
| Kompaktní kost | 12700 – 19400 |
| Ligamentum patellae | 400 |
| Elastin | 0,6 |

Biologický materiál má viskoelastické vlastnosti, proto jeho důležitou charakteristikou je **viskozita** [Pa.s]. Viskozita vyjadřuje odpor proti změně tvaru deformované tkáně nebo orgánu při působení deformace (Rosina, 2007).

3.3 Fyzikální podstata přenosu vibrací páteřním systémem

Vlivem expozice vibracím dochází ke vzniku mechanického vlnění, které se šíří přes celý páteřní systém. Díky tomu, že mechanická energie vlny se superponuje na mechanickou energii obsaženou v jednotce objemu látky, je rychlost přenosu vlny, popř. její útlum spojen s těmi parametry látky, které hustotu mechanické energie charakterizují, tj. elastické moduly, viskozita, popř. i plasticita. Z rychlosti šíření či zrychlení vln můžeme zpětně usuzovat na mechanické vlastnosti látky, kterou vlna prochází. Na této vlastnosti je metoda TVS založena (Maršík, 2010). Pro naše účely je vhodné páteř považovat za řetěz pružně spojených obratlů, který díky elasticitě a viskozitě meziobratlové ploténky (a dalších přilehlých anatomických struktur) vykazuje v přiblížení malých výchylek stejné vlastnosti jako vzájemně vázané tlumené lineární oscilátory (Maršík, 2010).

Pohybová rovnice tlumeného lineárního oscilátoru buzeného vnější silou $f(t)$ je dána vztahem:

$$M\ddot{\varphi}(t) + \gamma\dot{\varphi}(t) + K\varphi(t) = f(t) \quad (1)$$

kde φ [rad] je ohyb segmentu (v našem případě obratel – ploténka), M [kg. m^2] značí hmotnost a geometrické rozměry segmentu, γ [J.s] tlumení okolní vazivové tkáně působící na segment a K [J] vyjadřuje ohybovou tuhost segmentu obratel – ploténka, (Machač, 2011).

Vnější budící síla má obvykle harmonický průběh $\bar{A}\sin\Omega t$.

Vydělením rovnice (1) koeficientem M , dosazením vztahu $\bar{A}\sin\Omega t$ za $f(t)$ a přeznačením ostatních koeficientů dostáváme tvar:

$$\ddot{\varphi}(t) + 2b\dot{\varphi}(t) + \omega_0^2\varphi(t) = A\sin\Omega t, \quad (2)$$

kde

$$b = \frac{\gamma}{2M}, \omega_0 = \sqrt{\frac{K}{M}}, A = \frac{\bar{A}}{M} \quad (3)$$

Řešením rovnice (2) při počátečních podmínkách $\varphi(0)=0$ a $\dot{\varphi}(0)=0$ dostaneme odezvu, která stejně jako vstupní síla má harmonický průběh a má tvar

$$\varphi(t) = |B|\sin(\Omega t + \psi) \quad (4)$$

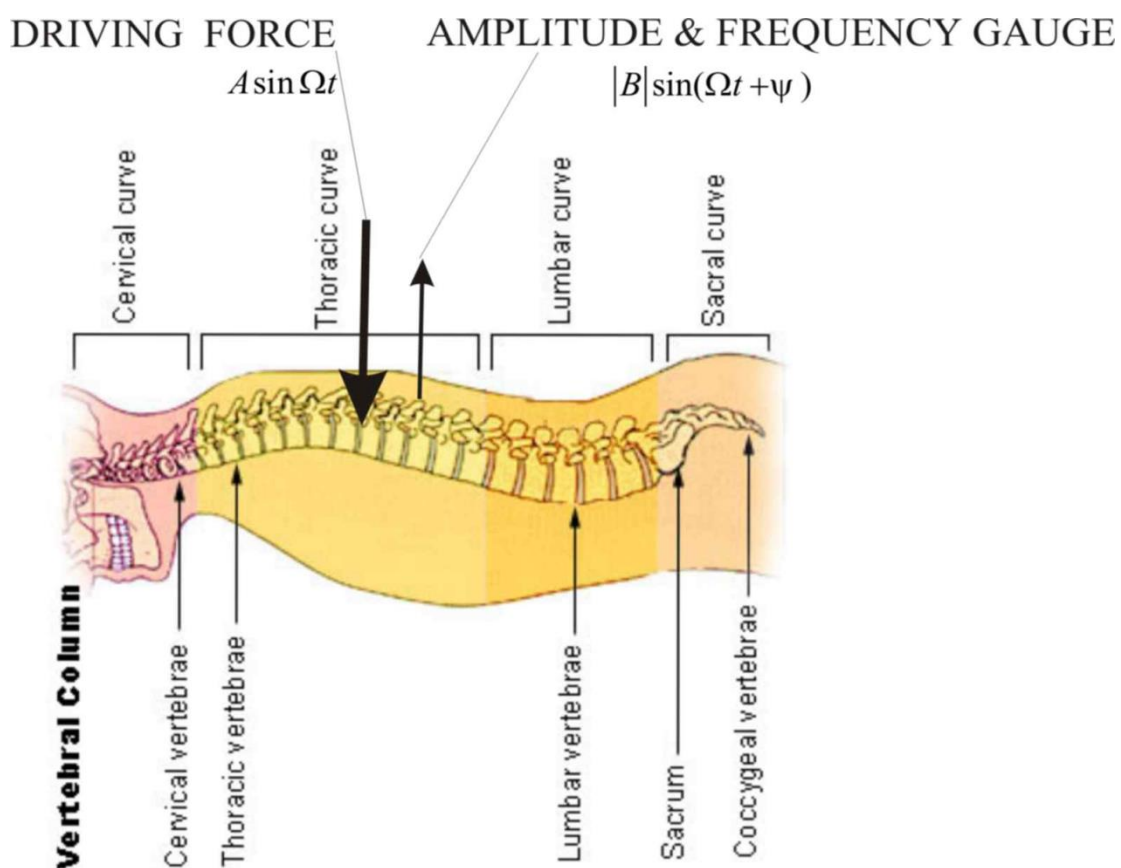
kde

$$|B| = \frac{A}{\sqrt{(\omega_0^2 - \Omega^2)^2 + 4b^2\Omega^2}}, \psi = \arctan\left(\frac{2b\Omega}{\omega_0^2 - \Omega^2}\right) \quad (5)$$

kde ω_0 [Hz] je vlastní frekvence soustavy obratel - ploténka a ψ je fázový posun, b [1] vyjadřuje tlumení soustavy (Machač, 2011).

Z těchto rovnic je pro naše účely důležitá vlastní frekvence ω_0 , kterou lze určit z naměřených dat a která nám díky vztahům (3) poskytne informace o změně tuhosti K analyzovaného segmentu páteře. V práci dále budeme určovat b koeficient útlumu. Jeho experimentální zjištění je popsáno v oddílu TVS.

Způsoby, jak experimentálně pomocí TVS získat další hodnoty visko-elasto-plastických parametrů AS, jsou předmětem současného výzkumu a přesahují rámec této práce.



Obrázek 7: Princip TVS (Maršík,2010)

3.4 Přenos vibrací páteřním systémem – rešerše literatury

Problematikou přenosu vibrací se celosvětově zabývá velké množství autorů. Metody využívající vibrace jako diagnostickou metodu jsou poměrně časté ve strojírenství a stavitelství. Vibrodiagnostika se užívá k analýze technického stavu a opotřeбенí objektů, vyhodnocení provozuschopnosti strojů atd. (Helebrat, 2004). V biomechanice či biomedicíně jsou tyto metody ojedinělé. Literatura na toto téma nalezena nebyla - mimo literaturu týkající se TVS, které bude věnována samostatná kapitola.

Nalezeno bylo velké množství literatury, jež zkoumá expozici vibracím jakožto nežádoucí vliv prostředí. Méně autorů se zabývá vibracemi jakožto léčebnou metodou.

Přesto jsou některé výsledky těchto studií pro námi sledované účely užitečné – zvláště pak údaje týkající se rezonančních frekvencí potvrzují výsledky, jež byly metodou TVS získány.

Mnoho studií (např. Rubin et al. 2008; Jandák, 2007; Fritz, 2000) zmiňuje, že vystavení těla dlouhodobým vibracím vyvolává v lidském organismu nepříznivou odezvu, která může vést až k nevratnému poškození. Takovým vibracím se vystavujeme například při jízdě v dopravních prostředcích, při práci s mechanickými stroji ve strojírenství, hutnictví, stavebnictví či hornictví. My se v této práci omezíme na vliv expozice vibracím na páteřní systém. Pro ilustraci uvedeme hodnoty zrychlení některých vibrací, kterým se vystavujeme v dopravních prostředcích (Ravnik, 2002).

| vozidlo | zrychlení [ms^{-2}] |
|----------------------|--------------------------------|
| osobní auto | 0,20-0,75 |
| autobus | 0,40-0,80 |
| traktor | 0,40-2,80 |
| vysokozdvížený vozík | 0,40-2,00 |
| lokomotiva | 0,30-0,60 |
| tank | 1,50-3,50 |
| lod' | 0,50-0,70 |
| vrtulník | 0,10-1,55 |

Ukazuje se (Yates et al. 2011; Fritz, 2008), že vystavení těla vibracím, rázům či nepřiměřenému statickému zatížení způsobuje degenerativní změny především v oblasti bederní páteře. Při dlouhodobém vystavení těmto podnětům může dojít například k vyhřeznutí meziobratlové ploténky. Přibližně 62% výskytu výhřezů IVD je lokalizováno právě v oblasti bederní páteře (Dylevský, 2009).

Pro posouzení vlivu těchto podnětů se používají nejčastěji dvě metody. Jednou z nich je vystavení člověka v laboratorních podmínkách těmto podnětům a měření odezvy. Druhou pak je sestavení biomechanického modelu a zkoumání vlivu vibrací na něm.

Velmi častý způsob výzkumu demonstrujeme na studii Fritze (2000). Jedná se o biomechanický model sestavený z částí imitující hlavu, krk trup, paže a pánev. Model je sestaven tak, aby co nejvěrněji simuloval lidské tělo. Tento model je připevněn k vibrační desce, jež je rozvibrována s harmonickým zrychlením dosahující hodnoty $0,2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. K posouzení vlivu vibrací je následně snímána síla, jakožto odezva na vibrace. Naměřené hodnoty jsou pak vyhodnoceny prostřednictvím přenosové funkce a srovnány s normami. K největšímu přenosu docházelo při frekvencích do 10 Hz.

V jiné studii Kiiski et al. (2008) uvádějí experiment, jehož cílem bylo určit parametry vibrací, jež jsou pro zdraví člověka škodlivé. Tato studie zkoumá a třídí vibrace o široké škále amplitud (0,05 – 3 mm) a frekvencí (10 – 90 Hz) a hledá vibrace, které jsou potenciálně nebezpečné pro kostní tkáň.

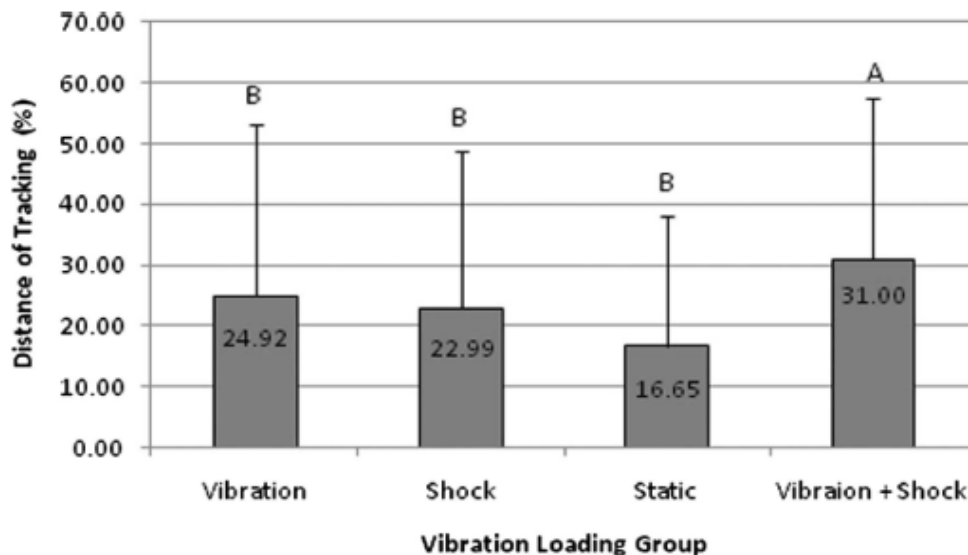
Experimentu se zúčastnili čtyři muži, kterým byly na tělo (kotníky, kolena, kyčle a bederní páteř) připevněny akcelerometry, snímající šíření vibrací vyvolaných oscilující deskou, na které stáli. Žádný z účastníků se necítil po skončení zátěže unavený. Avšak všichni cítili jisté nepohodlí speciálně při frekvencích 20 a 25 Hz, když amplituda byla vyšší než 0,5 mm (zrychlení se pohybovalo mezi hodnotami (0,8 – 7,5 g). Navíc jeden účastník necítil chodidla při amplitudě 3 mm a frekvenci 40 Hz (platforma dosahovala maximálního zrychlení 19 g), ale ihned po skončení se cit začal vracet. Další z účastníků hlásil mírnou bolest v patě večer po skončení procedury, ale tato bolest vymizela sama během dvou dnů. K významnému přenosu vibrací docházelo pro páteř přibližně při frekvencích do 10 Hz. Se vzrůstající amplitudou budících kmitů se přenosnost snižovala, avšak ne výrazně.

Kromě výše uvedených metod se setkáváme i s modely, které využívají biologický materiál anatomicky i funkčně podobný lidské tkáni. Tyto modely jsou často používány pro posouzení vlivu vibrací na vlastnosti IVD.

Například Yates et al. (2011) popisují biomechanický model vyrobený z prasečích páteří. Cílem experimentu bylo zhodnotit, jaký vliv má vystavení různým druhům zatížení na již existující částečnou herniaci IVD.

Bylo použito 32 prasečích páteří, ze kterých bylo vyrobeno 64 pohybových segmentů. 32 segmentů bylo složeno z C3-C4 a další z C5-C6, přičemž okolní svalstvo bylo odříznuto. Segmenty byly nejprve vystaveny speciální proceduře s cílem způsobit částečnou herniaci IVD. Po té byly segmenty rozděleny do několika skupin a každá skupina byla vystavena jinému druhu zatížení. Druhy zatížení byly vibrace (jakožto simulace whole-body-vibrations), statické zatížení v axiálním směru, ráz a vibrace spojené s rázy. Výběr zatížení a jejich parametrů bylo vybráno tak, aby simuloval reálnou zátěž při pracovních činnostech. Statické zatížení simuluje sezení, kde na segmenty působila konstantní síla o velikosti 414N (přibližná síla, kterou způsobuje masa těla nad L4/L5 při sedu) po dobu devadesáti minut. Whole-body vibration bylo reprezentováno vibracemi o frekvenci 4,19 Hz, síla o velikosti 414 N působící na segment byla periodicky měněna o 100 N (z 314 N přes 414 N na 514 N). Rázy byly simulovány zvýšením síly z počátečních 414 N na 1200 N (nárůst síly byl 240 N s^{-1}), kde byla síla udržena po dobu 0,05s. Mezi každým z dvou tisíc rázů byla sekundová pauza. Kombinace vibrací a rázů byla provedena v šesti blocích. Jeden blok se skládal z patnácti minut vibrací a 333 rázů (kromě posledního bloku, kde rázů bylo 335). Celkem byly tedy vzorky vystaveny hodině a půl vibrací s dvěma tisíci rázy. Následně byla posuzována míra vlivu zatížení na zhoršení již existující herniaci IVD.

Tento experiment ukázal, že největší podíl na vyhřeznutí meziobratlové ploténky mají vibrace spojené s rázy. Konkrétní výsledky měření jsou shrnuty v tabulce na obrázku 8.



Obrázek 8: Výsledky experimentu (Yates et al., 2011)

Zajímavý výsledek získaný užitím biologického modelu udávají Liu et al. (2001 cit. dle Hill et al., 2009). V experimentu byly vibracím o zrychlení 14 ms^{-2} a frekvenci nad 400 Hz vystaveny králičí kyčle. Ukázalo se, že hodnoty maximálního zrychlení nemají vliv na mechanické vlastnosti IVD. Vliv zrychlení byl pozorován jen na buněčné úrovni, kdy docházelo k větší syntéze proteinů v IVD a k poklesu degenerace IVD.

Literatura zabývající se vystavením vibracím jakožto léčebné metody se zaměřuje převážně na popis účinků na kostní tkáň. Vztah mezi vnější silou působící na kost a strukturou kosti popisuje Wolfův zákon. Jednou jeho částí je „hypotéza o adaptivním modelování“. Hypotéza tvrdí, že kost je schopna vlivem působení vnějších sil měnit svůj tvar i strukturu do nejvhodnější podoby¹. Druhá část Wolfova zákona - „hypotéza o trajektorii“ - tvrdí, že pokud bychom vyznačili na kost vektory síly na kost působící, tak se jejich rozložení bude shodovat s uspořádáním trámčiny v kosti (Rosina, 2006).

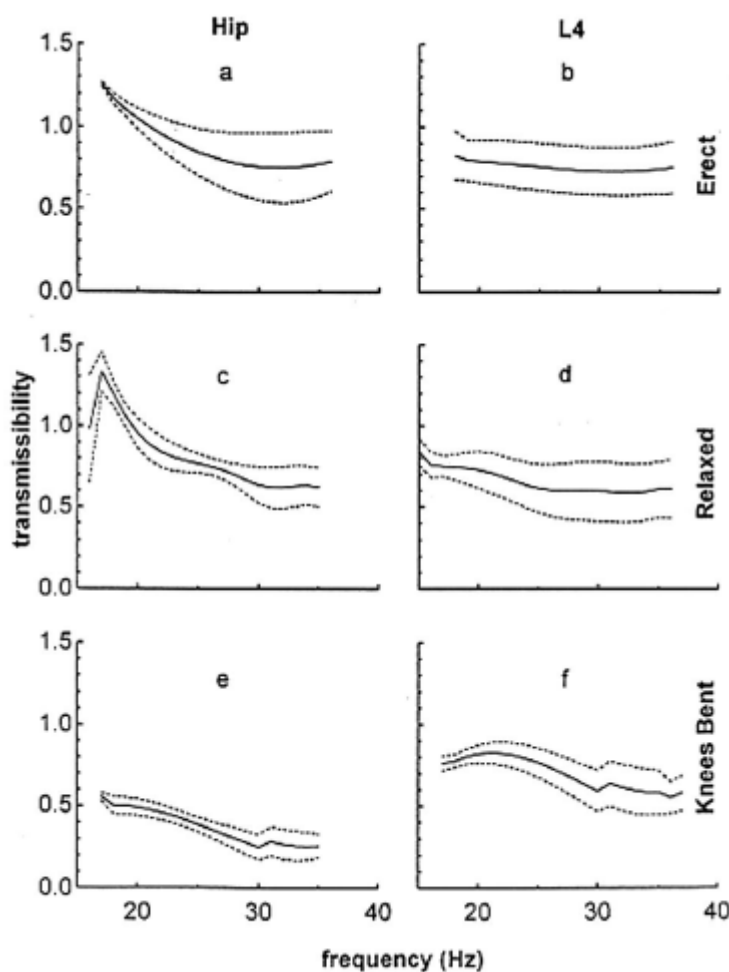
Pokud je kost dlouhodobě vystavena působení síly, tak se hustota její trámčiny zvětšuje. Naopak pokud je namáhání kosti příliš malé, tak dochází k úbytku trámčiny a jejímu odvápnění, což může mít za následky obtíže jako je větší náchylnost ke zlomeninám či osteoporóze. S tímto problémem se setkáváme u starých lidí a obecně u lidí trpících hypokinézou. V České republice osteoporóza postihuje přibližně 15% mužů a 33% žen ve věku nad 50 let a 39% mužů a 47% žen ve věku nad 70 let (Vondrová et al., 2006).

¹ Nejvhodnější podoba je zde chápána z biomechanického hlediska.

Z Wolfova zákona vyplývá, že působením vhodné síly na kostní tkáň lze předejít úbytku kostní hmoty, a tím i zdravotním problémům s tím spojených. Z těchto důvodů vzniká motivace využít vibrace jako léčebnou metodu.

Rubin et al. (2008) prováděli experiment s cílem zjistit, zda je možný efektivní přenos vibrací do míst nejvíce postižených osteoporózou. Experimentu se zúčastnilo pět žen a jeden muž. Každý účastník byl v dobrém zdravotním stavu a v minulosti neměl problémy s bolestí zad. Vibrace se snímaly pomocí akcelerometrů (Endevco 7265A-HS), které byly v lokální anestezii chirurgicky umístěny do processus spinosus L4 a do levého trochanter major.

Testované osoby stály na vibrační platformě, vyvinuté v klinické praxi užívané k vibracím celého těla (WBV). Následně byl měřen přenos vibrací o různých frekvencích na kyčle a bederní páteř. Přenos vibrací na kyčle a bederní páteř byl rozdílný v závislosti na poloze těla a zvolené frekvenci. Nejvyšších hodnot bylo dosaženo při frekvenci do 20 Hz, kde docházelo v kyčli k rezonanci.



Obrázek 9: Výsledky experimentu (Rubin et al.,2008)

Grafy na obrázku 9 ukazují závislost přenosu vibrací na frekvenci (1=100% přenos). Z grafu a je vidět, že ve vzpřímené poloze při frekvenci do 20 Hz dochází u kyčlí k přenosu vibrací o více než 100%, tedy k rezonanci, zatímco v bederní páteři byl přenos vibrací takřka beze změny i při vyšších frekvencích (graf b). K výraznému tlumení v kyčlích dochází až při frekvencích nad 20 Hz v relaxované poloze (graf c). Nejvyšší tlumení nastává s pokrčenými koleny (graf e). Ze studie vyplývá, že lze efektivně přenést slabé nízkofrekvenční vibrace na místa nejvíce ohrožená osteoporózou.

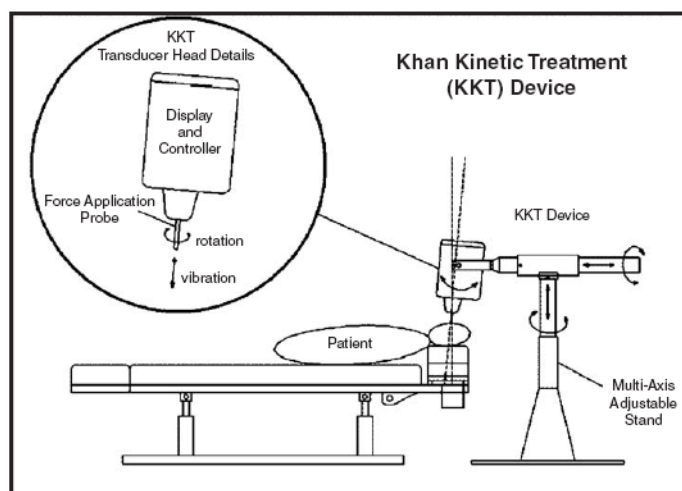
Poznamenejme ještě, že ke stejným výsledkům došli i Verschueren et al. (2004).

Zajímavou léčebnou metodou, využívající vibrace, je Khan Kinetic Treatment (KKT). KKT je medicínské zařízení sloužící k léčbě chronické bolesti krční páteře. Kombinuje metody z medicíny, rehabilitace, neurofyziologie a klinické biomechaniky. KKT využívá vysokofrekvenční vibrace s malou amplitudou k rozkmitání obratlů, a tím opakovaně aktivuje připojené nervosvalové struktury, čímž vyvolává úlevu od bolesti.

Desmoulin et al. (2007) uvádějí experiment, ve kterém sledují jaký vliv má léčba pomocí KKT v porovnání s klasickou léčbou. Experimentu se zúčastnilo 44 lidí. Z toho 20 mužů a 24 žen trpícími chronickou bolestí krční páteře, způsobenou různými příčinami (nejčastěji automobilovou nehodou). Účastníci byli rozděleni do dvou skupin. Jedna skupina pokračovala dále ve své standardní léčbě a druhá podstoupila KKT. Členové skupiny podstupující léčbu za pomoci KKT byli vystaveni 6 až 12 procedurám, z nichž každá trvala od 6 do 12 minut během 3 až 6 týdnů.

Zařízení přenáší vibrace skrz kůži do páteře, což způsobuje druhotné vibrace obratlů a opakovaně aktivuje přidružené měkké tkáně. Hlavice zařízení se může volně pohybovat v prostoru, díky čemuž se může přesně přiložit k požadovanému místu. Frekvence se pohybuje mezi 80 - 120 Hz a maximální amplituda je 5 mm. Při léčbě je důležité určit správný typ vibrace (amplituda, frekvence, doba trvání, počet pulzů), což je často poměrně problematické a stále předmětem výzkumu.

Pacienti, kteří podstoupili KKT, vyplňovali dotazníky (Pain Outcomes Questionnaire) vyvinuté American Academy of Pain Management. Výsledky získané z dotazníků prokázaly snížení bolesti krční páteře v klidu, avšak bolestivé pocity vyvolané pohybem zůstaly beze změny.

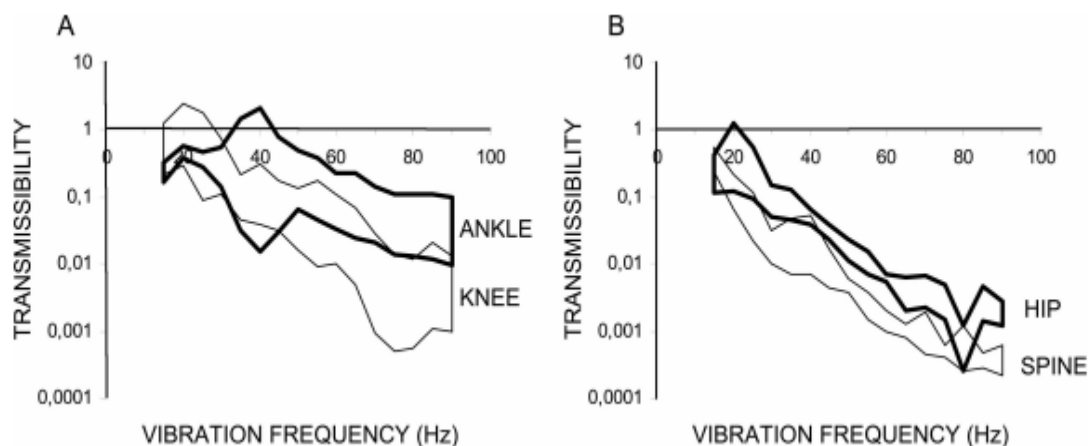


Obrázek 10: KKT (Desmoulin et al., 2007)

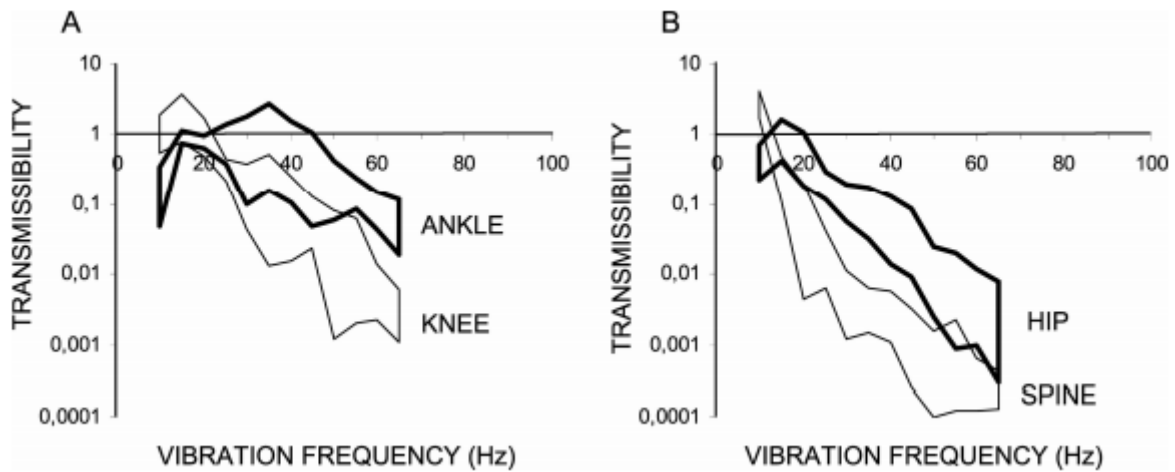
3.5 Shrnutí výsledků z rešeršního šetření

Problematika přenosu vibrací v sobě zahrnuje mnoho problémů, jež zatím znesnadňují jejich přesné vyhodnocení z hlediska aplikace do biomedicíny. Tomuto tématu poskytujeme více prostoru v (Benyovszky, 2012). Zde se zaměříme jen na výsledky, týkající se rezonančních frekvencí, jež jsou důležitým prvkem při analýze TVS.

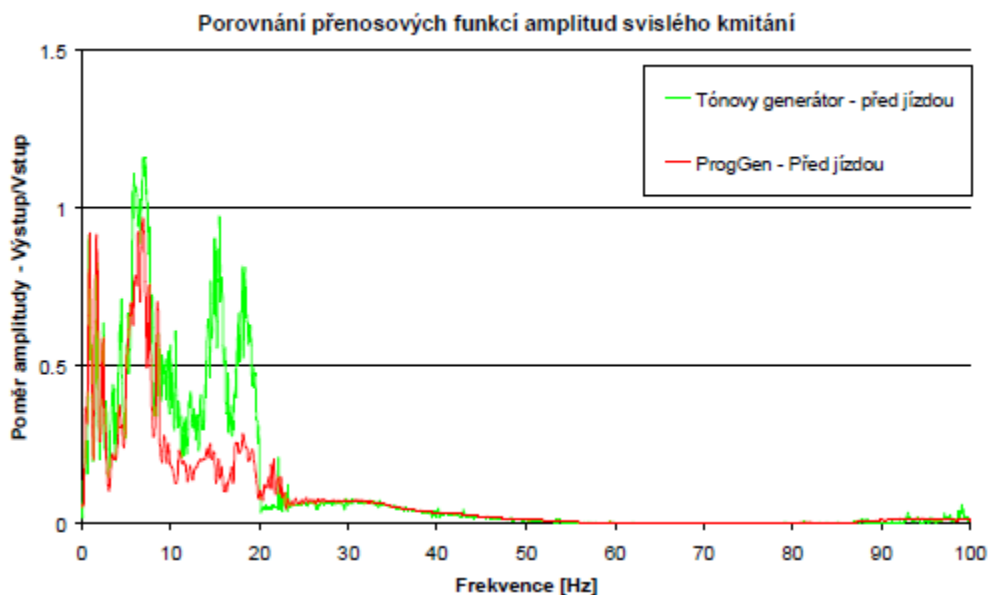
Frekvence oscilátorů, jež rozvibrují analyzovaný segment, se v námi sledovaných pracích nejčastěji pohybovala v rozmezí 20 – 80 Hz (Prisby et al. 2008). Mnoho autorů zmiňuje (např. Kiiski et al., 2008; Drahorádová et al., 2008; Rubin et al. 2008), že k významnému přenosu vibrací dochází převážně při frekvencích přibližně okolo 30 Hz. Tato část celé problematiky se tedy zdá být jednou z nejlépe vyřešených. Podobnost výsledků můžeme vidět např. v následujících grafech ukazující výsledky z několika experimentů.



Obrázek 11: Přenos vibrací s amplitudou 0,05 mm do kotníku a kolene (A) a do kyčlí a páteře (B), jako funkce frekvence. (Kiiski et al., 2008)



Obrázek 12: Přenos vibrací s amplitudou 0,5 mm do kotníku a kolene (A) a do kyčlí a páteře (B), jako funkce frekvence (Kiiski et al., 2008)



Obrázek 13: Poměr amplitud v závislosti na frekvenci (Drahorádová et al. 2008)

Tyto výsledky potvrzuje např. i Ravník (2002), Navrátil a Pluhař (1986), kteří zmiňují, že v pásmu od 0,5 – 100 Hz leží rezonanční frekvence jednotlivých orgánů.

Ostatní parametry vibrací (amplituda, zrychlení, doba vystavení vibracím) jsou v nalezených studiích nejednotné.

3.6 TVS - přehled literatury

TVS je nová metoda a publikovaných prací zatím není mnoho. Matematické zpracování dat i realizace měření se v průběhu výzkumu neustále zpřesňuje a proto nelze porovnávat získané výsledky s dostatečnou validitou. Kapitola přináší jen základní informace o tom, co je na dané téma v literatuře k dispozici.

Matematický popis metody a další teoretická východiska můžeme najít v pracích Zemana (2008a) a (2008b), dále pak v práci Maršíka (2010) a Machače (2010).

Využití TVS jako diagnostické metody AS při různých typech zatížení předkládá studie Jelena et al (2012). Ve studii najdeme dvě kazuistiky vrcholových gymnastek, jedné cvičenky rope skippingu a těhotné řidičky. Metodika vyhodnocení dat u všech probandů spočívá v určení vibrační přenosové funkce. Ta je stanovena pro vybraný úsek páteře poměrem amplitud zrychlení na výstupním a vstupním obratli.

U gymnastek a cvičenky rope skippingu je sledována tlumící schopnost AS před a po tréninkovém zatížení. U obou gymnastek došlo vlivem tréninku ke snížení tlumící schopnosti AS. Naopak u cvičenky rope skippingu došlo vlivem tréninku k zlepšení tlumících vlastností AS.

Na příkladu těhotné řidičky je sledována schopnost AS tlumit vibrace před a po jízdě automobilem. Řidička byla dvakrát měřena – před jízdou a po jízdě – kratší jízda 45 minut, delší jízda 120 minu. Výsledky ukázali, že došlo vlivem zatížení ke zlepšení schopnosti páteře vibrace tlumit.

Využití TVS k určení vlivu monotónní zátěže jízdy automobilem najdeme v pracích (Van der Kamp, 2013a) a (Van der Kamp, 2013b).

4 TVS - Transfer Vibration through Spine

Metodu TVS vyvinul Mgr. Josef Zeman, Ph.D. V současné době je tato metoda dále vyvíjena a rozpracovávána na katedře biomechaniky FTVS UK v Praze ve spolupráci s Ústavem termomechaniky AV ČR v Praze.

Metoda TVS vychází z vlastnosti látek přenášet vlnění (Maršík, 2010). Jednotlivé charakteristiky prostupující vlny jsou závislé na tom, jakým prostředím vlna prochází. Známeli vstupní parametry vibrací, které vlny způsobují, a odezvu zkoumané látky, můžeme pak zpětně usuzovat vlastnosti analyzované látky. Tohoto faktu využívá metoda TVS.

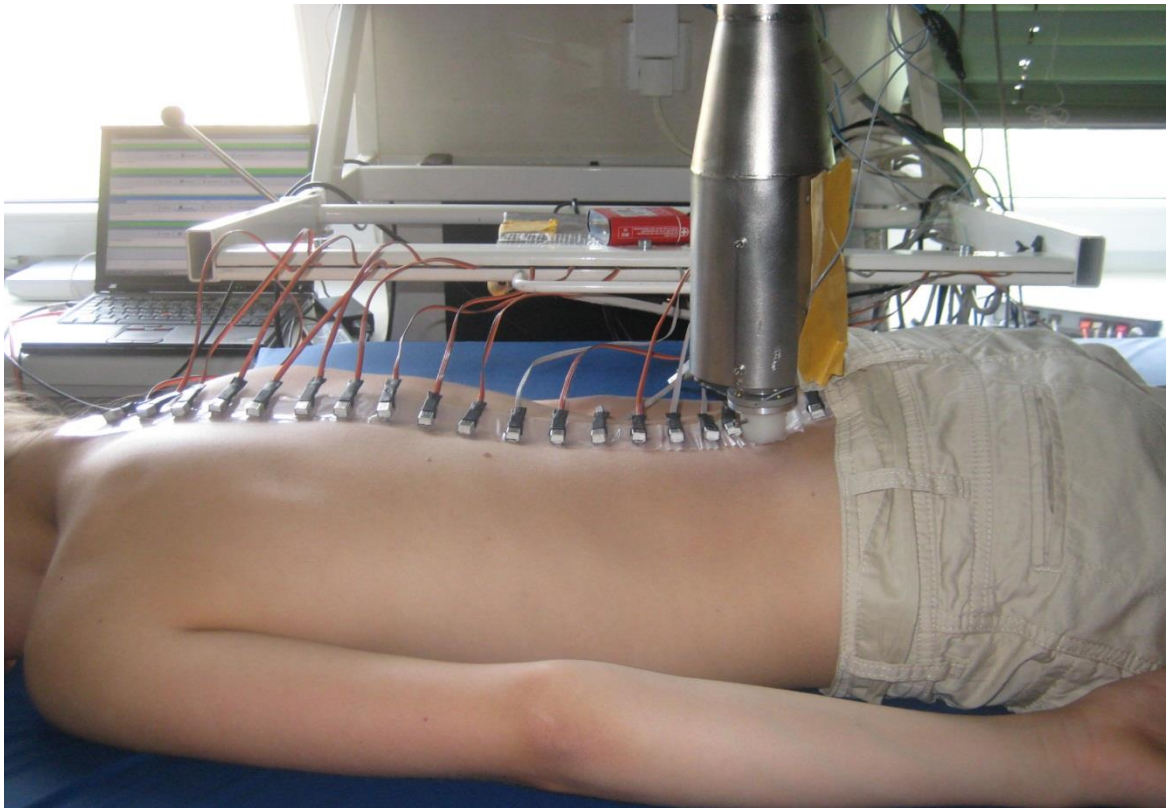
Metoda spočívá v aktivním buzení obratle C7, nebo L5 harmonickým oscilátorem. Vzniklé vlnění se přenáší celým AS a na zbylých analyzovaných obratlích je snímáno zrychlení trnových výběžků.

4.1 Metodika měření

Při samotném měření je zkoumaná osoba v poloze vleže na břiše na antidekubické matraci umístěné na nehybném tvrdém stole dobře tlumící vibrace. Hlava měřené osoby je mimo matraci čelem opřena o speciální podložku, jež zabraňuje svalovému napětí krčních svalů. Je vhodné, aby se měřená osoba po celou dobu probíhající procedury nehýbala a byla v co nejvíce relaxovaném stavu tak, aby případné svalové napětí neovlivňovalo charakter prostupující vlny. Před začátkem měření se očistí páteř a její okolí od potu a jiných nečistot, označí se trnové výběžky obratlů C7 – S1 a páteř se přelepí oboustrannou průhlednou lepicí páskou. Následně se umístí elektromagnetický budič vibrací na trnový výběžek obratle C7. Přítlak vibrátoru se nastaví na 10 N. Na zbylé označené trnové výběžky se nalepí akcelerometry, které snímají dorzoventrální zrychlení obratlů způsobené prostupující vlnou.

Měření začíná spuštěním budiče vibrací, jež rozvibruje páteř s budící frekvencí, která se spojitě (podle funkce sinus) mění od 5 do 180 Hz a zpět na 5 Hz. Průběh této vlny trvá 3 minuty. V průběhu jednoho měření se tato vlna opakuje třikrát. Trvání jednoho měření je tedy 9 minut.

Po skončení měření se budič vibrací stejným způsobem, jak bylo popsáno výše, přiloží na trnový výběžek obratle L5 a celý proces se opakuje. Měření je neinvazivní a zcela nebolestivé.



Obrázek 14:TVS: vibrace buzeny na L5 (autorem pořízená fotografie)

4.2 Měřený soubor

Pro analýzu dat byl vybrán soubor 6 gravidních žen. Každá z žen podstoupila během těhotenství dvakrát měření TVS. Matrace, na které ženy během měření ležely, byla speciálně upravena pro tyto účely – matrace byla opatřena otvorem pro břicho těhotné ženy, aby bylo možné provést měření v poloze vleže na břiše bez omezení. Tento experiment probíhal v biomechanické laboratoři na FTVS UK v Praze v roce 2014 pro potřeby diplomové práce Veroniky Plačkové (2014). Všechny měřené ženy souhlasili s použitím naměřených dat pro účely výzkumu TVS.

V naší práci používáme odlišné způsoby zpracování dat, než je uváděno v práci Plačkové (2014) a představuje i kvantitativně rozsáhlejší analýzu dat.

Následující tabulka je převzata z práce Plačkové (2014) obsahuje základní informace o měřených probandech:

| Probandi | Věk | Stupeň těhotenství 1.Měření | Stupeň těhotenství 2.Měření | Váha 1.Měření | Váha 2.Měření | Počet předchozíc h 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 |

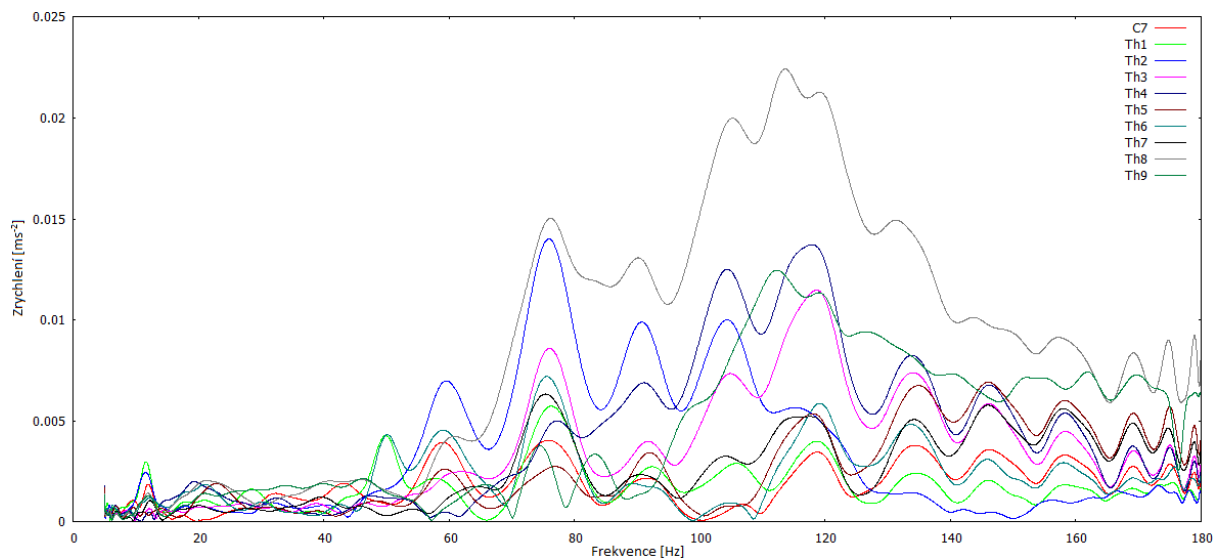
4.3 Analýza dat, metodika výzkumu

Po skončení měření se data automaticky nahrají na server, kde dochází k jejich prvnímu zpracování. Takto zpracovaná data můžeme ze serveru stáhnout ve formě textových souborů, které obsahují informace o závislosti zrychlení jednotlivých obratlů na buzené frekvenci. Následující tabulka ukazuje část výstupních dat.

```
#sample    freq  ampl  phase sin   cos   weight
0      5.000000  0.002978  2.984175 -0.002941  0.000467  0.005247
20     5.000020  0.002962  2.982910 -0.002925  0.000468  0.005236
40     5.000081  0.002946  2.981612 -0.002908  0.000469  0.005225
60     5.000183  0.002930  2.980280 -0.002891  0.000471  0.005214
80     5.000325  0.002913  2.978911 -0.002875  0.000472  0.005202
100    5.000508  0.002896  2.977506 -0.002858  0.000473  0.005191
120    5.000732  0.002880  2.976064 -0.002840  0.000475  0.005180
140    5.000996  0.002863  2.974583 -0.002823  0.000476  0.005168
160    5.001301  0.002846  2.973061 -0.002806  0.000477  0.005157
180    5.001647  0.002829  2.971500 -0.002788  0.000479  0.005145
200    5.002034  0.002812  2.969895 -0.002770  0.000480  0.005134
220    5.002461  0.002794  2.968248 -0.002752  0.000482  0.005122
240    5.002928  0.002777  2.966557 -0.002735  0.000484  0.005111
260    5.003437  0.002759  2.964819 -0.002716  0.000485  0.005099
280    5.003986  0.002742  2.963035 -0.002698  0.000487  0.005088
300    5.004575  0.002724  2.961202 -0.002680  0.000489  0.005076
320    5.005206  0.002706  2.959320 -0.002661  0.000491
```


Pro každý z detekovaných obratlů dostaneme 3 soubory. Každý soubor přísluší jedné ze tří vln, které během jednoho měření dostaneme. Pro vyhodnocení údajů je nutno tento soubor ještě rozdělit na 2 soubory, abychom v grafickém záznamu mohli odlišit část vlny, kdy frekvence oscilátoru roste z 5 Hz na 180 Hz a kdy naopak klesá ze 180 Hz na původních 5 Hz. Celkem tedy máme z jednoho měření pro jeden obratel 6 grafů udávající nám závislost zrychlení na budící frekvenci. V této práci analyzujeme jen vlny, kdy frekvence oscilátoru roste. Přidání analýzy vln sestupného charakteru by představovala navýšení analyzovaných dat na dvojnásobek. Tato analýza bude předmětem dalších studií.

Obrázek 15 ukazuje příklad grafického záznamu naměřených dat. Obsahuje závislost zrychlení obratlů C7-Th9 na budící frekvenci, jedná se o první vzestupnou vlnu, buzeno od L5.

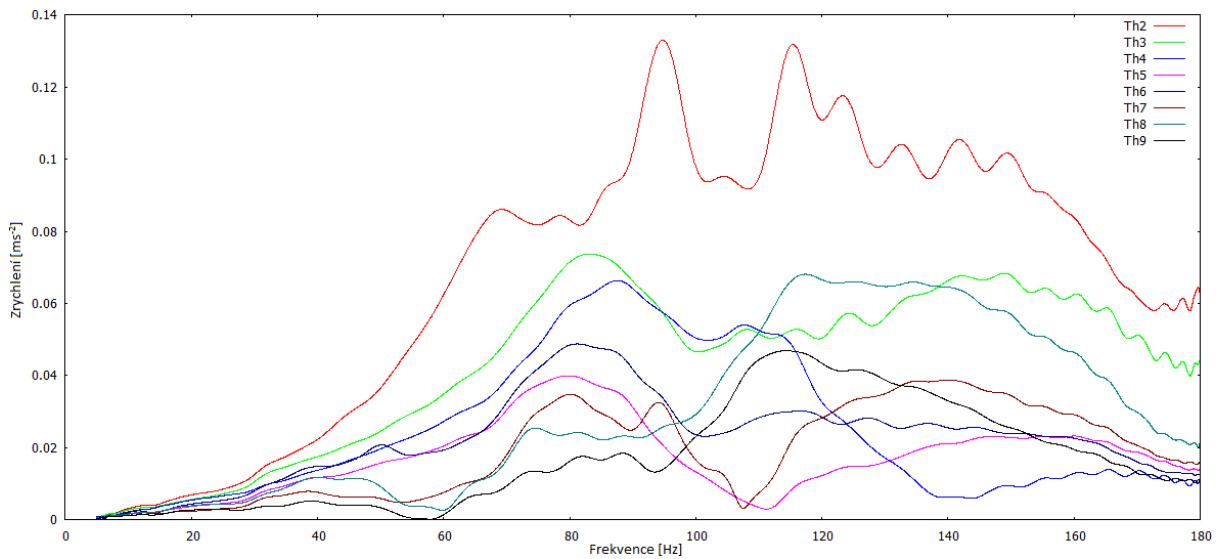


Obrázek 15: Závislost zrychlení obratlů na buzené frekvenci

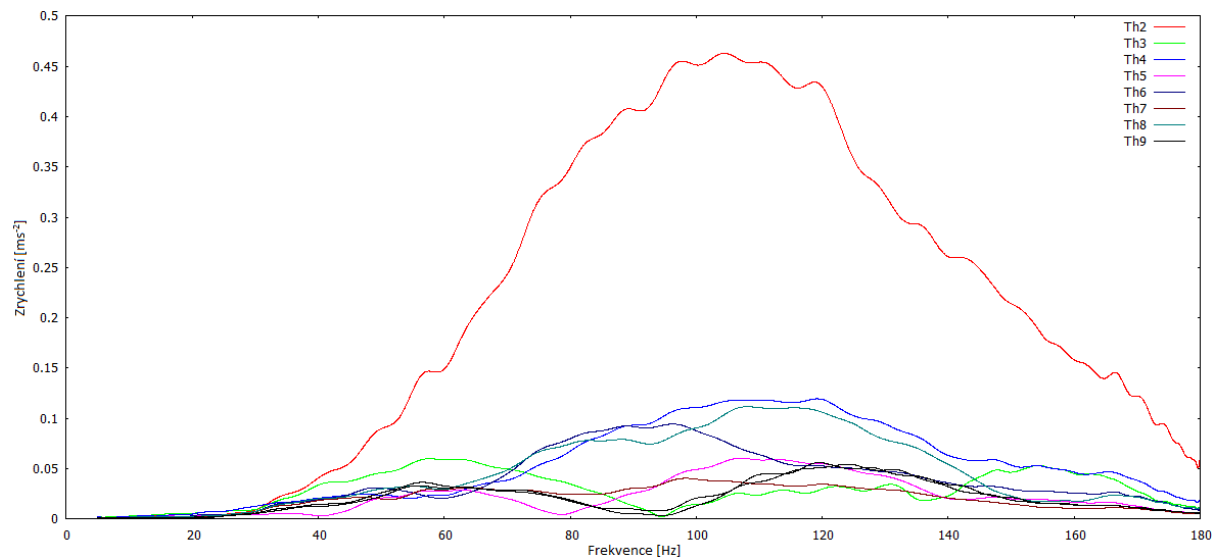
Pro potřeby naší práce byly k analýze vybrány úseky páteře Th2-Th9 a Th11-L5 při buzení od C7 a úseky L2-Th11 a Th9-C7 při buzení od L5. Důvody pro toto rozhodnutí jsou následující: Z naměřených dat vynecháváme vždy obratel první v pořadí za budícím obratlem (tj. Th1 při buzení od C7 a L4 při buzení od L5). Hodnoty zrychlení těchto obratlů je silně ovlivněno vibracemi samotného budiče vibrací a vykazují podobné hodnoty jako u obratle, jež je buzen. Z těchto důvodů je zrychlení obratle ovlivněno převážně mechanickým pohybem vibrátoru,

než vlněním, které vibrátor generuje. Dále je z analýzy dat vynechán obratel Th10 jež vykazuje řádově vyšší hodnoty zrychlení, než ostatní obratle. Příčiny tohoto jevu jsou v současné době předmětem výzkumu a přesahují rámec této práce. Dále v práci neuvádíme hodnoty zrychlení pro obratel L3, protože příslušný akcelerometr měl v době měření poruchu.

Následující grafy slouží jako ukázka výstupních dat. Ukazují průběhy zrychlení u úseku páteře Th2-Th9 u probanda č. 6 u měření buzeného od C7. Jedná se vždy o první vlnu. Pod sebou jsou vždy grafy v pořadí první měření a druhého měření.



Obrázek 16: 1. měření

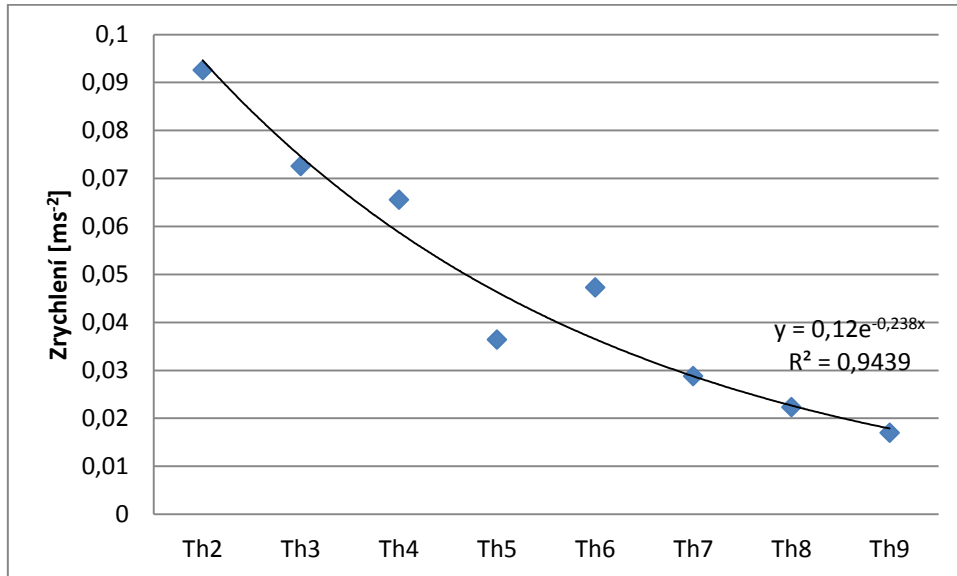


Obrázek 17: 2. měření

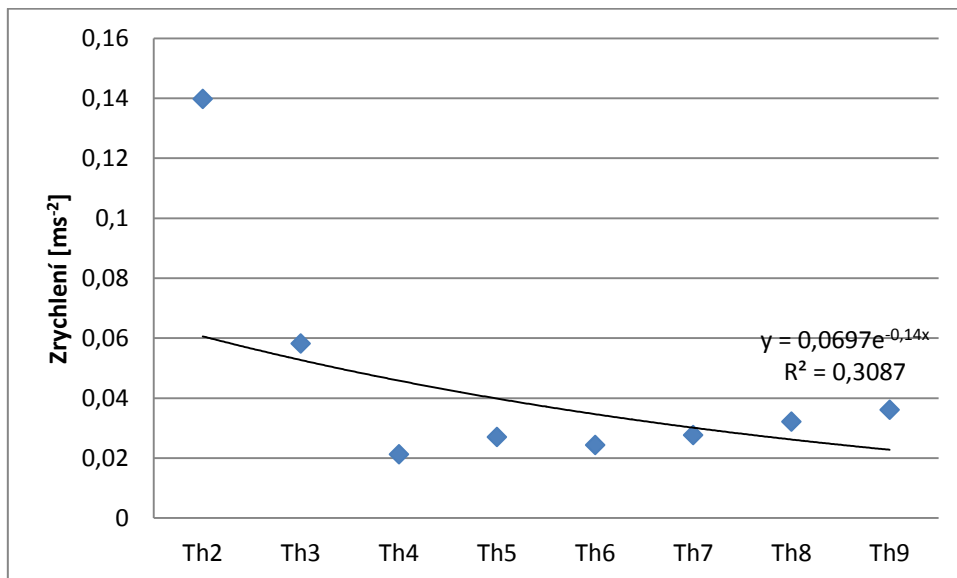
Z těchto grafů je vybrána rezonanční frekvence obratlů. V našem případě jde o frekvence 86 Hz a 56 Hz. Rezananční frekvenci vždy hledáme v intervalu 0 až 100 Hz. Tento výběr není

náhodný, je podepřen výsledky studií, popsanými v kapitole 3.5. Pro takto vybranou frekvenci vytvoříme graf závislost zrychlení na pořadí obrátle od zdroje buzení vibrací. Takto získaná data proložíme exponenciálou tvaru

$$y = ae^{-bx}.$$



Obrázek 18:1. měření – útlumová křivka



Obrázek 19: 2. měření útlumová křivka

Takto aproximovaná data nám dají útlumovou křivku, kde b [1] je koeficient útlumu a e je Eulerovo číslo. Tuto aproximaci je možné udělat například v programu MS Excel. V každém IVD se ztratí přibližně stejné procento energie (Zeman, 2008a, 2008b). Kolik procent energie propouští jedna IVD je možné vypočítat z rovnice

$$U = e^{-b}$$

(Zeman, 2008a). Útlumová energie připadající na jednu IVD je stejná podél celého AS.

Z toho lze odvodit, že celkový útlum úseku páteře lze vypočítat podle vzorce:

$$U_c = \frac{1}{U^x}$$

kde x je počet IVD v analyzovaném segmentu AS (Zeman, 2008a).

Následující tabulky předkládají vypočtené hodnoty z uváděných dat

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 86 | 0,24 | 79 | 5,29 |
| 2. měření | 56 | 0,14 | 87 | 2,66 |

kde:

f [Hz]: rezonanční frekvence

b [1]: koeficient útlumu

U [%]: propustnost segmentu obratel – ploténka, $U = 100e^{-b}$

U_c [1]: útlum analyzovaného úseku AS, $U_c = \frac{1}{U^7}$

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 86 | 56 | -30 | -58 |

kde:

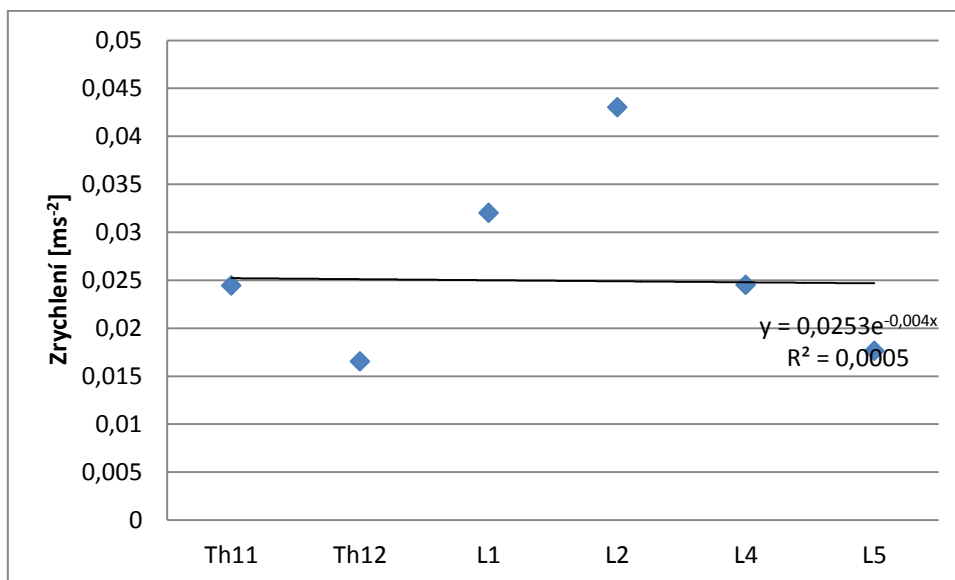
f [Hz]: rezonanční frekvence

Δ f [Hz] = f [Hz] 2. měření - f [Hz] 1. měření

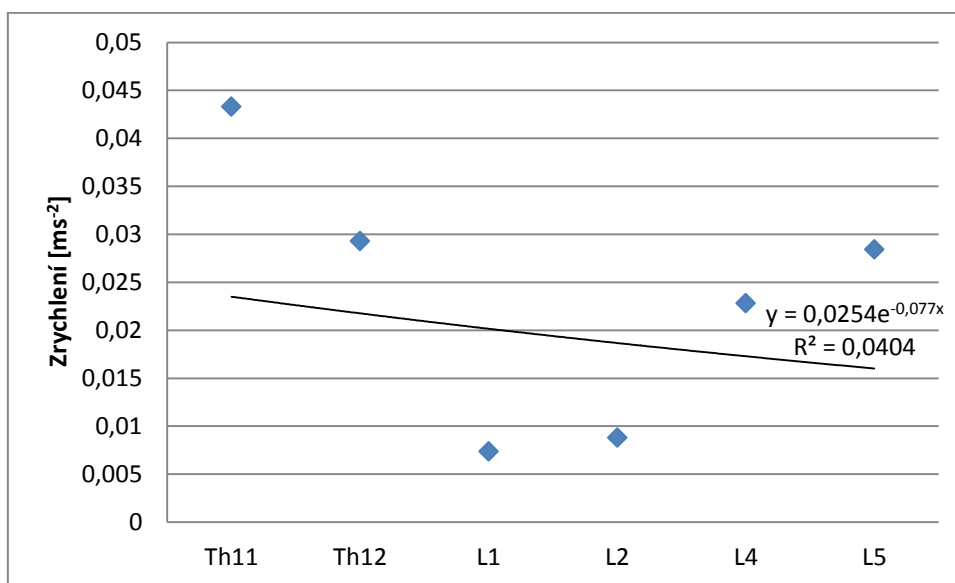
Δ k [%] : změna tuhosti spočtena podle vzorce $f = \sqrt{\frac{k}{M}}$

Z tabulky je patrné, že páteř při prvním měření má výrazně lepší (asi dvojnásobně) tlumící schopnosti než při druhém měření. Tedy, že vlivem těhotenství došlo u probanda 6 k výraznému zhoršení tlumících vlastností páteře. Dále tabulka ukazuje, že rezonanční frekvence segmentu AS klesla o 30 Hz a celková tuhost segmentu poklesla o 58%. Výpočet tuhosti je proveden podle vzorce (3).

Následující grafy a tabulky ukazují útlumové charakteristiky pro úsek páteře Th11-L5 buzeno od C7 u probanda č. 6.



Obrázek 20: 1. měření



Obrázek 21: 2. měření

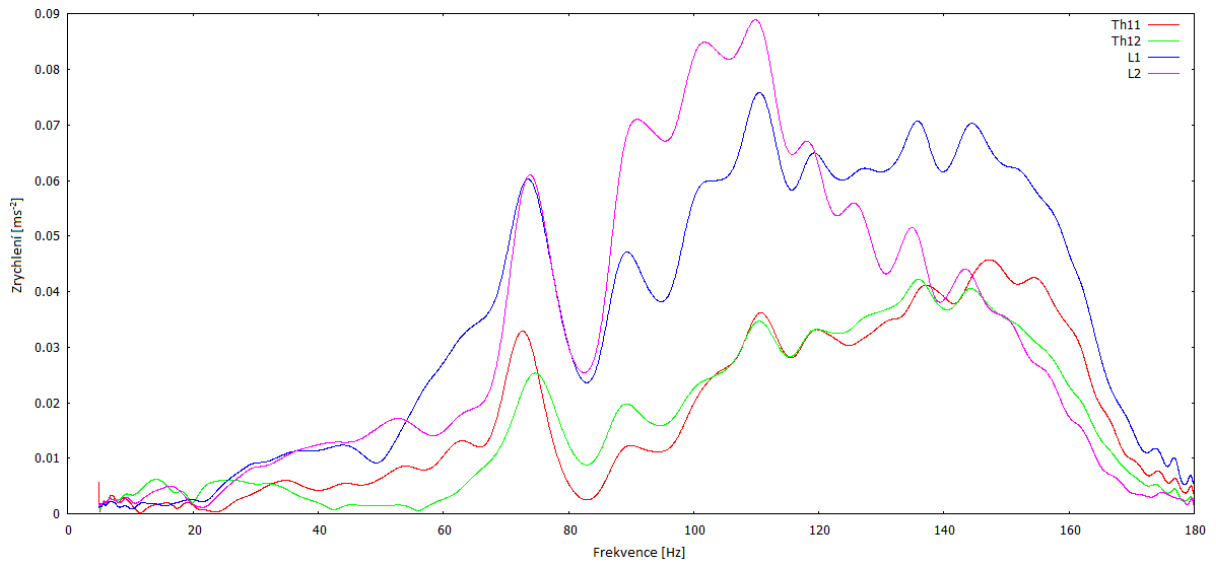
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 95 | 0,004 | 99 | 1,02 |
| 2. měření | 56 | 0,08 | 93 | 1,47 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δf [Hz] | Δk [%] |
|------------------|------------------|-----------------|----------------|
| 95 | 56 | -39 | -65 |

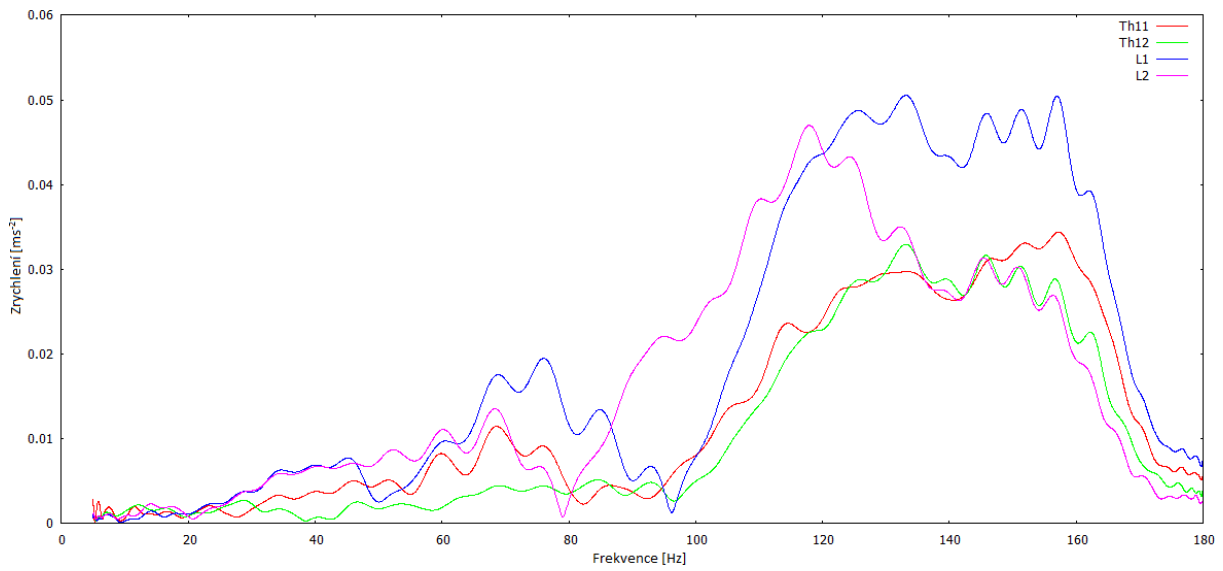
Z naměřených dat je vidět, že útlum (dá-li se v tomto případě mluvit vůbec o útlumu) nemá exponenciální charakter a prokládat data exponenciálou ztrácí smysl. Tento jev, který pozorujeme, si vysvětlujeme tím, že analyzovaný úsek páteře je příliš vzdálený od budiče vibrací. To má za následek, že odezva, kterou měříme, je příliš zatížena odražením vlnění od druhého konce AS a následnou superpozicí vlnění.

Z těchto důvodů se naše metoda vyhodnocování ukázala jako nevhodná pro analýzu kmitů, kdy sledovaný úsek AS je příliš vzdálen od budiče vibrací. Proto v kapitole výsledky uvádíme výsledky jen pro úseky Th2-Th9 buzené od C7 a L2-Th11 buzené od L5.

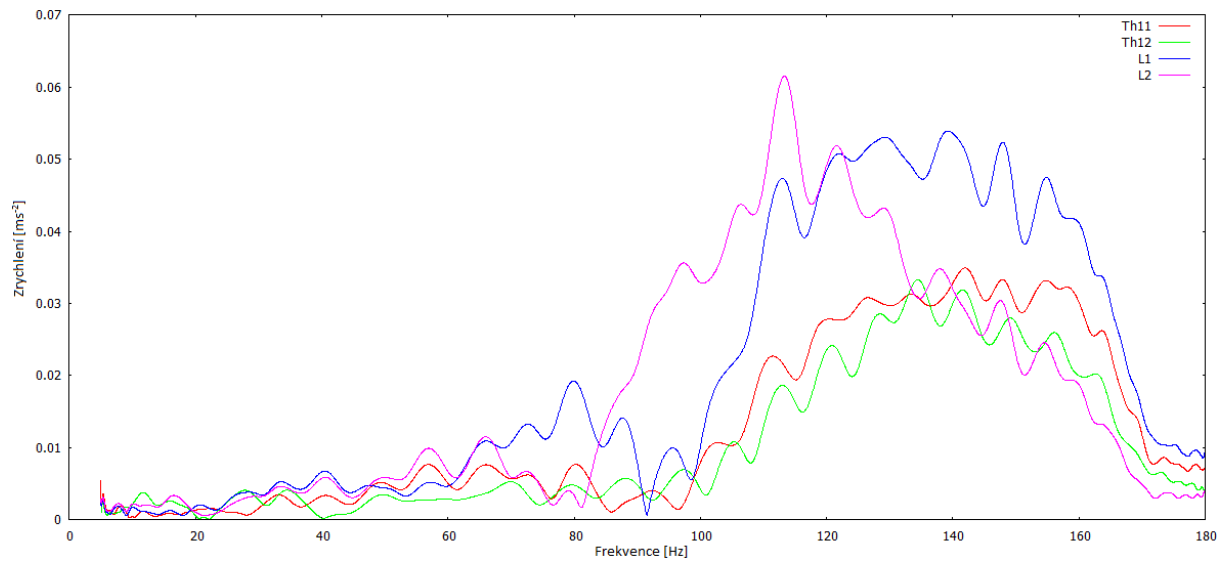
Na začátku kapitoly jsme uváděli, že během jednoho měření projde AS buzená vlna třikrát. Následující grafy ukazují všechny tři vlny u druhého měření probanda č. 6 úsek L2-Th11.



Obrázek 22: 1. vlna



Obrázek 23: 2. vlna



Obrázek 24: 3. vlna

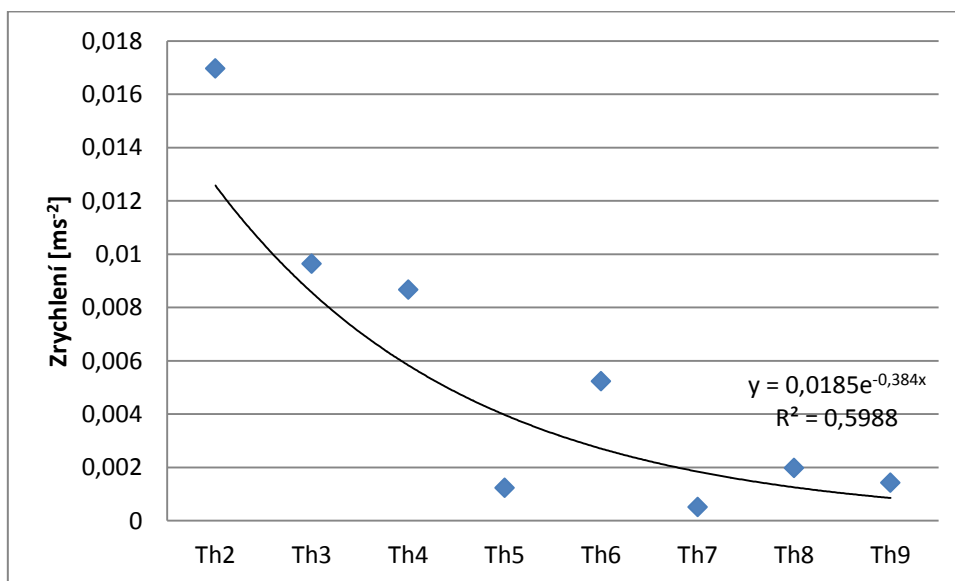
Z grafů je patrný rozdílný průběh vln. Tento fakt si vysvětlujeme tím, že v našem experimentu je druhé a třetí měření zatíženo vlivem předchozích kmitů, který v AS ještě nevymizel. Z tohoto důvodu jsme se rozhodli v našem experimentu analyzovat pouze první vlnu.

5 VÝSLEDKY

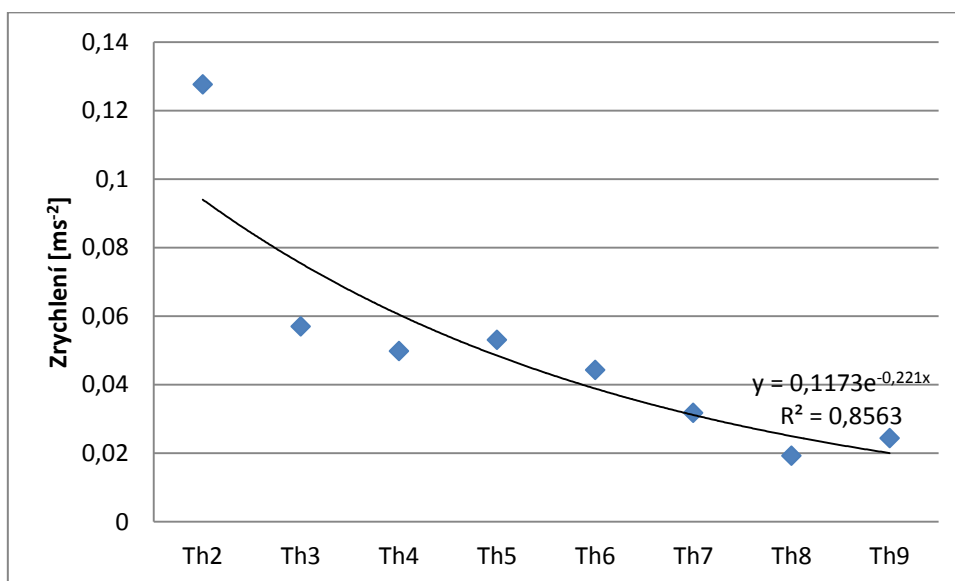
Následující kapitola obsahuje grafické a tabulkové zhodnocení získaných výsledků způsobem popsaným v předchozí kapitole. U každého z probandů jsou uvedeny grafy útlumové křivky z prvního a druhého měření a v tabulce jsou zaznamenány vypočtené útlumové charakteristiky. Z důvodů uvedených v předchozí kapitole, se omezujeme jen na analýzu první vlny, která během měření prochází AS. Dále uvádíme jen výsledky úseků Th2-Th9 buzené od C7 a L2-Th11 buzené od L5, opět z důvodů popsaných v předchozí kapitole.

PROBAND 1

Buzení od C7: úsek Th2-Th9



Obrázek 25: 1. měření

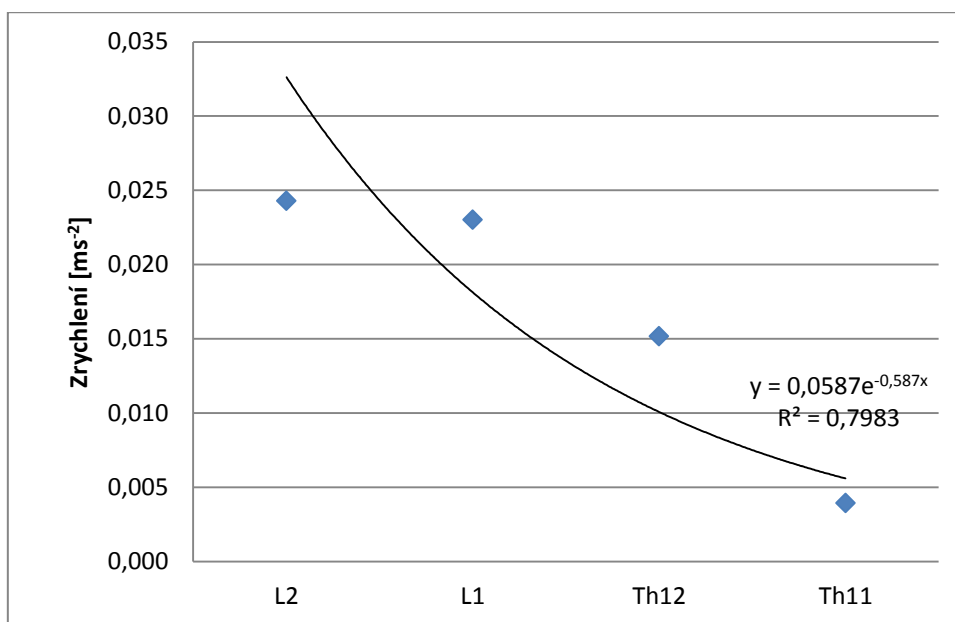


Obrázek 26: 2. měření

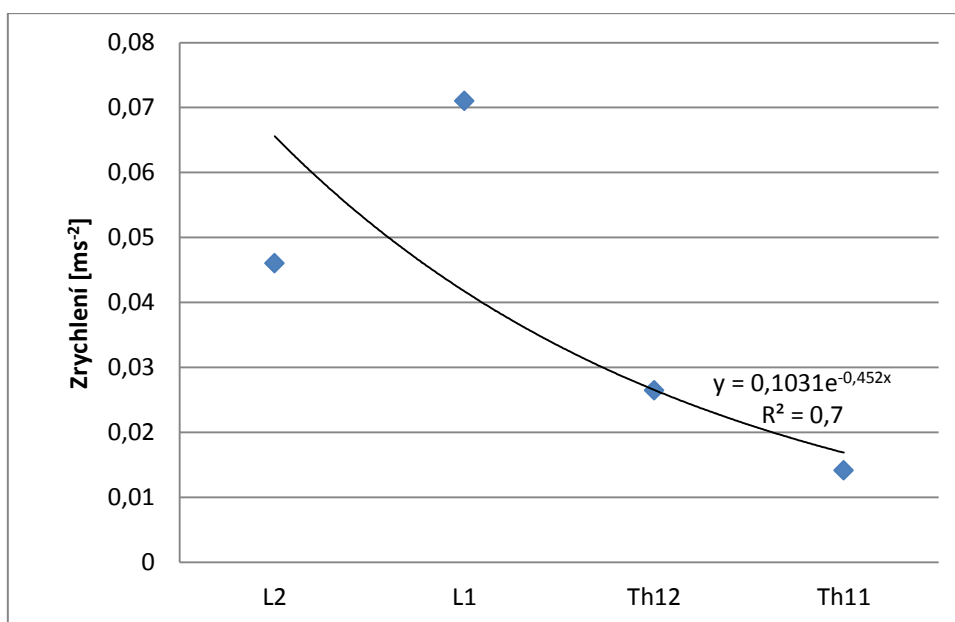
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 81 | 0,38 | 68 | 15 |
| 2. měření | 45 | 0,22 | 80 | 4,70 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 81 | 45 | -36 | -69 |

Buzení od L5: úsek L2-Th11



Obrázek 27: 1. měření



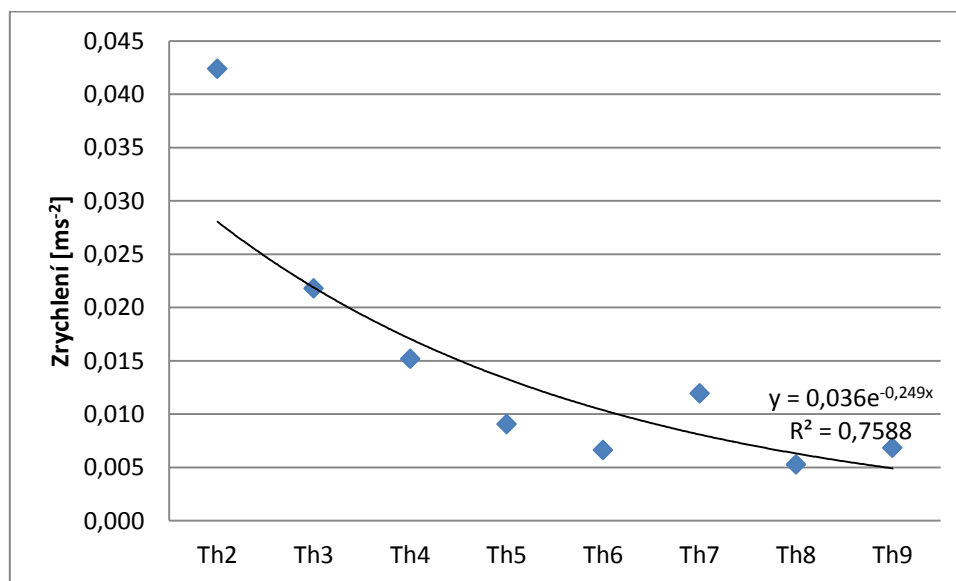
Obrázek 28: 2. měření

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 76 | 0,59 | 56 | 5,8 |
| 2. měření | 97 | 0,45 | 64 | 3,8 |

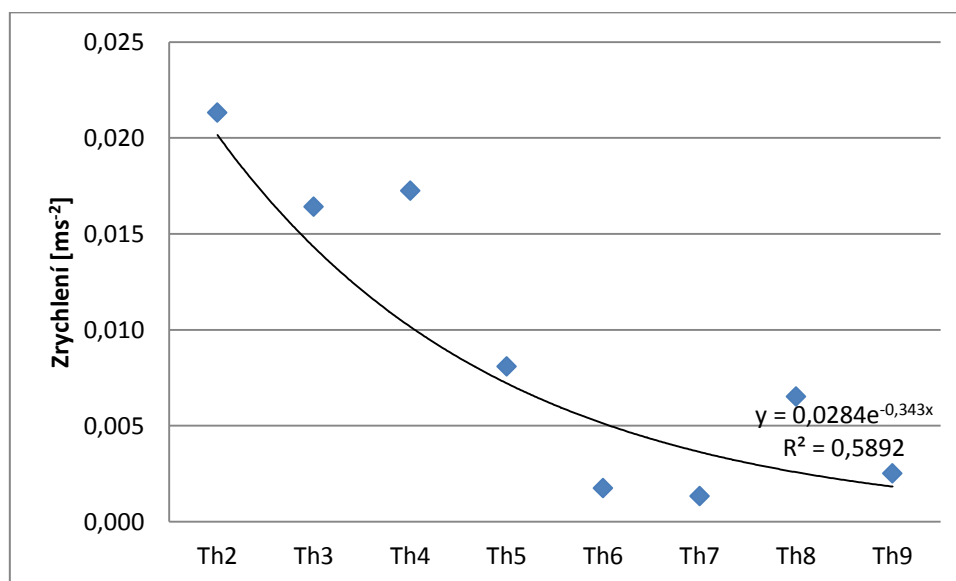
| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 76 | 97 | 21 | 63 |

PROBAND 2

Buzení od C7: úsek Th2-Th9



Obrázek 29: 1. měření

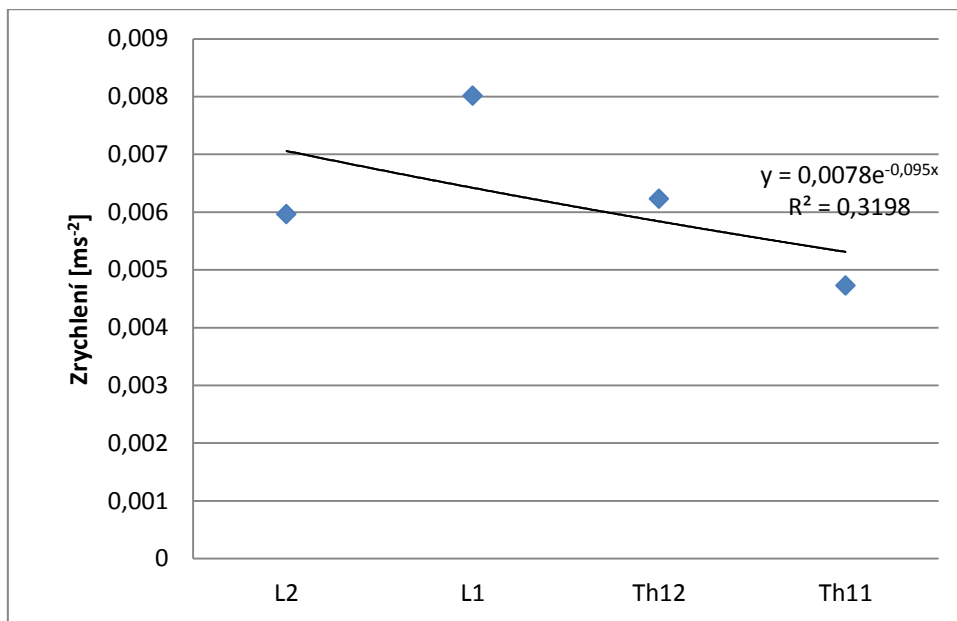


Obrázek 30: 2. měření

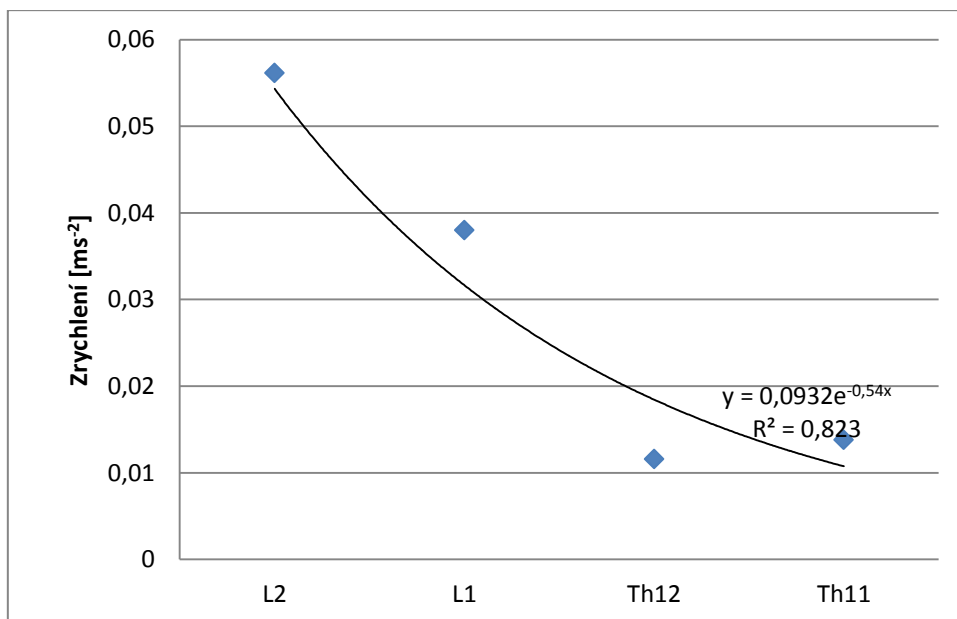
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 37 | 0,25 | 78 | 5,71 |
| 2. měření | 45 | 0,34 | 71 | 11,03 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 37 | 48 | 8 | 48 |

Buzení od L5: úsek L2-Th11



Obrázek 31: 1. měření



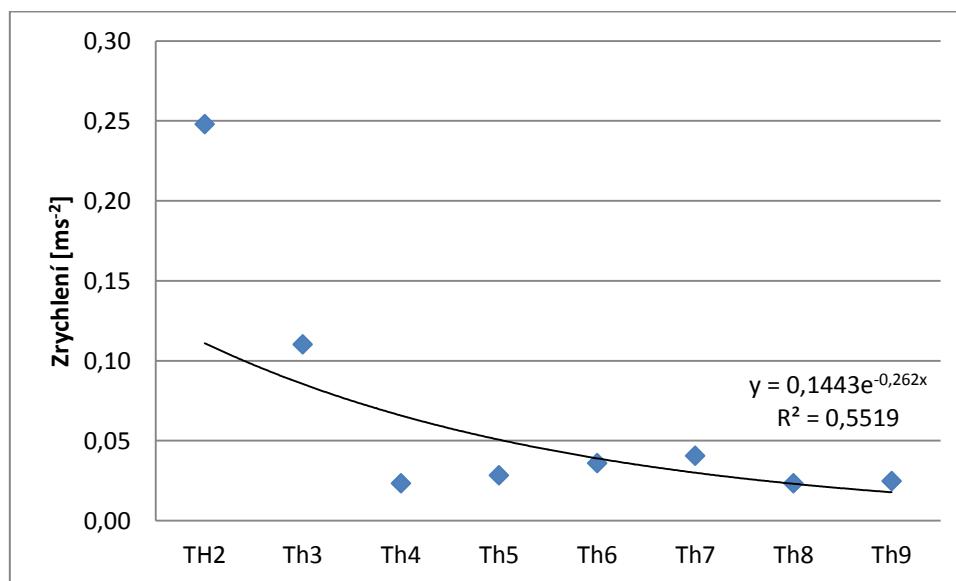
Obrázek 32: 2. měření

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 45 | 0,10 | 91 | 1,33 |
| 2. měření | 48 | 0,54 | 58 | 5,05 |

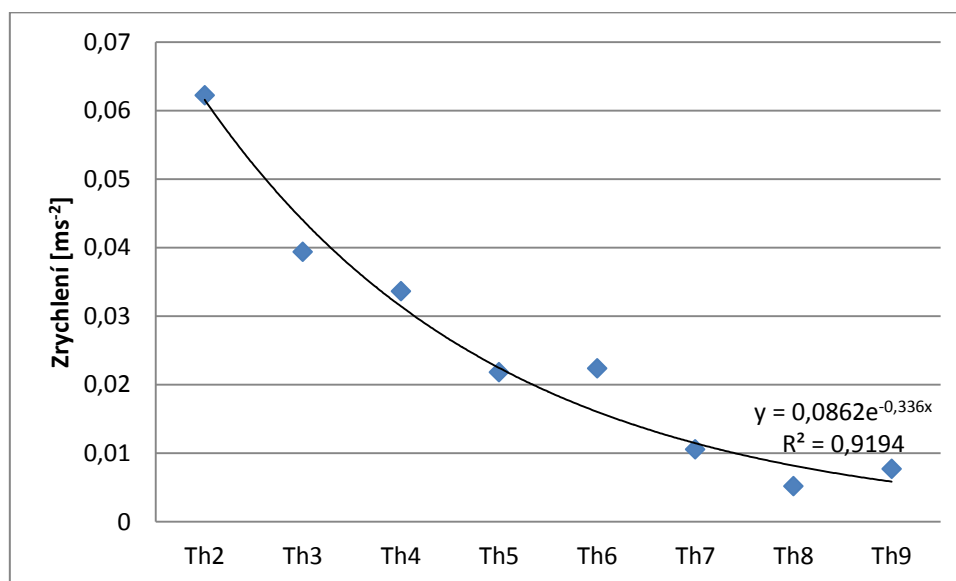
| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 45 | 48 | 3 | 14 |

PROBAND 3

Buzení od C7: úsek Th2-Th9



Obrázek 33: 1. měření

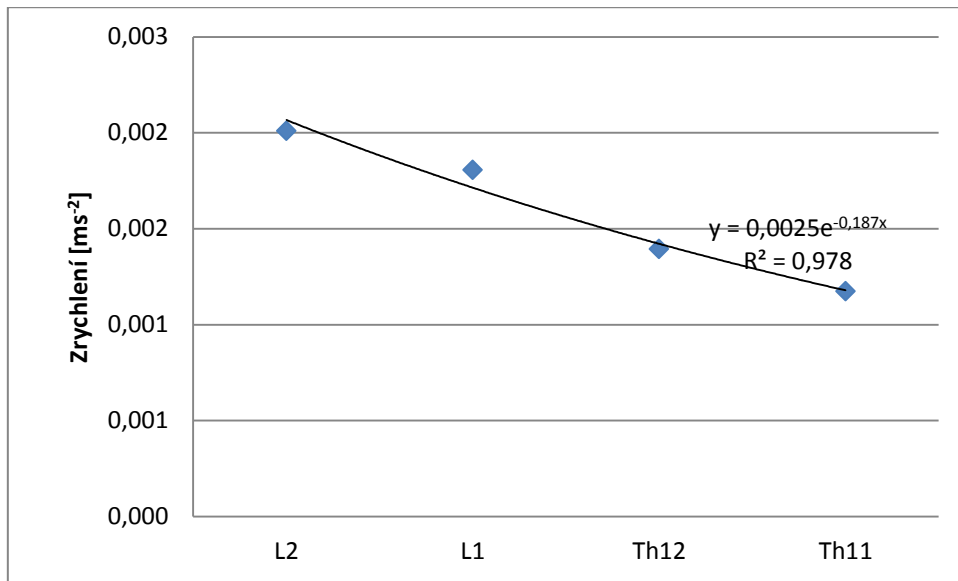


Obrázek 34: 2. měření

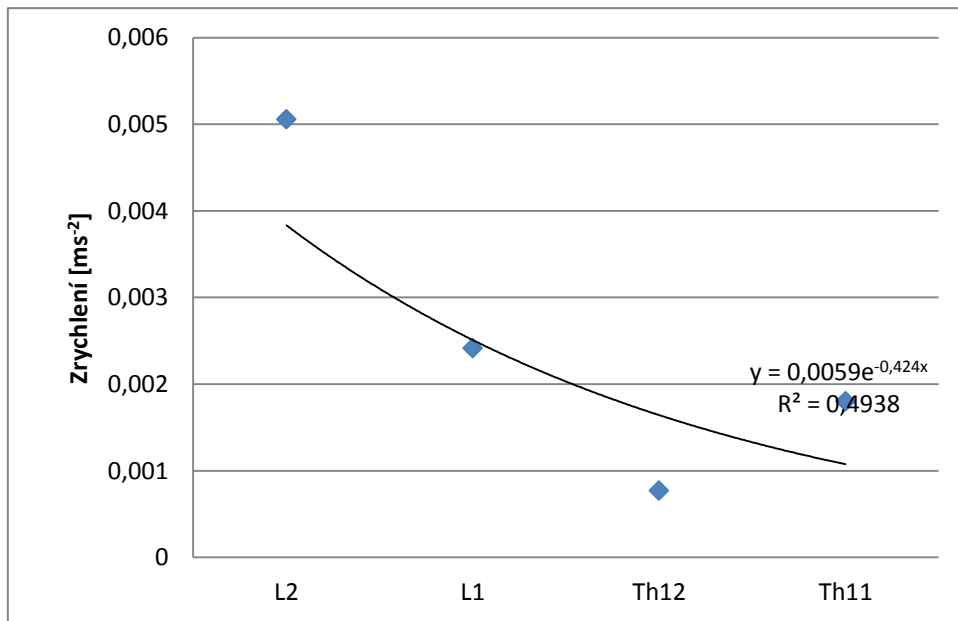
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 71 | 0,26 | 77 | 6,26 |
| 2. měření | 91 | 0,34 | 71 | 10,51 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 71 | 91 | 20 | 64 |

Buzeno od L5: úsek L2-Th11



Obrázek 35: 1. měření



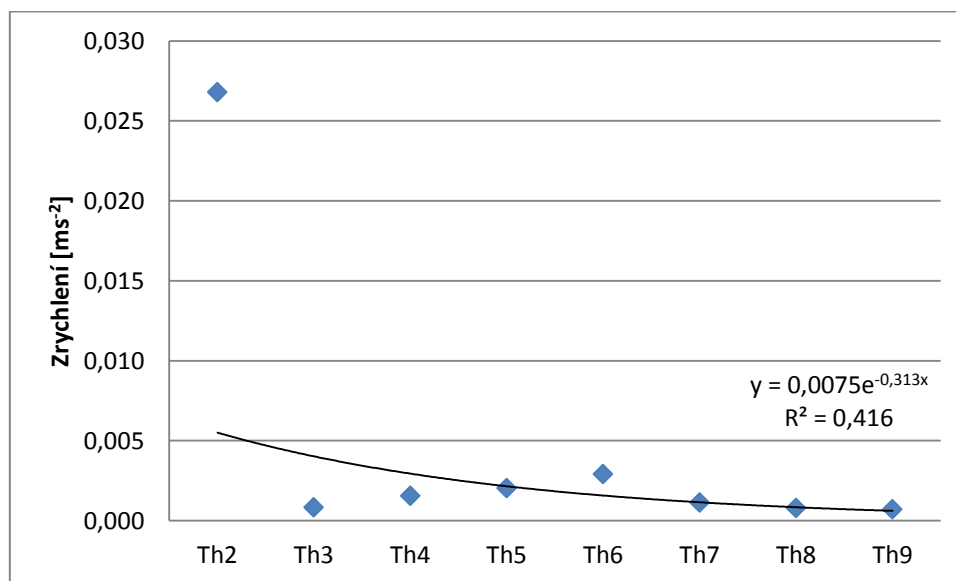
Obrázek 36: 2. měření

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 57 | 0,19 | 83 | 1,75 |
| 2. měření | 88 | 0,42 | 65 | 3,57 |

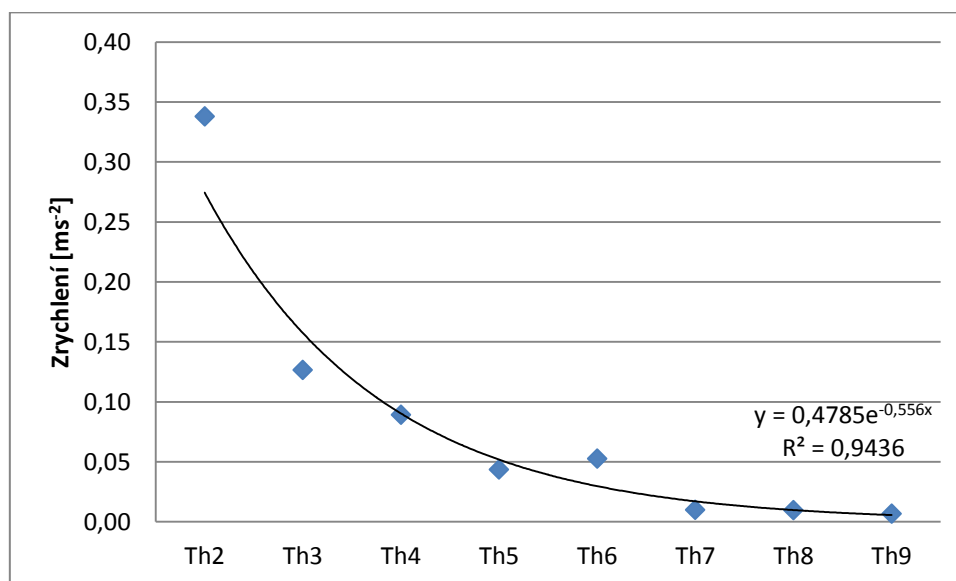
| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 57 | 88 | 31 | 138 |

PROBAND 4

Buzeno od C7: úsek Th2-Th9



Obrázek 37: 1. měření

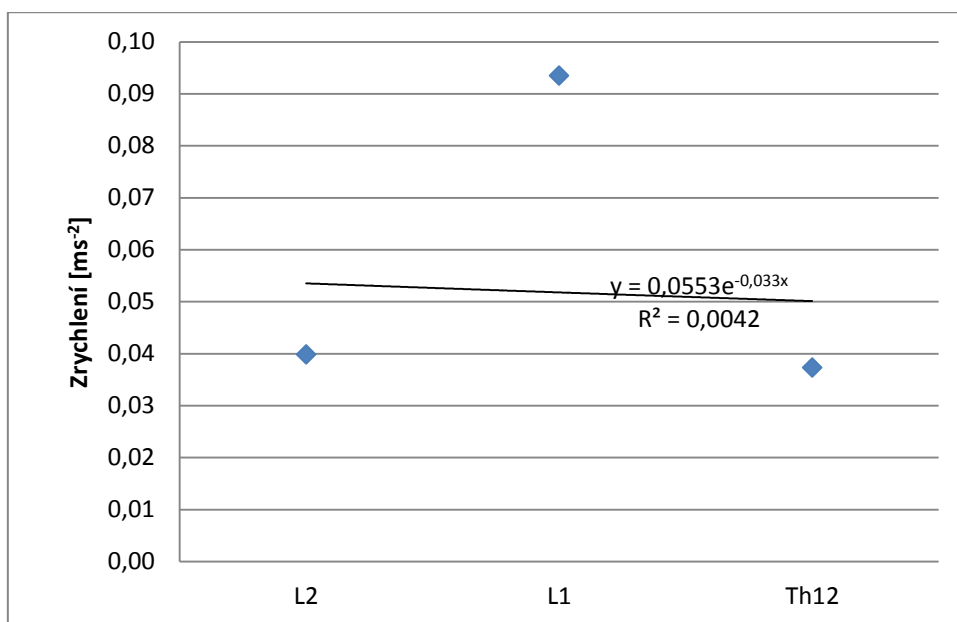


Obrázek 38: 2. měření

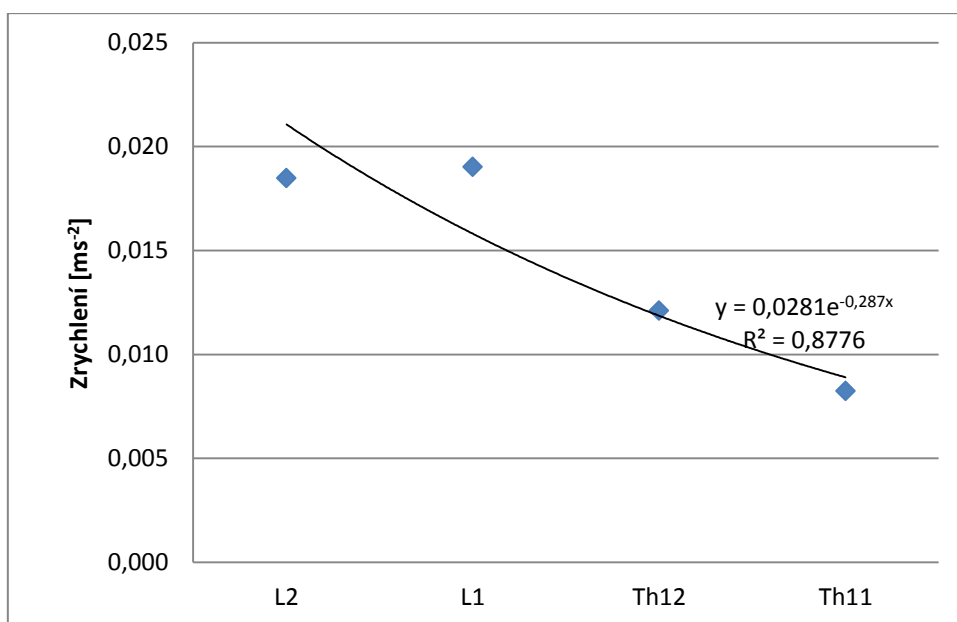
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 57 | 0,31 | 73 | 8,94 |
| 2. měření | 49 | 0,56 | 57 | 49 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 57 | 49 | -8 | -26 |

BUZENO OD L5: úsek L2-Th11



Obrázek 39: 1. měření



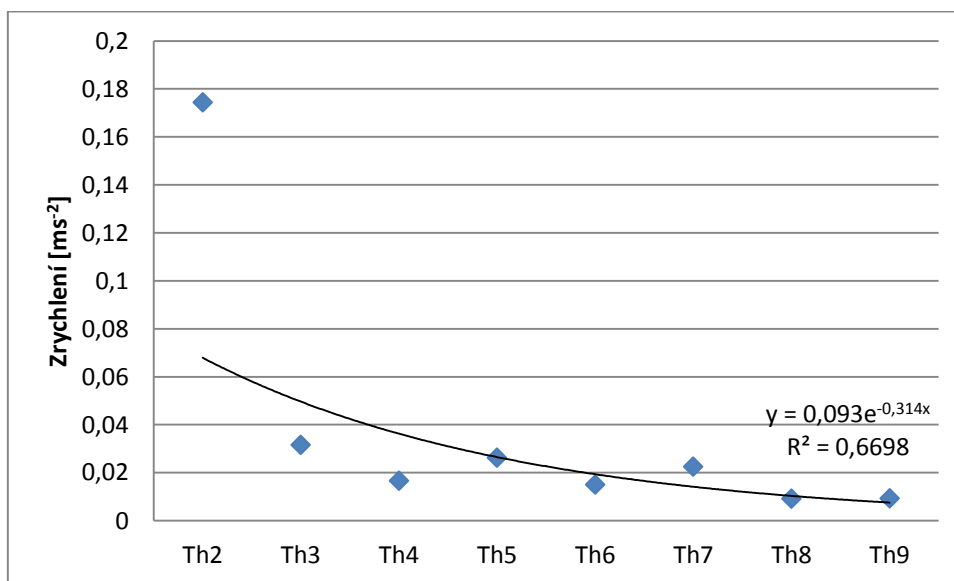
Obrázek 40: 2. měření

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 96 | 0,03 | 97 | 1,10 |
| 2. měření | 81 | 0,29 | 75 | 2,37 |

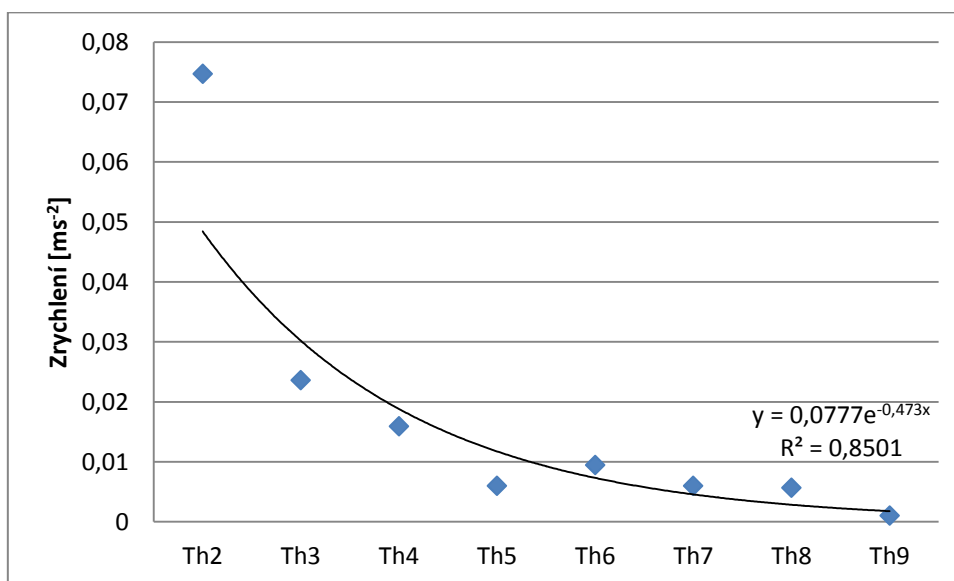
| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 96 | 81 | -15 | -29 |

PROBAND 5

BUZENO OD C7: úsek Th2-Th9



Obrázek 41: 1. měření

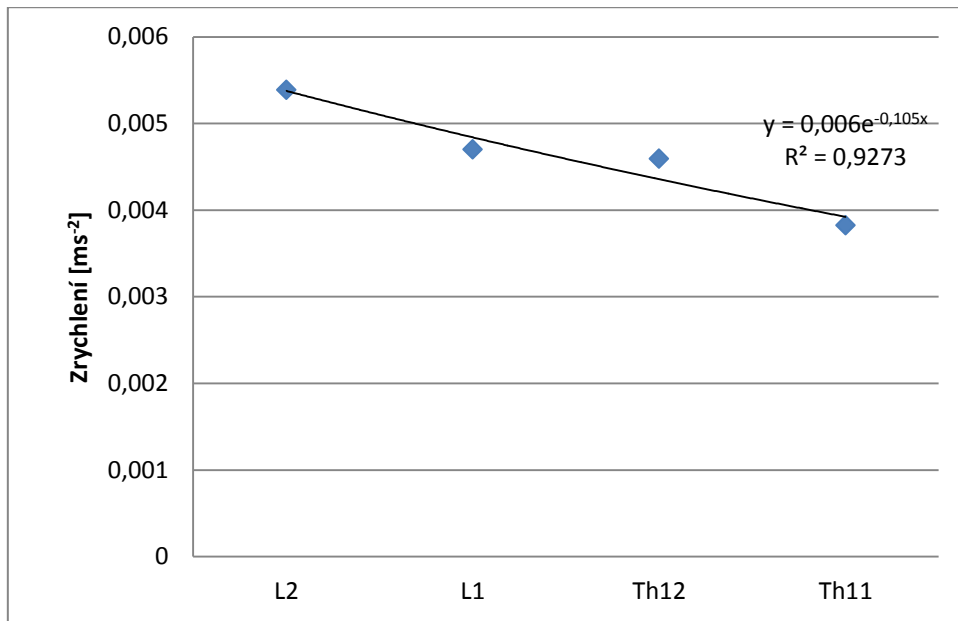


Obrázek 42: 2. měření

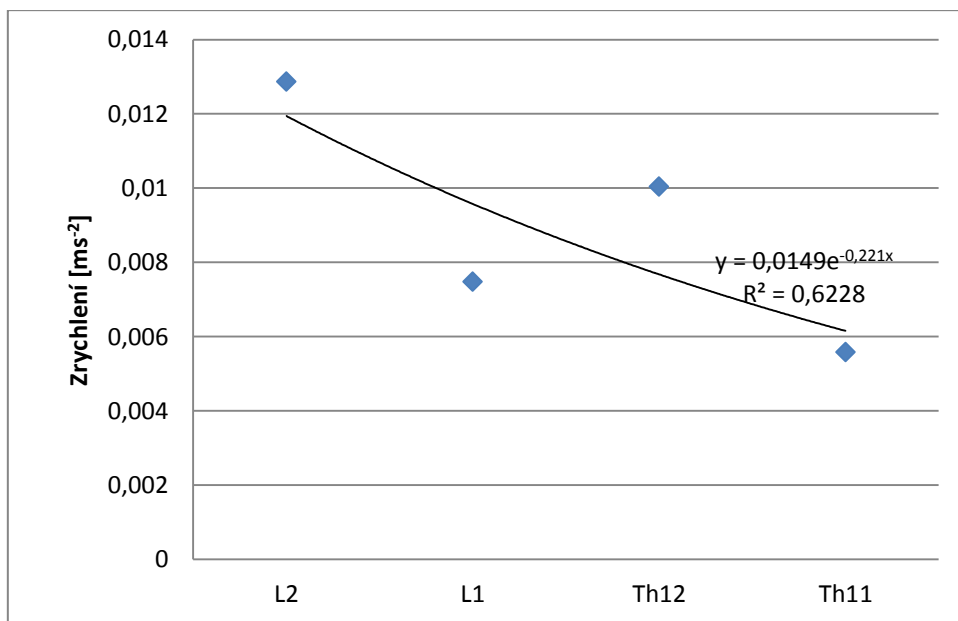
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 74 | 0,31 | 73 | 9,01 |
| 2. měření | 45 | 0,47 | 62 | 27,4 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 74 | 45 | -29 | -63 |

BUZENO OD L5: úsek L2-Th11



Obrázek 43: 1. měření

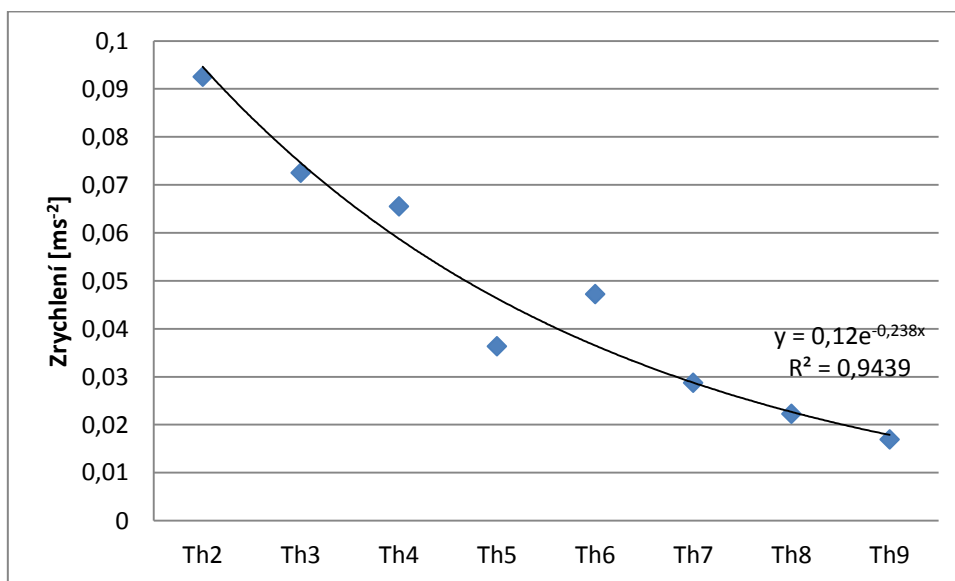


Obrázek 44: 2. měření

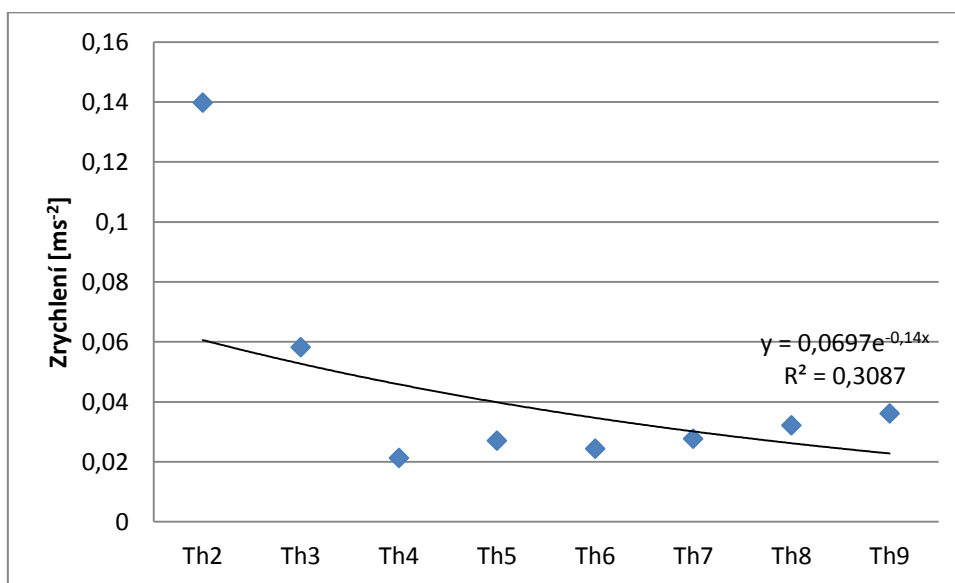
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 80 | 0,11 | 90 | 1,37 |
| 2. měření | 85 | 0,22 | 80 | 1,94 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 80 | 85 | 5 | 13 |

PROBAND 6
BUZENO OD C7



Obrázek 45: 1. měření

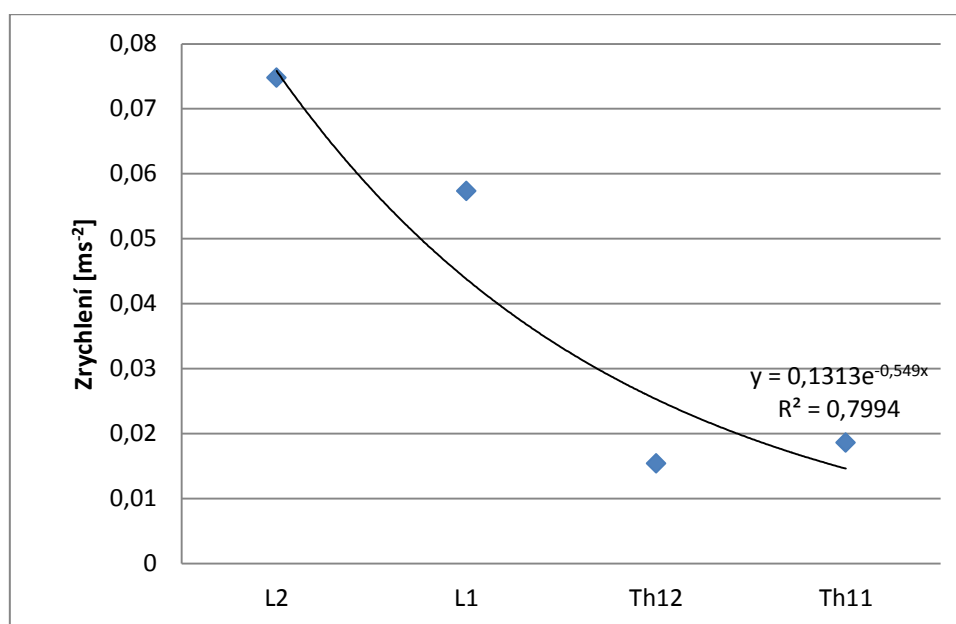


Obrázek 46: 2. měření

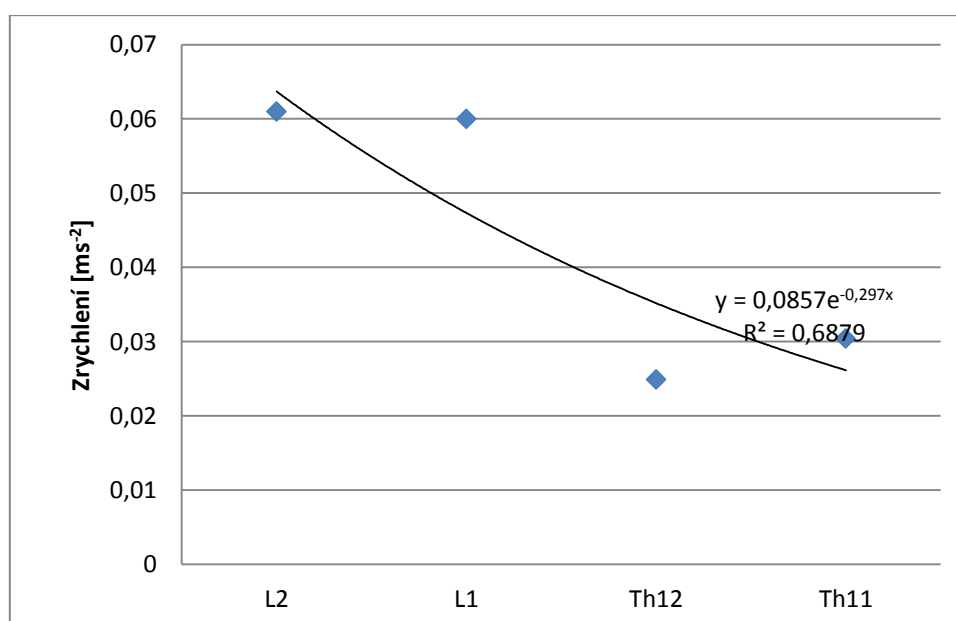
| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 86 | 0,24 | 79 | 5,29 |
| 2. měření | 56 | 0,14 | 87 | 2,66 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δf [Hz] | Δk [%] |
|------------------|------------------|-----------------|----------------|
| 86 | 56 | -30 | -58 |

BUZENO OD L5: úsek L2-Th11



Obrázek 47: 1. měření



Obrázek 48: 2. měření

| | f [Hz] | b [1] | U [%] | U _c [1] |
|-----------|--------|-------|-------|--------------------|
| 1. měření | 83 | 0,55 | 58 | 5,19 |
| 2. měření | 74 | 0,30 | 74 | 2,44 |

| f [Hz] 1. měření | f [Hz] 2. měření | Δ f [Hz] | Δ k [%] |
|------------------|------------------|----------|---------|
| 83 | 74 | -9 | -21 |

6 DISKUZE

Následující tabulka shrnuje údaje o naměřených rezonančních frekvencích f (f_1 – 1. měření, f_2 – 2. měření) a dopočtených koeficientech útlumu b (b_1 – 1. měření, b_2 – 2. měření) pro úsek Th2-Th9.

| | f_1 [Hz] | f_2 [Hz] | Δf [Hz] | b_1 [1] | b_2 [1] | Δb [1] |
|-----------|---------------|---------------|--------------------|-----------|-----------|----------------|
| Proband 1 | 81 | 45 | <0 | 0,38 | 0,22 | <0 |
| Proband 2 | 37 | 45 | >0 | 0,25 | 0,34 | >0 |
| Proband 3 | 71 | 91 | >0 | 0,26 | 0,34 | >0 |
| Proband 4 | 57 | 49 | <0 | 0,31 | 0,56 | >0 |
| Proband 5 | 74 | 45 | <0 | 0,31 | 0,47 | >0 |
| Proband 6 | 86 | 56 | <0 | 0,24 | 0,14 | <0 |

U probandů 2,3,4 a 5 došlo během těhotenství k nárůstu koeficientu útlumu b . Znamená to, že v průběhu těhotenství tento úsek AS zlepšil své tlumící schopnosti. Hodnota koeficientu b průměrně vzrostla o 0,15, což představuje nárůst v průměru o 53% od průměrné hodnoty z prvního měření.

U probandů 1 a 6 došlo během těhotenství k poklesu koeficientu b . Znamená to, že páteř v průběhu těhotenství zhoršila své tlumící schopnosti. Hodnota koeficientu b u probanda 1 poklesla 0,16, u probanda 6 o 0,10 což představuje u obou dvou pokles o 42% od hodnoty z prvního měření.

Následující tabulka shrnuje údaje o naměřených rezonančních frekvencích f (f_1 – 1. měření, f_2 – 2. měření) a dopočtených koeficientech útlumu b (b_1 – 1. měření, b_2 – 2. měření) pro úsek L2-Th11.

| | f1 [Hz] | f2 [Hz] | Δf [Hz] | b1 [1] | b2 [1] | Δb [1] |
|-----------|------------|------------|--------------------|--------|--------|-------------------|
| Proband 1 | 76 | 97 | >0 | 0,59 | 0,45 | <0 |
| Proband 2 | 45 | 48 | >0 | 0,10 | 0,54 | >0 |
| Proband 3 | 57 | 88 | >0 | 0,19 | 0,42 | >0 |
| Proband 4 | 96 | 81 | <0 | 0,03 | 0,29 | >0 |
| Proband 5 | 80 | 85 | >0 | 0,11 | 0,22 | >0 |
| Proband 6 | 83 | 74 | <0 | 0,55 | 0,30 | <0 |

U probandů 2,3,4 a 5 došlo během těhotenství k nárůstu koeficientu útlumu b. Znamená to, že v průběhu těhotenství tento úsek AS zlepšil své tlumící schopnosti. U těchto probandů došlo k zlepšení tlumících schopností v obou měřených úsecích AS. Hodnota koeficientu b průměrně vzrostla o 0,26, což představuje nárůst v průměru o 236% od průměrné hodnoty z prvního měření. Tyto výsledky ukazují, že v úseku L2-Th11 zlepšila páteř schopnost tlumit vibrace více než 4x v porovnání s úsekem Th2-Th9.

U probandů 1 a 6 došlo během těhotenství k poklesu koeficientu b. Znamená to, že vybraný úsek AS v průběhu těhotenství zhoršil své tlumící schopnosti. Hodnota koeficientu b u probanda 1 poklesla o 0,14, což představuje pokles o 24% od prvního měření. U probanda 6 o 0,25 což představuje pokles o 45% od prvního měření.

Následující dvě tabulky shrnují vypočtené hodnoty propustnosti energie U segmentu obratel - ploténka pro probandy, u nichž došlo ke zvýšení koeficientu útlumu. První tabulka udává hodnoty pro úsek Th2-Th9, druhá pro L2-Th11

| | U [%] 1. měření | U [%] 2. měření | ΔU [%] |
|-----------|--------------------|--------------------|----------------|
| Proband 2 | 78 | 71 | -7 |
| Proband 3 | 77 | 71 | -6 |
| Proband 4 | 73 | 57 | -16 |
| Proband 5 | 73 | 62 | -11 |

| | U [%] 1. měření | U [%] 2. měření | ΔU [%] |
|-----------|--------------------|--------------------|----------------|
| Proband 2 | 91 | 58 | -33 |
| Proband 3 | 83 | 65 | -18 |
| Proband 4 | 97 | 75 | -22 |
| Proband 5 | 90 | 80 | -10 |

Průměrná hodnota propustnosti jednoho segmentu obratel - ploténka v úseku Th2-Th9 při prvním měření je 75,25%. Značí to, že obratlem průměrně projde 75,25% vstupní energie, zbytek je absorbován. Při druhém měření je průměrná hodnota 65,25%. Obratlem tedy v důsledku těhotenství projde průměrně o 10% energie méně než při prvním měření.

Průměrná hodnota propustnosti jednoho segmentu obratel - ploténka v úseku L2-Th11 při prvním měření je 90,25%. Značí to, že obratlem prochází 90,25% vstupní energie, zbytek je absorbován. Při druhém měření je průměrná hodnota 69,5%, čili obratlem v důsledku těhotenství projde průměrně o 20,75% energie méně než při prvním měření.

Následující dvě tabulky shrnují vypočtené hodnoty propustnosti energie U segmentu obratel - ploténka pro probandy, u nichž došlo ke snížení koeficientu útlumu. První tabulka udává hodnoty pro úsek Th2-Th9, druhá pro L2-Th11.

| | U [%] | U [%] | ΔU [%] |
|-----------|-------|-------|----------------|
| Proband 1 | 68 | 80 | 12 |
| Proband 6 | 79 | 87 | 8 |

| | U [%] | U [%] | ΔU [%] |
|-----------|-------|-------|----------------|
| Proband 1 | 56 | 64 | 8 |
| Proband 6 | 58 | 74 | 16 |

Průměrná hodnota propustnosti jednoho segmentu obratel - ploténka v úseku Th2-Th9 při prvním měření je 73,5%. Značí to, že obratlem prochází 73,5% vstupní energie, zbytek je absorbován. Při druhém měření je průměrná hodnota 83,5%, čili obratlem v důsledku těhotenství projde průměrně o 10% energie více než při prvním měření.

Průměrná hodnota propustnosti jednoho segmentu obratel - ploténka v úseku L2-Th11 při prvním měření je 57%. Značí to, že obratlem prochází 57% vstupní energie, zbytek je absorbován. Při druhém měření je průměrná hodnota 69%, čili obratlem v důsledku těhotenství projde průměrně o 12% energie více než při prvním měření.

Následující tabulky shrnují údaje o změně tuhosti a rezonančních frekvencích. První tabulka obsahuje údaje probandů, u nichž došlo k zvýšení koeficientu útlumu b, druhá obsahuje snížení koeficientu útlumu b.

| | Δf buzeno od C7 | Δk buzeno od C7 | Δf buzeno od L5 | Δk buzeno od L5 |
|-----------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Proband 2 | 8 | 48 | 3 | 14 |
| Proband 3 | 20 | 64 | 31 | 138 |
| Proband 4 | -8 | -26 | -15 | -29 |
| Proband 5 | -29 | -63 | 5 | 13 |

| | Δf buzeno od C7 | Δk buzeno od C7 | Δf buzeno od L5 | Δk buzeno od L5 |
|-----------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Proband 1 | -36 | -69 | 21 | 63 |
| Proband 6 | -30 | -58 | -9 | -21 |

Z hodnot v tabulkách je patrné, že ke snížení tuhosti u probandů, u nichž došlo k zvýšení koeficientu útlumu, došlo jen u probandů 4 a 5. při buzení od C7. Při buzení od L5 došlo ke snížení tuhosti dokonce jen u probanda 4.

U probandů, u nichž došlo k poklesu koeficientu útlumu b , došlo k navýšení tuhosti jen u probanda č. 1 v úseku buzeném od L5.

Z těchto dat není možné učinit závěr o vzájemném vztahu tuhostí a útlumu AS.

Splnění cílů práce, potvrzení – vyvrácení hypotéz

Z výsledků vyplývá, že metodou TVS a námi zvoleným způsobem vyhodnocování dat je možné určit útlumové charakteristiky úseků AS Th2-Th9 buzené od C7 a L2-Th11 buzené od L5. Pro ostatní analyzované úseky, se ukázala námi zvolená metoda jako nevhodná z důvodů velké vzdálenosti budiče vibrací od sledovaného úseku AS - odezva, kterou jsme naměřili, je příliš zatížena odražením vlnění od druhého konce AS a následnou superpozicí vlnění.

Z výsledků dále vyplývá, že metodou TVS je možné detekovat změny mechanických vlastností AS a tedy potvrzují hypotézu 1. Práce dále ukázala, že u vybraných úseků AS došlo k reologickým změnám. Tyto změny se podařilo kvantifikovat. Konkrétně jsme určili rezonanční frekvence, koeficient útlumu a jeho změny, propustnost IVD, celkový útlum analyzovaného segmentu AS a změnu tuhosti. Hypotéza 2 je tedy potvrzena. Ukázali jsme, že u čtyř probandů došlo vlivem těhotenství ke zlepšení tlumících vlastností AS a u 2 probandů k jejich zhoršení. U všech 6 probandů pozoruje stejný trend útlumových charakteristik jak v úseku AS buzeném od C7, tak v úseku buzeném od L5.

7 ZÁVĚR

V diplomové práci jsme na souboru dat z měření šesti těhotných žen ukázali metodu TVS jako vhodnou k diagnostice útlumových charakteristik AS. Je nutné však upozornit, že metoda TVS je stále ve stádiu vývoje z hlediska používaného matematického aparátu, i z hlediska řešení přesné detekce měřených dat. Tyto směry budou dále rozpracovány v dalších studiích. Vypočtené útlumové charakteristiky jsou do velké míry ovlivněny tím, jakou rezonanční frekvenci zvolíme. Na jednotlivých grafech závislosti zrychlení obratlů na frekvenci je často možné vybrat více lokálních extrémů. Námi ve výpočtech užívaná rezonanční frekvence byla volena vždy v pásmu od 0 do 100 Hz. Tento výběr není náhodný, je založen na předpokladu, že vyšší rezonanční frekvence nejsou ovlivněny mechanickými vlastnostmi IVD a přilehlých struktur, ale jsou způsobeny jinými mechanismy. Tento předpoklad je podložen studii uvedenými v kapitole 3.5.

Metoda TVS je prací prověřena jako vhodná pro uvedené analýzy nejen pro AS těhotných žen, ale obecně všech AS, na něž působí v čase mechanická, či jiná zátěž. Důsledky zátěže jsou pak exaktně podloženy vypočteným koeficientem útlumu, propustností a tuhostí segmentu obratel – ploténka. Tím jsou objektivizovány změny AS, které lze přiřadit jejich příčinně – např. pracovní zátěži, operaci, úrazu, těhotenství či sportovnímu tréninku.

POUŽITÁ LITERATURA

BENYOVSZKY, A.; *Přenos vibrací páteřním systémem*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2012. 431. Vedoucí bakalářské práce Karel Jelen.

DESMOULIN, G.; YASIN, N.; CHEN, D. Spinal Mechanisms of Pain Control. *Clin J Pain* [online]. 2007, vol. 23, no. 7, [cit. 2012-02-21]. Dostupný z <http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCGCBFPPBP00/fs046/ovft/live/gv023/00002508/00002508-200709000-00005.pdf>

DRAHORÁDOVÁ, R.; DRAHORÁD M.; JELEN K.; KUBOVÝ, P. Změny přenosové funkce segmentu lidského těla při řízení automobilu. *In Engineering Mechanics 2008*, Svratka, Czech Republic. 1st ed. Praha : Institute of Thermomechanics – Academy of Science, May 12 – 15, 2008. Pp. 136. ISBN 978-80-87012-11-6.

DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.

FARFAN, H. F. Mechanical Disorders of the Low Back. *Philadelphia, Lea & Febiger*, 1973, pp 13-24, 63, 90, 201

FARHNI, W. H. Conservative treatment of lumbar disc degeneration: Our primary responsibility. *Orthop. Clin. North. Am.* 6: 93-103, 1975

FITCHIE, J. H.; FARHNI, W. H. Age changes in lumbar intervertebral discs. *Can. J. Surg.* 13:65-71, 1970

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. 2012-02-21]. Dostupný z <http://www.bi.w.kuleuven.be/aee/amc/staff/WimDC/literatuur/Fritz.pdf>

HELEBRAT, F. *Technická diagnostika a spolehlivost 2. vibrodiagnostika*. 1. vyd. Ostrava: VŠB, 2004. 178 l. ISBN 80-248-0650-9.

HILL, T. et al. Is vibration truly an injurious stimulus in the human spine? *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, 2631–2635. [cit. 2012-03-21]. Dostupný z <http://ovidsp.uk.ovid.com/sp-3.6.0b/ovidweb.cgi?&S=CGKHPDFNDEHFFMBIFNPKGEPFJIKKAA00&Complete+Reference=S.sh.34%7c1%7c1>

HIRSCH, C. The reaction of intervertebral discs to compression forces. *J. Bone Joint Surg. [Am]* 37:1188-1191, 1955

HOLÍK, V. et al. *Biologie člověka*. Projekt SIPVZ 1842P2006. [online]. 2006, [cit. 2012-02-22]. Dostupný z http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook_Textbook.php

HORÁK, Z. *Biomechanika páteře*. [online]. 2009, [cit. 2012-07-22]. Dostupný z <https://ppp.fsid.cvut.cz/public/FBMI/2009/pdf/9.pdf>

HSU, K.; ZUCHERMAN, J.; SHEA, W.; KAISER, J.; WHITE, A.; SCHOFFERMAN, J.; AMELON, C. High lumbar disc degeneration. Incidence and etiology. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990 Jul;15(7):679-82.

INOUE, H. Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs. *Spine* 1981, 6:139-146.

JANDÁK, Z. Vibrace přenášené na člověka. *Státní zdravotní ústav*. [online]. 2007, [cit. 2012-02-21]. Dostupné z <http://www.szu.cz/tema/pracovni-prostredi/vibrace-prenasene-na-cloveka>

JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc: Universita Palackého v Olomouci, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.

JAYSON, M.; BARKS, J. S. Structural changes in intervertebral discs. *Ann. Rheum. Dis.* 32:10-15, 1973

JELEN, K. (1999) Patellar ligament rupture. In BARTLET, R. (Ed.) Sports biomechanics reducing injury and improvement performance (1st. Edition ed., pp. 135–138). London, New York : E & FN Spon.

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.

KAPENDJI, I. A. The Physiology of the Joints, vol 3: *The Trunk and the Vertebral Column*, ed. 2. London, Churchill Livingstone, 1974, pp 32, 33

KIISKI, J.; HEINONEM, A; JARVINEN, T.; KANNUS, P.; SIEVANEN, H. Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body. *JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH* [online]. 2008, vol. 23. no. 8, [cit. 2012-02-21]. Dostupný z <http://bme.sunysb.edu/people/faculty/docs/crubin/2008-jbmr-transmission-safety.pdf>

LIPENSKÝ, Z. *Vliv okolní tkáně na napjatost výdutě mozkových tepen: diplomová práce*. Brno: České učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 71 l. Vedoucí diplomové práce Stanislav Polzer.

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 František Maršík.

MARCHAND, F.; AHMED, A. M. Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus. *Spine* 1990, 15:402-410.

MARKOLF, K. L.; MORRIS, J. M. The structural components of the intervertebral disc. *J. Bone Joint Surg. [Am]* 56:675-687, 1974

MAROUDAS, A.; NACHEMSON, A.; STOCKWELL, R.; URBAN, J. Some factors involved in the nutrition of the intervertebral disc. *Journal of Anatomy* 1975, 120:113-130.

MARŠÍK, F. *Analýza přenosu kmitů na páteři, měřených metodou TVS*. Výzkumná zpráva 2010.

NAVRÁTIL, M.; PLUHAŘ, O. *Měření a analýza mechanického kmitání*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1986. 401 l.

NAYLOR, A.; SHENTALL, R. Biochemical aspects of intervertebraldiscs in aging and disease. In. *Jayson M. (ed): The Lumbar Spine and Back Pain*. New York, Grune & Stratton, Inc. 1976, pp 317-325

PASTUCHA, D., MALINČÍKOVÁ, J., TICHÁ, R. (2010) Rizika sportovní aktivity v dětském věku. *Pediatric pro praxi*, 11(4), p. 224–227

PLAČKOVÁ, V. *Detekce reologických změn axiálního systému gravidních žen pomocí metody TVS: diplomová práce*. Praha: Universita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2014. 83l. Vedoucí diplomové práce Karel Jelen.

PRISBY, R., LAFAGE-PROUST, M., MALAVAIL, L. (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.

RAVNIK, D. Vliv vibrací na lokální hemodynamiku krve. In Jelen, K. et al. (ed.). *Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur*. Praha, 2002. ISBN 80-86317-20-X.

ROBERTS, S.; MENAGE, J.; URBAN, J. P. G. Biochemical and structural properties of the cartilage end-plate and its relation to the intervertebral disc. *Spine* 1989, 14:166-174.

ROSINA, J. *Vybrané kapitoly z aplikované biofyziky*. [online]. 2007, [cit. 2012-07-21]. Dostupné z http://www.zsf.jcu.cz/structure/departments/kra/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-obyvatelestva-se-zamerenim-na-cbrne-aplikovana-radiobiologie-a-toxikologie-krizova-radiobiologie-a-toxikologie/vybrane-kapitoly-z-aplikovane-biofyziky.doc/view?searchterm=rosina

RUBIN, C.; POPE, M.; FRITTON; MAGNUSSON, M; HANSSON; MCLEOD. Transmissibility of 15-Hertz to 35-Hertz Vibrations to the Human Hip and Lumbar Spine: Determining the Physiologic Feasibility of Delivering Low-Level Anabolic Mechanical Stimuli to Skeletal Regions at Greatest Risk of Fracture Because of Osteoporosis. *Spine* [online]. 2008, vol. 28, no 23, [cit. 2012-02-21]. Dostupný z <http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCJCNEOPNC00/fs044/ovft/live/gv022/00007632/00007632-200312010-00010.pdf>

URBAN, J. P. G.; ROBERTS, S. Degeneration of the intervertebral disc. *Arthritis Research* [online]. vol. 5, issue 3, s. 120- [cit. 2015-04-07]. DOI: 10.1186/ar629. Dostupné z: <http://arthritis-research.com/content/5/3/120>

VAN DER KAMP, K. *Identifikace změn mechanických vlastností axiálního systému člověka v důsledku zátěžového a relaxačního režimu*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2013a. Vedoucí disertační práce Karel Jelen.

VAN DER KAMP, K. *Identifikace změn mechanických vlastností axiálního systému člověka v důsledku zátěžového a relaxačního režimu*. Autoreferát disertační práce 2013b.

VERSCHUELEN et al. Effect of 6-Month Whole Body Vibration Training on Hip Density, Muscle Strength, and Postural Control in Postmenopausal Women: A Randomized Controlled Pilot Study. *JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH* [online]. 2004, vol. 19, no. 3, [cit. 2012-06-23]. Dostupný z <http://vibrawav.homestead.com/effect-of-6-month-whole-body-vibration-training.pdf>

VONDROVÁ, J.; RŮŽIČKA, P.; SEDLÁČEK, R. *Mechanické vlastnosti osteoporotických kostí*. [online]. 2006, [cit. 2012-07-22]. Dostupný z

<http://web.fs.cvut.cz/biomechanika.cz/index.php?pg=mechanicke-testovani-osteoporot-kosti>

WABERŽINEK, G. Bolesti zad z pohledu neurologa. *Edukafarm* [online]. 2004, [cit. 2012-03-11]. Dostupný z <http://www.edukafarm.cz/clanek.php?id=292>

WHITING, W., ZERNICKE, R. (2008) *Biomechanics of Musculoskeletal Injury* (2nd Edition ed.). Champaign, IL : Human Kinetic

YATES, J.; MCGILL, S. The Effect of Vibration and Posture on the Progression of Intervertebral Disc Herniation. *SPINE* [online]. 2011, vol. 36, no. 5, pp 386–392, [cit. 2012-02-21]. Dostupný z

<http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPhttp://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCGCBFPBP00/fs046/ovft/live/gv023/00002508/00002508-200709000-00005.pdfDDNCGCBFPBP00/fs047/ovft/live/gv031/00007632/00007632-201103010-00006.pdf>

YU, J.; WINLOVE, C. P.; ROBERTS, S.; URBAN, J. P. G. Elastic fibre organization in the intervertebral discs of the bovine tail. *Journal of Anatomy* 2002, 201:465-475.

ZEMAN, J. *Metody neinvazivního měření vibrační přenosové funkce lidské páteře in vivo v poloze na břiše*. 2008a. Disertační práce. Universita Karlova v Praze, Matematicko-fyzikální fakulta.

ZEMAN, J. *Metody neinvazivního měření vibrační přenosové funkce lidské páteře in vivo v poloze na břiše*. Autoreferát disertační práce. [online]. 2008b, [cit. 2012-08-10]. Dostupný z http://www.ftvs.cuni.cz/doktorske_sk/obhaj/Zeman.pdf

