

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

2013

Mgr. Kateřina van der Kamp

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



**Identifikace změn mechanických vlastností axiálního
systému člověka v důsledku zátěžového a
relaxačního režimu**

Disertační práce

Zpracovala:

Mgr. Kateřina van der Kamp

Školitel:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

SOUHRN

Problém: V současné době je věnována velká pozornost bezpečnosti řízení a možnosti registrace únavy řidičů automobilu. Jízda v automobilu je monotónní statická a vibrační zátěž, která po nějaké době vyvolává změny v axiálním systému, dyskomfort a únavu.

Hypotéza: Prostřednictvím metodiky TVS je možné prokázat změnu mechanických vlastností axiálního systému. Použitím metody TVS před a po různém typu zátěže nebo před a po relaxaci je možné detekovat změny viskoelastických vlastností axiálního systému na základě změny přenosu vlnění axiálním systémem. Metodu TVS je možné využít i u těhotných subjektů.

Cíl: Ověřit využitelnost metodiky TVS pro registraci změn viskoelastických charakteristik axiálního systému.

Metoda: Metodou detekce byla TVS (transfer vibration through spine). Ta spočívá v aplikaci buzení γ pulzy o pološířce 5ms a posléze harmonického buzení plynule se měnícího od 5 Hz do 160 Hz na obratle C7 a L5. Toto vlnění se přenáší podél axiálního systému a akcelerometrickými snímači je snímáno zrychlení všech trnových výběžků obratlů, kterými se vlnění šíří mezi C7 až S1. Na základě naměřených dat (vstupního buzení a jeho snímané odezvy na trnových výběžcích obratlů) lze vyhodnotit změnu celkových viskoelastických parametrů páteře před a po monotónním nebo jiném zatížení páteře nebo před a po relaxaci.

Výsledky a závěry: Dosavadní výsledky potvrdily, že metoda TVS je vhodná pro detekci mechanických změn axiálního systému. Také bylo prokázáno, že se vlivem změn v důsledku monotónního nebo fyzického zatížení nebo naopak relaxace mění i přenos vlnění axiálním systémem sledovaného subjektu. Metodu je možné využít i u těhotných subjektů.

Klíčová slova: Vibrace, monotónní zátěž, axiální systém, mechanické vlastnosti, páteř, přenos vibrací, těhotenství

SUMMARY

Problem: A lot of attention is given to the safety of the driving and the possibility to register fatigue of the drivers. Driving cars is monotony and static. Vibration loading, which causes changes in the axial system. This causes discomfort and fatigue to drivers after some time of exposure to the loading.

Hypothesis: It is possible to prove the changes of mechanical characteristics (indicators) of the axial system using the TVS (transfer vibration through spine) method. By using TVS method before and after different types of loading or before and after relaxation it is possible to detect changes of the viscoelastic properties. This can be done by checking changes in the way of waves transfer through the axial system of the observed participants.

Objective: Verify the possibility of use of TVS method to register changes of the viscoelastic characteristics of the axial system.

Method: The TVS was chosen as a detection method. The method is based on the use of five-msec semi-bandwidth γ pulse stimuli and consequent application of continuously changing harmonic stimuli which periodically differ between 5Hz and 160Hz to the vertebrae C7 and L5. This wave is carried through the axial system and its acceleration on the spinous processes between C7 and S1 is scanned with the help of accelerometric sensors. According to the measured data (the input stimuli and its recorded responses measured on the spinous processes vertebrae) it is possible to identify changes of the viscoelastic properties of the human spine before and after applying vibration or another type of loading or relaxation.

Outcome and conclusions: The research results proved the fact that the TVS method is suitable for detection of the mechanical changes of axial system. It was also proved that changes caused by a monotonic or physical loads or relaxation influence the way of waves transfer through the axial system of the observed participants. Pregnant participants can also use this method.

Keywords: Vibrations, monotony load, axial system, mechanical characteristics, spine, vibrations transmission, pregnancy

Poděkování:

Na tomto místě bych chtěla poděkovat mému školiteli Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za vstřícnost a vedení po celou dobu studia. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Josefu Zemanovi, Ph.D. za cenné rady a odbornou pomoc.

Velký dík patří mé rodině a mému manželovi Wouterovi van der Kampovi za laskavou podporu v době studia a při zpracování mé disertační práce.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně a použila jsem literaturu uvedenou v referenčním seznamu.

.....
Mgr. Kateřina van der Kamp

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

| Jméno Příjmení | Číslo OP | Datum vypůjčení | Poznámka |
|----------------|----------|-----------------|----------|
| | | | |

SEZNAM ZKRATEK

| | |
|-----------------------|-------------------------------------|
| a [mm] | poloměr meziobratlové ploténky |
| A [N] | amplituda síly na vstupu |
| AVČR | Akademie věd České republiky |
| B [N] | amplituda síly na výstupu |
| C1 – C7 | 1. – 7. krční obratel |
| CNS | centrální nervová soustava |
| Cp | krční páteř |
| CSF | cerebrospinal fluid |
| D [dB] | přenosový útlum |
| E [Pa] | elastický modul |
| EEG | electroencephalography |
| f [Hz] | frekvence |
| F ₀ [N] | vložená síla |
| F ₁ [N] | výsledná síla |
| G | gain, poměr vstupní a výstupní síly |
| h [mm] | výška meziobratlové ploténky |
| HBP | high back pain |
| HK | horní končetina |
| K [Nm ⁻¹] | tuhost |
| l [m] | délka |
| L1 – L5 | 1. – 5. bederní obratel |
| LBP | low back pain |
| Lp | bederní páteř |
| M [kg] | hmotnost |

| | |
|-------------------------------------|---|
| MFF | Matematicko fyzikální fakulta |
| r | korelační koeficient |
| r. m. s. | root mean square, efektivní hodnota zrychlení |
| RTG | rentgenografie |
| S1 | 1. křížový obratel |
| S [mm ²] | plocha |
| S1 | 1. křížový obratel |
| SI | sacroiliakální |
| SIP | sacroiliac pain |
| SIPS | spina iliaca posterior superior |
| SWA | steering wheel analysis |
| t [ms] | čas |
| Th1 – Th12 | 1. – 12. hrudní obratel |
| Thp | hrudní páteř |
| TrP | trigger point |
| TVS | transfer vibrations through the spine |
| v [ms ⁻¹] | rychlost |
| Ω [rad/s] | úhlová frekvence |
| ω _o [rad/s] | vlastní rezonanční frekvence |
| γ [m ² s ⁻¹] | viskozita |
| ψ [rad] | fázový posun |

OBSAH

| | |
|---|----|
| SOUHRN | 3 |
| SUMMARY | 4 |
| SEZNAM ZKRATEK | 8 |
| 1 ÚVOD..... | 12 |
| 1.1 Cíle práce a přesné určení řešeného problému..... | 13 |
| 1.2 Pracovní hypotézy | 13 |
| 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA..... | 14 |
| 2.1 Monotonie..... | 14 |
| 2.2 Zhodnocení sedu v automobilu..... | 15 |
| 2.3 Změny v těhotenství | 20 |
| 2.4 Hormonální změny a pohybový systém..... | 28 |
| 2.5 Vibrační zatížení člověka..... | 30 |
| 2.5.1 Biodynamické modely | 30 |
| 2.5.2 Experimentální měření | 34 |
| 3 METODOLOGIE | 42 |
| 3.1 Využité metody v experimentu..... | 42 |
| 3.1.1 Úvodní anamnéza a kineziologický rozbor jezdce | 42 |
| 3.1.2 Metodika neinvazivního měření přenosu vibrací | 45 |
| 3.2 Metoda TVS - hodnocení změn mechanických vlastností | 48 |
| 3.2.1 Metodika měření řidičů před a po jízdě automobilem..... | 48 |
| 3.2.2 Metodika měření těhotných žen před a po jízdě automobilem | 49 |
| 3.2.3 Metodika měření před a po relaxaci..... | 53 |
| 3.2.4 Metodika měření před a po fyzické zátěži | 53 |
| 3.2.5 Měření metodou TVS na mechanickém modelu páteře | 54 |
| 3.3 Model páteře..... | 55 |

| | | |
|-------|--|----|
| 4 | VÝSLEDKY | 58 |
| 4.1 | Buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi | 58 |
| 4.2 | Srovnání buzení z obratle C7 a z obratle L5..... | 59 |
| 4.3 | Útlum a přenos vibrací před a po zátěži nebo relaxaci | 60 |
| 4.3.1 | Útlum a přenos vibrací před a po zatížení jízdou v automobilu..... | 61 |
| 4.3.2 | Útlum a přenos vibrací po relaxaci a po fyzické zátěži..... | 62 |
| 4.3.3 | Útlum a přenos vibrací před a po fyzické zátěži..... | 63 |
| 4.4 | Posun rezonanční frekvence k nižším či vyšším frekvencím | 64 |
| 4.5 | Hodnocení daného úseku z hlediska únavy svalového korzetu..... | 65 |
| 4.6 | Vliv těhotenství na změnu přenosu vibrací | 67 |
| 4.7 | Rozštěpení rezonančních vrcholů | 68 |
| 4.8 | Intraindividuální rozdíly v odpovědi Th a L úseku páteře | 70 |
| 4.9 | Rozdíly v odezvě na vibrační buzení u subjektů různého věku | 72 |
| 5 | DISKUSE | 74 |
| 6 | ZÁVĚR | 77 |
| 7 | BIBLIOGRAFIE | 79 |

1 ÚVOD

V současné době se věnuje velká pozornost zvýšení bezpečnosti při řízení automobilu a ukazatelům signalizujícím pokles pozornosti řidiče, které by spolehlivě odhalily přicházející mikrosnání řidiče. Je známo, že pozornost a rychlost reakcí klesá již po necelé hodině jízdy v automobilu. Mezi hlavní příčiny poklesu pozornosti patří dlouhá monotónní zátěž operátora, psychické a fyzické podmínky a další faktory. Dlouhodobá jízda v automobilu a monotónní statické zatížení způsobuje dyskomfort a je příčinou zvýšeného výskytu bolestí zad, úrazů zad a pracovní neschopnosti mezi profesionálními řidiči.

Původně jsme tedy hledali metodiku, která by objektivně zhodnotila reakci těla – tkání osového systému na vibrační a monotónní zatížení v automobilu. Jako měřenou skupinu jsme si vytyčili skupinu těhotných žen – řidiček, jejichž pohybový aparát je již od počátku zatížen tvarovými, tkáňovými a hmotnostními změnami v těhotenství, k čemuž se následně přičítají mechanické změny pohybového aparátu v důsledku dlouhodobějšího zatížení v automobilu. Jako metodiku měření jsme zvolili TVS (přenos vibračního buzení podél páteře). Metoda TVS aplikuje buzení v pulzy a harmonické plynule se měnící buzení na obratel páteře, následně pak akcelerometry snímá odezvu na ostatních obratlích páteře. Původním tématem práce bylo určení změny přenosové funkce segmentů těla, která je odezvou na vibrační zatížení, vlivem tvarových a hmotnostních změn v těhotenství s využitím metody TVS. Dále jsme se chtěli zabývat závislostí přenosové funkce segmentu na délce zatížení - monotónii, frekvenci a dalších charakteristikách vibračního zatížení.

V průběhu práce vyvstala potřeba ověřit metodiku měření TVS (transfer vibration through the spine) na výpočetním a posléze mechanickém modelu páteře. Další potřebou bylo zhodnotit, zda je vybraná metodika vhodná pro detekci změn mechanických vlastností páteře v důsledku vibračního a monotónního zatížení v automobilu jak u těhotných řidiček, tak u netěhotných řidičů. Obecně jsme ověřili, zda je možné využít metodiku TVS pro detekci změn mechanických vlastností a to nejen po zátěži vibrační, ale i po fyzické zátěži a naopak zda je možné detekovat metodou TVS změny v mechanických vlastnostech tkání po dlouhodobější relaxaci. Provedli jsme též měření metodou TVS u těhotné řidičky v různém stupni těhotenství.

Naše práce je pilotní studií ve využití metodiky přenosu vibrací podél páteře pro hodnocení mechanických vlastností osového systému. Další výsledky měření a nalezení závislostí mezi budícími a rezonančními frekvencemi jsou aplikovatelné na poli ergonomie a pracovního lékařství, fyzioterapie a na sportovním poli.

1.1 Cíle práce a přesné určení řešeného problému

Cílem práce je ověřit využitelnost neinvazivní metodiky měření přenosu vibrací podél páteře (dále jen TVS) pro registraci změn reologických vlastností páteře. Dále jsme chtěli ověřit využitelnost metody TVS pro prokázání mechanických změn vlastností páteře po působení různých typů zatížení (vibračním, monotónním statickým a fyzickým zatížení) páteře nebo naopak po dlouhodobé relaxaci. Chtěli jsme posoudit využitelnost metody také u těhotné řidičky v různém stupni těhotenství. U těhotných jsme chtěli dále ověřit, zda má stupeň těhotenství vliv na přenos vibrací osovým systémem a zda lze registrovat mechanické změny tkání v průběhu těhotenství.

1.2 Pracovní hypotézy

- 1) Metodou TVS je možné detekovat změny mechanických vlastností páteře.
- 2) Fyzické, vibrační a statické zatížení subjektu ovlivňuje charakter přenosu vibrací podél páteře a tím i mechanické vlastnosti páteře, tyto změny jsou registrovatelné metodou TVS.
- 3) Metoda TVS je využitelná k registraci změn mechanických vlastností axiálního systému u těhotných žen.
- 4) Relaxace těla subjektu ovlivňuje charakter přenosu vibrací podél páteře.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Monotonie

Monotonie je stále se opakující situace s přítomností totožných vnějších či vnitřních podnětů nebo jejich absencí. Subjektivně se monotonie projevuje pocity somnolence, ztrátou koncentrace, snížením zájmu, otupělostí, netečností a znuďeností. Podle Gilbertové (2002) monotonie snižuje aktivitu CNS při absenci stimulů a operační činnost je prováděna automaticky a řízena podkorovými centry.

Hodnocením subjektivních pocitů dyskomfortu při monotónní zátěži se v posledních letech zabývá mnoho autorů.

Ravnik (2005) zjistil, že se dyskomfort v pohybovém systému během řízení auta vyskytoval v 77,8% a projevoval se zejména v oblasti páteře (72,1%). Dyskomfort se objevuje v mnoha formách počínaje nepohodlím a konče bolestí. Statisticky byly prokázány rozdíly mezi pohlavími ve výskytu dyskomfortu a jeho lokalizaci v krční a bederní oblasti. Ženy pocítují dyskomfort subjektivně častěji než muži. 88% žen, které vyplnily dotazník zaznamenalo dyskomfort. V porovnání s ostatními oblastmi se dyskomfort objevuje v 72,1% v oblasti páteře. Dyskomfort se projevuje v 60% v oblasti krku u těch, kteří měli opěradlo zad nastaveno mezi 110° a 120°.

Podle Ravnika (2005) měl u řidičů čas strávený řízením nejrychlejší vliv na subjektivní pocítění dyskomfortu. Pokud si podle něj stanovíme kritickou hranici pro výskyt dyskomfortu mezi řidiči na 5%, všichni řidiči řídící auto déle než hodinu by měli být považováni za kritické. Pokud má řidič korektně nastavené opěradlo, může to být stále ještě problematické, protože páteř je dlouhou dobu v neměnné pozici. Podle výzkumu Ravnika a spol. 83% řidičů během delších cest spíše nezastavuje, nicméně 64% řidičů často mění pozici během jízdy. Studie Thiffaulta a spol. (2003) pozoruje u 56 řidičů známky únavy v důsledku monotónní jízdy na simulátoru již během prvních 40 minut. Znamky únavy jsou rozeznávány pomocí analýzy pohybů volantů (SWA).

Studie Ravnika a spol. (2005, 2008) obsahovala dostatečně velký počet subjektů – 200. Ravnik zakládá detekci únavy na základě řidiči pocíťovaného dyskomfortu, mnohem nebezpečnější je ale latentní dyskomfort, projevující se únavou v okamžiku, kdy ho ještě jako dyskomfort subjektivně nepocítujeme. Bohužel se ještě nenašel spolehlivý objektivní ukazatel únavy. Smidt (2009) zaregistrovala ve své studii to, že zlepšení subjektivních ukazatelů hodnotících bdělost při jízdě automobilem nebylo spojeno s objektivním zlepšením jízdy řidičů.

Otázkou je, co je biologickou podstatou dyskomfortního pocitu. Otáhal (2005) předpokládá, že by příčinou mohl být deficit v transportu CSF v kraniospinálním systému. Insuficience transportu CSF vytváří gradient mezi „nabídkou a poptávkou“ a

tento rozdíl musí být vyřešen řídicím systémem. Odpověď řídicího systému způsobí reorganizaci transportního systému (efektorů), ale také vytvoří endogenní stimulus komplexního charakteru, který nakonec ovlivní vyšší psychické funkce, které změní chování subjektu jako celku.

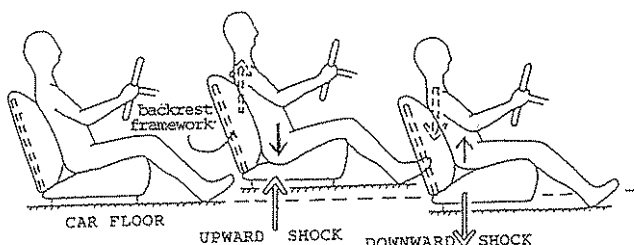
Podle Larue (2010) může monotonie vozovky a okolního prostředí vozovky vést ke zhoršení jízdy řidiče. Larue tvrdí, že pokles bdělosti řidiče může být detekován i jinak než použitím EEG. Podle jeho výsledků jsou matematické modelování a neurální sítě možností pro stanovení a predikce stavu bdělosti řidiče za jízdy.

Podle Ravnika (2005) se dyskomfort jeví jako prokazatelný ukazatel muskuloskeletálních problémů. Je závislý na mechanickém napětí měkkých tkání a lokálních chemických změnách, ale také na mentálních a sociálních faktorech. Držení těla při řízení spolu s vibracemi, impaktem z povrchu vozovky a ovládání, jsou podle něj hlavní důvody zdravotních problémů řidičů.

2.2 Zhodnocení sedu v automobilu

Práce Johnsona (2001) přináší náhled, proč dochází při dlouhodobém sezení v automobilu ke zvýšenému napětí v bederní páteři a tím i k výskytu dyskomfortu až bolesti většinou v bederní páteři. Přináší přehled technické literatury v oblasti automobilových sedadel.

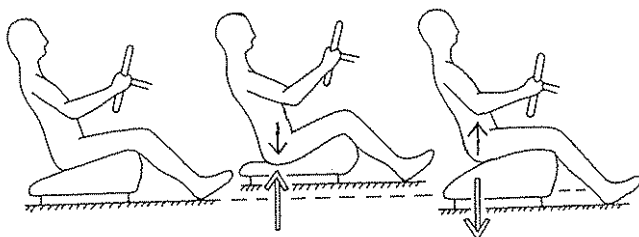
Záda pasažéra silně tlačí na opěradlo, zvláště v oblasti lopatek, takže horní část zad je těsně spojena s konstrukcí automobilu přes kostru zádové opěrky. Struktura zádové opěrky dovoluje jen omezený vertikální pohyb. Když konstrukce utrpí otřes směrem nahoru nebo dolů, horní část zad řidiče je nucena tento pohyb následovat (obr.2.1).



Obr. 2.1 *Pozice řidiče v automobilu a zobrazení otřesů přenášených z vozovky na konstrukci sedadla s opěradlem (Johnson, 2001) .*

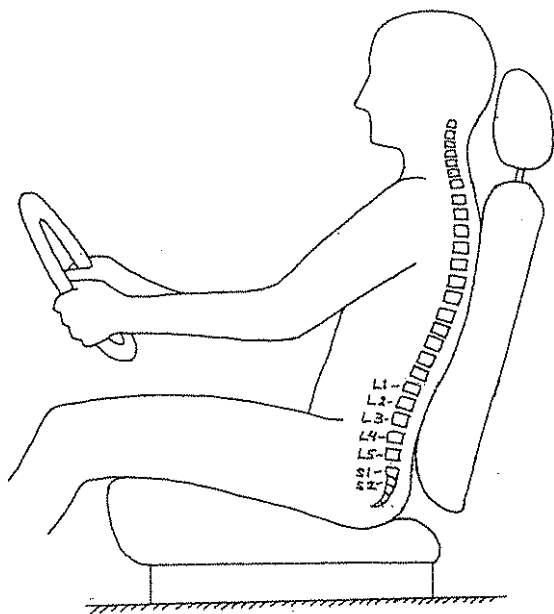
Na druhou stranu sedák má relativně malou tuhost ve vertikálním směru. Pánev, hýždě a stehna pasažéra opírající se o sedák reagují jako inertní masa, jak je

ukázáno na obr. 2.2 níže, buď klesne nebo je vynesena nahoru ze sedáku. Tato úvodní reakce je následována rychlou sérií ztlumených protažení a stlačení částí páteře mezi lopatkami a kostrčí.



Obr. 2.2 Pozice řidiče v automobilu a zobrazení otřesů přenášených z vozovky na konstrukci sedadla bez opěradla (Johnson, 2001).

Vyšetření pozice páteře u osoby opřené v sedadle automobilu s dobře navrženými ergonomickými opěradly ukazuje to, že na dorzální straně horních bederních obratlů je tělo těsně přitlačeno proti opěradlu. Tření spojené s tímto tlakem tlumí napětí v tahu a tlaku na rovni těchto obratlů. Na druhé straně nejnižší bederní obratle, lokalizované mezi bederní opěrkou a sedadlem, se mohou pohybovat volněji axiálně, proto by se napětí v tahu a tlaku uvedené výše mělo v zásadě objevit na nižších meziobratlových discích (L4-L5 a L5-S1) (Johnson 2001).



Obr. 2.3 Hrubé umístění páteře vzhledem k sedadlu (Johnson, 2001)

Johnson (1989) popírá předpoklad, že sedák snižuje amplitudu vertikálního otřesu, který zasáhne tělo, a proto zlepšuje běžný vibrační komfort pasažéra. Toto vylepšení je podle něj částečně znemožněno těsným spojením zad pasažéra a bederní opěrky zmíněné dříve.

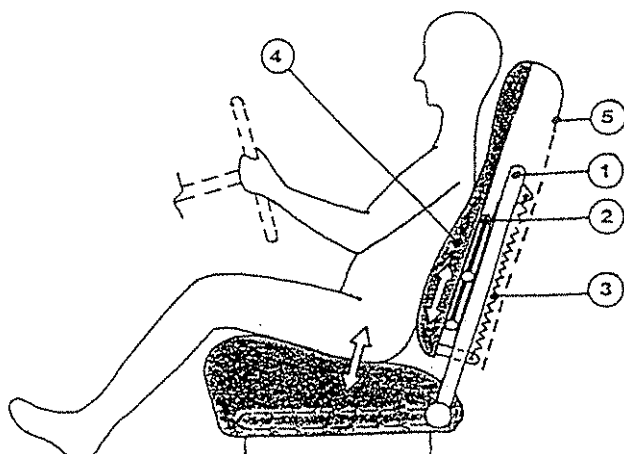
Pro zhodnocení napětí v bederní páteři je nutné znát velikost těchto napětí, protože jsou důležité jen v tom případě, pokud jejich velikost není zanedbatelně malá. Johnson nemohl získat experimentální hodnoty, protože tato procedura zahrnuje experimentální měření axiálních pohybů dolních bederních obratlů sedícího pasažéra. Akcelerometry musí být při tomto měření těsně upevněny k obratlům subjektů, což je procedura, která znamená určité zdravotní riziko pro subjekt podrobující se měření. Navíc slabé vertikální signály akcelerometrů mohou být vážně rušeny všemi náhodnými rotačními pohyby obratlů měřených subjektů, což může znehodnotit experimentální výsledky. Johnson tedy ve své studii (1989) zůstal u teoretického zhodnocení.

Jeho výpočty ukazují, že při dosti nízké úrovni vibrací, která je typická při jízdě v automobilu ($0,5\text{m/s}^2$ průměrné zrychlení) je energie absorbovaná bederní páteří blízko 1W nebo zhruba energii spotřebované malou kapesní svítilnou. Protože disipace energie u biologických materiálů je obvykle pomalá a efekt je lokalizovaný do dolních bederních obratlů, kumuluje se a může dosáhnout nebezpečných úrovní po letech používání automobilu i při její nízké okamžité hodnotě. Opakující se charakter efektu může také vyvolat dodatečné poškození tzv. proces selhání z únavy je dobře známý u kovů z důvodů cyklického zatěžování. Sandover (1983) ukázal, že podobný efekt se může objevit v bederní páteři, kdy je možné selhání meziobratlového disku v důsledku únavy z typické vibrační zátěže z vozidla.

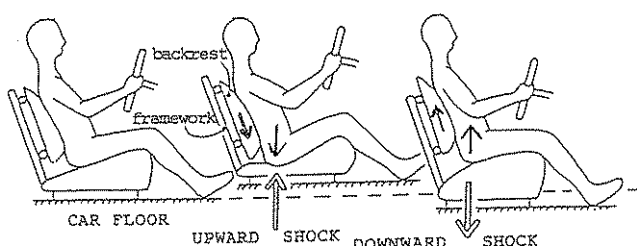
Ke snížení škodlivého vlivu sedadel navrhuje Johnson (2001) upravit současný design sedadla tak, aby se zrušilo těsné spojení mezi podlahou vozidla, rámem sedadla, opěradlem a zády pasažéra.

Jedno z řešení je odříznout opěrku a vytvořit tak sedadlo podobné sedadlu motocyklu nebo kolu. To by bylo však pravděpodobně nepohodlné a nebezpečné pro permanentní užívání, nicméně to bylo v minulosti využíváno pro některá speciální vozidla např. zemědělské traktory.

Jiné řešení nabízí Johnson (1989), tj. rozpojit opěrku a rám sedadla a udělat ji vertikálně pohyblivou na kolečkách, jak je to schematicky znázorněno na obrázku.



Obr. 2.4 Prototyp sedačky 1 – kovový rám, 2- kolečka a kolejničky, 3 – pružina závěsu a výškové nastavení opěrky, 4 – pohyblivá opěrka (Johnson, 2001)



Obr. 2.5 Interakce pohyblivé opěrky a řidiče. Pohyblivá opěrka umožňuje řidiči následovat oscilace pánve a stehen, takže zmizí popisované protažení a komprese (Johnson, 2001)

Tento design sedadla dovoluje zádům pasažéra volně následovat oscilace pánve směrem nahoru a dolů a to má následující výhody:

- Vymizí odlišné pohyby mezi sedákem a opěradlem a odstraní se s tím spojená napětí v bederní oblasti
- Vibrační komfort poskytovaný sedákem působí na celé tělo, hmota oscilujících částí se zvýší a průměrná amplituda vertikálních oscilací těla se sníží.

Tyto výhody byly zkontrolovány experimentálně pomocí rozsáhlých vibračních měření a testovány mnoha řidiči, kteří používali prototyp automobilového sedadla s pohyblivou opěrkou (Johnson, 1989).

Na horní část trupu a pas sedícího subjektu byly umístěny dva akcelerometry. Tento experiment není samozřejmě úplně přesný, jelikož se může pohyb odehrát i mezi páteří a senzorem z důvodu neúplné přilnavosti. Usuzujeme ale, že nepřesnosti budou stejné pro oba typy sedadel, jelikož se zajímáme o srovnávací zhodnocení.

Srovnávání rozdílů zrychlení je ekvivalentní porovnávání napětí za jakékoli dané frekvence.

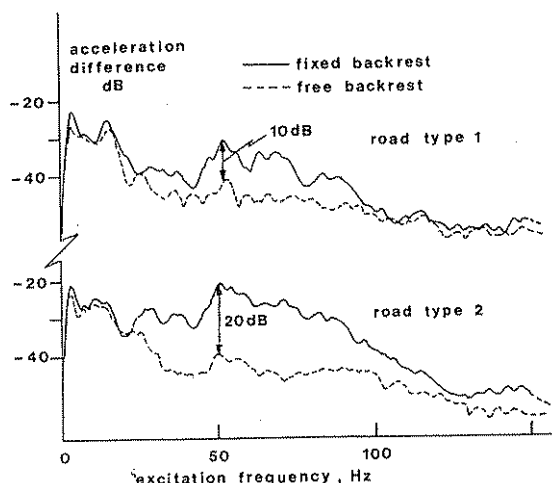
Testovací jízdy byly prováděny na různých stavech vozovky, hlavní standard byl:

Typ 1: 60 km/h na běžném betonu nebo asfaltu

Typ 2: 30 km/h na dlažebních kostkách

Sedadlo bylo umístěno na platformu lehkého nákladního vozidla (délka: 4,5m; hmotnost bez nákladu 1130 kg). Jízdy byly prováděny s deseti různými pasažéry a ačkoliv se vyskytly nějaké rozdíly, základní charakteristiky zaznamenané níže byly vždy patrné. Všechny testované subjekty byly v dobré kondici, ve věku mezi 20 a 25 lety, o výšce 1,70 – 1,85m a váze 70 až 80 kg.

První jízda byla prováděna s volnou opěrkou, následovala druhá jízda, kdy byla opěrka fixována k rámu sedadla (obr. 2.6).



Obr. 2.6 Křivky na obrázku jsou typickým vzorkem výsledků experimentu, které patří 25 letému pasažérovi, který vykazoval dobrou citlivost k novému uspořádání sedadla (Johnson, 1989). Na ose y vidíme rozdíl ve zrychleních (nebo v napětí – viz text) v bederní páteři, na ose x frekvence vibrační excitace.

Ačkoliv ostatní vzorky nebyly až tak dramatické, ani jeden nevedl k opačným závěrům. Můžeme vidět, že v oblasti nízkých frekvencí (0-20 Hz) obě uspořádání vykazují stejné spektrum, křivka u sedadla s volnou opěrkou však leží o několik dB níže než u fixované opěrky. U vysokých frekvencí se objevují velké rozdíly:

- Na normálním povrchu vozovky je 10 dB rozdíl ve prospěch volné opěrky; rozdíly mezi jednotlivými testovanými subjekty jsou od 5 do 10 dB
- Na špatných vozovkách se objevují rozdíly nad 20 dB, tj. amplitudy mohou být redukovány 10násobně na určitých frekvencích při použití nového designu. Rozdíly mezi jednotlivými subjekty mohou být 12-20 dB.

Při velmi vysokých frekvencích (nad 100 Hz) tyto dvě křivky vykazují podobné chování (Johnson, 1989).

Bylo děláno srovnávací měření se sedadlem umístěným na vibračním stole. Vybavení i metodika byla stejná jako u silničních testů. Nad 10 Hz byly výsledky silničních testů plně potvrzeny, při 5 Hz byl u sedadla s volnou opěrkou zaznamenán pokles o 15 dB signálu zatížení, což při silničních testech nebylo zaznamenáno. Pro vysvětlení těchto výsledků byl použit zjednodušený model. Lidské tělo bylo rozděleno na 3 soustředěné hmoty: pánev, tělo (opřené o sedadlo) a hlava. Páteř byla modelována jako dvě lineární pružiny připojené samostatně k bederní a krční oblasti.

Analytické řešení dynamických rovnic pro dva studované případy kvalitativně potvrdilo experimentální výsledky.

Závěrem se zdá, že nový design sedadla plní svůj účel: napětí v páteři může být znatelně zmírněno s použitím volné opěrky.

2.3 Změny v těhotenství

Významnou skupinou se zvýšeným rizikem bolestivosti axiálního systému je skupina těhotných žen (Kušová, 2003), u kterých předpokládáme určité odlišnosti při monotónním a vibračním zatížení při řízení automobilu v důsledku tvarových a tkáňových změn v průběhu těhotenství.

Vlivem těhotenství nastává u těhotných žen mnoho tvarových a tkáňových změn zejména v oblasti břicha a dělohy, ale i v dalších částech těla, mění se zakřivení páteře, postavení pánve a tělesná hmotnost ženy. Několik prací se zabývá změnou objektivních charakteristik těla, jejich výsledky jsou ale značně rozporuplné.

Diskuse ohledně charakteristik a parametrů těla těhotné se týká zejména zvětšování bederní lordózy a váhového přírůstku v těhotenství a jejich vlivu na bolesti bederní páteře.

Fast (1987) se dotazoval 200 žen 24-36 hodin po porodu. Dotazník obsahoval 34 položek týkajících se osobních dat, přítomnosti a manifestace bolestí bederní páteře během těhotenství, dotazované byly požádány, aby vyznačily bolestivé oblasti na anatomickém schématu. Pacientky nebyly vyšetřovány. 56% (112) pacientek si stěžovalo na bolesti zad, zatímco 44% (88) nemělo bolesti zad během těhotenství.

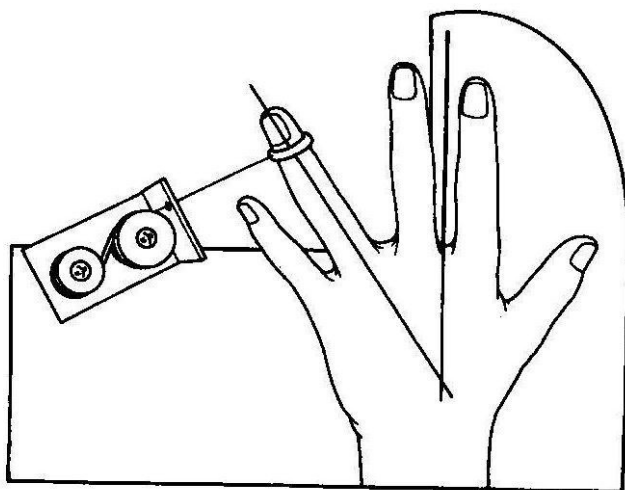
Nevýhodou práce bylo to, že pacientky byly dotazovány na bolest až kolem termínu porodu, ikdyž 60,7% žen ze skupiny s bolestmi zad udávalo výskyt prvních bolestí mezi 5. a 7. měsícem těhotenství.

Ačkoliv Fast neměřil změnu bederní lordózy v těhotenství, domnívá se, že rychle rozvinutá lordotická postura v těhotenství změní distribuci zatížení v hybném segmentu a tudíž vyvíjí zvýšené nároky na muskulaturu trupu. Protážené svaly břicha a zkrácené zádové svaly jsou v mechanické nevýhodě a nejsou schopny vydržet požadavky, které jsou na ně kladeny v důsledku posturálních změn a zvýšeného zatížení. Další faktor, který podle Fasta (1987) možná přispívá k bolestem zad, je uvolnění ligament a napětí v SI. Uvolnění ligament v těhotenství je způsobeno sekrecí hormonu relaxinu. Ten je angažován do remodelace kolagenu v cílových tkáních, což zahrnuje symfýzu, hormon připravuje pánev na plod během těhotenství a porodu.

Berg (1988) získal 862 vyplněných dotazníků. Z těchto 862 těhotných žen bylo pro silnou bolest 79 žen (9%) sledováno a léčeno ortopedy. Dysfunkce SI byla ortopedy nalezena u dvou třetin žen se závažnými bolestmi zad. Symfyziolýza byla výrazně častější u žen s dysfunkcí SI skloubení než u žen bez bolestí zad, což podporuje předchozí předpoklady, že hormonální účinky jsou důležitou příčinou nestability pánve.

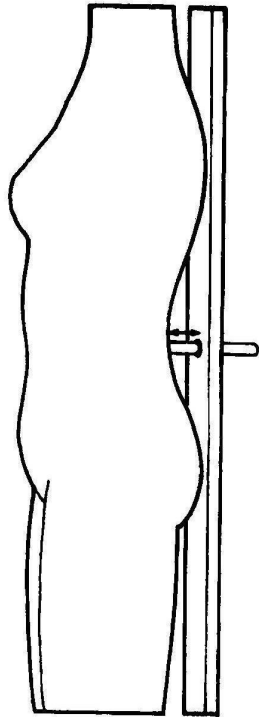
Remodelace může také postihovat meziobratlové klouby které se mohou stát zranitelnějšími při zatížení. Dále se usuzuje, že je těhotenství etiologickým faktorem pro rozvinutí protruze disku v bederní páteři.

Zvýšenou volnost periferních kloubů, ze které usuzuje na větší protažitelnost kolagenu, prokázal Östgaard (1993). V jeho studii byla volnost periferních kloubů posuzována podle maximálního úhlu ulnární deviace na čtvrtém prstu při aplikaci konstantní síly 1,7 N na distální phalang prstu. Laximetr, který v této studii používal k měření, jím byl ověřen v předchozích dvou pilotních studiích (Obr. 2.7).



Obr. 2.7. Ulnární deviace byla měřena vyvíjením konstantní normální síly na distální phalang čtvrtého prstu na levé horní končetině (Östgaard, 1993).

Östgaard (1993) u 855 žen zjišťoval některé jednoduché biomechanické faktory specifické pro těhotenství, sledoval jejich vývoj a vyhodnotil jejich vliv na bolesti zad během těhotenství. Biomechanické faktory zaznamenávané ve 12., 20., 24., 30. a 36. týdnu těhotenství byly: přírůstek váhy, obvod břicha, sagitální a transverzální abdominální rozměry břicha, velikost bederní lordózy, volnost pohybu prstů, roztažení strií na kůži břicha, stehen a prsů. Byly zaznamenávány některé parametry při porodu, které se vztahují k pružnosti kolagenové tkáně. Byla do nich zahrnuta poddajnost hrdla dělohy, tzv. Bishop score (1-10), doba a způsob porodu, potřeba analgetik. Byla také zaznamenávána výška a váha dítěte. Všechny parametry byly vztaženy k bolestem zad v těhotenství za použití Pitmanova korelačního testu a porovnání středních hodnot. Z výsledků vyplývá, že stížnosti na bolest zjišťované dotazníkem během těhotenství korelovaly s velkými sagitálními ($r = 0.15$, $P < 0.01$) a transverzálními ($r = 0.13$, $P < 0.01$) abdominálními rozměry a byly také statisticky korelovány s velkou bederní lordózou ($r = 0.11$, $P < 0.01$), nicméně všechny tyto korelace byly slabé. Z výsledků ale také vyplývá že, bederní lordóza byla jediným parametrem, který se mezi 12. a 36. týdnem výrazně nezměnil. To potvrzuje výsledky Kušové, která pomocí metody Moiré také nezaznamenala změnu bederní lordózy během těhotenství (2003). Na obrázku 2.8 je zobrazeno, jak byla Östgaardem (1993) měřena bederní lordóza.



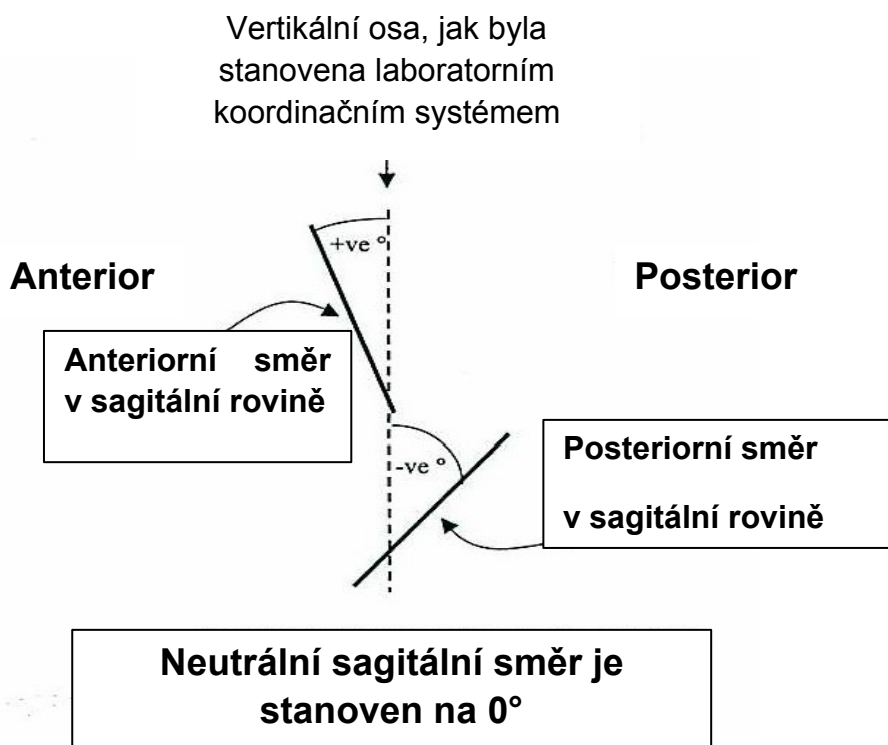
Obr. 2.8 Měření hloubky bederní lordózy (Östgaard 1993)

Z výsledků Östgaarda vyplývá, že ženy s normálně větší bederní lordózou jsou pravděpodobně náchylné k bolestem zad během těhotenství. Östgaard předpokládal, že změna volnosti periferních kloubů bude odrážet zvýšené uvolnění kloubů páteře, které je přítomné u všech těhotných žen jako nezbytná příprava na porod a vskutku, volnost periferních kloubů se znatelně změnila během těhotenství, zvláště mezi 12. a 20. týdnem. Nárůst uvolnění periferních kloubů během těhotenství, ale nebyl jednotný u všech těhotných a vyskytoval se primárně u prvorodiček. Výsledky také ukazují, že se zvýšená volnost kloubů nevrátí po porodu úplně do původního stavu. Podle Östgaarda (1993) zvýšená protažitelnost kolagenu způsobená hormonem relaxinem a estrogenem v těhotenství obecně ovlivňuje schopnost kolagenové tkáně (včetně vazů a meziobratlových disků páteře) odolávat protažení. Podle Dylevského (1996) jsou kolagenní vlákna velmi ohebná a pevná na tah, podílí se na stavbě těch složek pohybového systému, které vyžadují vysokou pevnost a ohebnost, ale menší pružnost (tj. např. šlachy, vazy, jádro meziobratlové destičky). Kolagenní vlákna se prodlužují jen o 8-10% své délky, ale unesou zatížení až 50N na 1mm².

Článek Yung-Hui Lee (1999) potvrdil změny držení těla těhotných v sedu. Zvětšující se objem břicha vyžaduje větší inklinaci horní polovinou těla vpřed a naopak zvýšenou extenzi v kyčli. Ke snížení zatížení v bederní části zad vyhovoval

nejvíce zvýšený sklon sedadla o deset stupňů. Podobné změny držení při práci v sedu potvrzuje i Nicholls (1992).

Naopak článek od Gilleard (2002) neprokázal změny v držení horní poloviny těla u těhotných žen. Na studii se podílelo 9 těhotných žen a 12 netěhotných žen jako kontrolní skupina. Skupina těhotných byla testována v 18 týdnech, 24 týdnech, 32 týdnech, 38 týdnech těhotenství a poté 8 týdnů po porodu. Kontrolní skupina byla testována na počátku, znovu testována za 16 týdnů a po 32 týdnech. Na subjekty byly umístěny značky, k odečítání odchylek horní poloviny těla v sagitální rovině při sedu a stojí byly využity tři segmenty – pánev, hrudník a hlava. Pro pánev a hrudní segmenty byla posturální odchylka počítána vzhledem k laboratornímu koordinačnímu systému. Posturální odchylka segmentu směrem dopředu byla definována jako anteriorní sagitální směr s pozitivní hodnotou úhlu (obr. 2.8).



Obrázek 2.9 Posturální relativní odchylka Gilleard (2002)

Relativní odchylka pánve a hrudníku byla nazvána odchylkou v thorakolumbálním úseku a odchylka hlavy a hrudníku jako odchylka v cerviko-thorakálním úseku. Při měření v sedě byly subjekty usazeny na výškově nastavitelnou židli, s rukama podél těla a očima nasměrovanými na značku ve výšce očí. Data byla sbírána pomocí Expert Vision motion analysis system s 8-mm kamerou. Výška sedadla byla nastavena na 110% vzdálenosti hlavičky fibuly od země při stoji. Výsledky neukázaly žádné průkazné trendy posturálních odchylek pánve, hrudníku, hlavy, pravého kyčelního kloubu nebo thorakolumbální a cervikothorakální páteře v sagitální rovině. Nebyly prokázány žádné signifikantní rozdíly mezi hodnotami po porodu, v době gravidity a kontrolní skupinou v pozici v sedu. S progredujícím těhotenstvím byly největší odchylky v oblasti pánve (směrem posteriorně) a thorakolumbální páteři (která měla tendenci více se flektovat). Zvětšující se objem gravidního břicha mohl zabránit většímu anteriornímu náklonu pánve vedoucímu k větší flexi thorakolumbální oblasti. Změny nicméně nebyly konzistentní u všech subjektů, některé subjekty vykazovaly progresivní oplošťování lordózy s postupujícím těhotenstvím s návratem do původního postavení po porodu, zatímco ostatní nevykazovali žádný signifikantní vzorec, či zvětšování bederní lordózy. Postura v sedu během těhotenství může být tedy spíše individuální. Tendence pánve rotovat posteriorně a více flektovaná pánev u některých subjektů může mít důsledky v podobě potenciálního poranění páteře. Více flektovaná lumbální páteř v sedu během progredujícího těhotenství může zvýšit tlak na tyto segmenty, což by mělo být předmětem dalšího výzkumu. Těhotenství může též snížit schopnost měnit posturu během sedu, důsledkem čehož je větší statická zátěž při monotónní zátěži v sedu. Větší variabilita v pozici v sedu je důležitá pro rozložení statické zátěže na lumbální oblast. Z toho by měly vyplývat i ergonomická doporučení pro těhotné ženy v zaměstnání, zejména při sedavém zaměstnání (např. dlouhodobém sezení v automobilu). Statistické výsledky mohly být též ovlivněny malým počtem testovaných subjektů, zejména při srovnání s prací Östgaard (1993), který zjišťoval biomechanické parametry u 855 těhotných žen.

V důsledku těhotenství jsou kladeny vyšší nároky na pohybový systém. Již to, samo o sobě, vyvolává u ženy ve vyšším stádiu těhotenství dyskomfort. Gravidní ženy podle Rampasové (2007) uváděly kromě společných oblastí subjektivně vnímaného dyskomfortu s běžnou populací ještě dyskomfort v oblasti těhotné dělohy. Existuje mnoho prací, využívajících dotazníky, zabývajících se dyskomfortem či bolestmi zad v těhotenství. Některé z nich jsou uvedeny níže v textu.

V práci (Nicholls 1992) bylo dotazováno 200 žen během 3. trimestru prvního těhotenství a padesát z nich ještě podruhé - 4 měsíce po porodu. Dotazník se týkal 46 běžných úkonů, jejich srovnání a ohodnocení stupně obtížnosti jejich provedení před a po porodu. Doplňující informace se týkaly faktorů postihujících jednotlivé aktivity, jako dyskomfort a únava. Data byla analyzována, aby byly identifikovány aktivity, které byly těhotenstvím ovlivněny nejvíce a naopak nejméně.

Ve studii byl zaznamenán věk, výška, váha před těhotenstvím a váha v těhotenství u všech subjektů kvůli jejich přímému vztahu k antropometricky a biomechanicky orientovaným ergonomickým problémům. Zaměstnání subjektů bylo posouzeno jako sedavé, nesedavé nebo smíšené. Byl proveden i screening týkající se zdravotního stavu, handicapů nebo změn v životním stylu, které by mohly ovlivnit jejich účinkování ve studii. Bylo také hrubě posouzeno vnímání stresu v práci a doma. Na studii se podílelo 200 gramotných žen ve třetím trimestru prvního těhotenství. V dotazníku měly ženy komentovat faktory, které je omezují v provádění jednotlivých úloh. Z nich bylo sestaveno 8 kategorií - 1. bolesti zad, 2. slabost, 3. omezená vzdálenost dosahu, 4. neobratnost v pohybech, 5. nestabilita – ztráta rovnováhy, 6. zrakové – obtížnost s rozhledem při chůzi nebo ostatních činnostech, 7. různé, zahrnující stížnosti související s bolestmi periferních kloubů a krátkým dechem, 8. nespecifické omezení.

Dvacet aktivit bylo značně obtížných. Zvětšující se obvod pasu vyžaduje odlišné posturální nastavení, a proto není překvapivé, že mnoho úkonů v sedu nebo stoje bylo spojeno s bolestmi v zádech (žehlení, mytí nádobí). Proto by bylo dále užitečné provést detailní posouzení komfortu prostřednictvím tělových map spolu s biomechanickými analýzami postury. 35% subjektů si stěžovalo při práci u stolu na bolesti v zádech a 32% na omezený prostor. Protože subjekty musely zvolit pouze jeden omezující faktor, bylo nemožné konstatovat, jestli subjekty, které měly problémy s omezeným prostorem zažívali též dyskomfort. Podobné problémy vyvstaly i s řízením automobilu, obzvláště s ohledem na používání bezpečnostních pásů. Když zvážíme závažnost zrakových požadavků na řízení, je překvapující, že tak málo těhotných si stěžovalo na obtíže v tomto ohledu. Opět to je asi způsobené tím, že subjekty měly vybrat jen jeden limitující faktor. Těhotné ženy nejsou osvobozeny od používání bezpečnostních pásů a tímto vyvstávají dva problémy: dosah a manévrování s pásem a za druhé tlak na břicho. V souvislosti s automobilem 70% subjektů mělo problém s neobratností při vysedání z auta, při současném ohnutí, otáčení a zvedání těla proti gravitaci.

Sezení v křesle ani sezení ve vzpřímené pozici nevyvolávalo oproti práci u stolu zvláštní obtíže. Výsledky potvrdily, že těhotné ženy jsou schopny tolerovat prolongované sezení bez větších obtíží. To mohlo být způsobeno špatnou interpretací časového úseku nebo proto, že otázka nebyla zaměřena na specifickou aktivitu. Zajímavé v této souvislosti je, že osoby se sedavým zaměstnáním a osoby stojící v zaměstnání vykázaly podobné množství obtíží. Osoby se smíšeným typem zaměstnání měly nižší počet obtíží.

Tato studie byla omezena na prvorodičky, proto výsledky nemohou být generalizovány na celou skupinu těhotných. Navíc nebylo též děláno žádné zhodnocení toho, s jakou frekvencí byly tyto úkoly v těhotenství jednotlivými subjekty prováděny.

Cheng (2006) se pomocí dotazníků snažil identifikovat hlavní součásti a ovlivňující faktory v problematických úkolech, které dělají těhotné ženy zaměstnané ve školství, zdravotnictví a službách. Subjekty byly pracující ženy ve 20. a 34. týdnu těhotenství, které ve 20 a 34. týdnu vyplnily speciálně utvořený dotazník. V dotazníku (Task Description Questionare) bylo 44 subjekty popsáno 105 problematických úkolů, se kterými měly subjekty potíže. Zaznamenané úkoly byly rozděleny do 9 kategorií podle biomechanického a ergonomického hlediska.

Z našeho pohledu je důležité, že nepohodlná pozice byla druhým nejvýše řazeným ovlivňujícím faktorem v problematických úkolech ve 20. týdnu těhotenství. Ve 34. týdnu byla nepohodlná pozice řazena jako první. Toto je důležité z pohledu dlouhodobého monotónního zatížení např. při jízdě v automobilu, kde nemá těhotná možnost měnit pozici a ergonomie sedačky je přizpůsobena průměrnému řidiči a ne těhotné ženě. Naproti tomu vibrace se v obou skupinách (20 a 34. týdnu) zařadily až na poslední místo. Toto je zřejmě způsobeno tím, že subjekty byly ženy pracující ve školství, zdravotnictví a službách. Pokud by byly subjekty pracující v průmyslovém prostředí, vibrace a hluk by více ovlivňovaly provádění pracovních úkolů.

Östgaard (1991) dále dotazníkem sledoval prevalenci bolestí zad u 855 žen. 417 žen (49%) si během těhotenství stěžovalo na bolesti zad. Ze 417 žen, které si stěžovaly na bolest v těhotenství, 110 žen svůj problém popsalo jako „dočasnou slabost“. Zbývajících 307 žen (36% z celkového vzorku) mělo závažné bolesti.

Na základě distribuce bolesti byly rozlišeny tři skupiny, jedna skupina zahrnovala ženy, které měly bolesti jen výše než v bederní oblasti (High back pain-HBP), druhá skupina obsahovala ženy s bolestí v bederním regionu s iradiací do jedné či obou nohou (LBP). Třetí skupina zahrnovala ženy s bolestí v sakroiliakálním kloubu, někdy s vyzařováním do stehna/stehen (sacroiliac pain SIP). Bolest v oblasti symfýzy se vyskytovala u všech třech skupin. Byla objevena silná korelace mezi SIP a bolestmi v oblasti symfýzy ($P < 0.001$), tento nálezn se shoduje s výsledky Berga (1988). V pokročilém těhotenství statisticky značně stoupl počet pacientů v SIP skupině ($P < 0.01$) a současně značně poklesl ve skupině LBP ($P < 0.01$). Jen 10 žen (1%) mělo bolesti zad s distribucí v dermatomu pod kolenem.

Počet předchozích těhotenství stejně jako věk byl rizikovým faktorem pro bolesti zad, čím nižší věk, tím větší riziko.

Nebyl žádný rozdíl mezi ženami v domácnosti a pracujícími ženami. Největším profesním rizikovým faktorem byla fyzická náročnost práce, frekvence otáčení, předklánění a omezená pracovní poloha nebo pozice vsedě. Nemožnost pracovních přestávek zvyšuje riziko bolestí zad. Vyšší úroveň vzdělání redukuje riziko bolestí zad.

Výška a váha ve 12.týdnu se nevztahovala k výskytu bolestí zad. Oproti všeobecným předpokladům, že váha hraje výraznou úlohu při dyskomfortu a

bolestech zad v těhotenství, nebyla Östgaardem nalezena žádná korelace mezi přírůstkem váhy a bolestí zad.

Dále Östgaard (1991) dotazníkovou metodou ukázal, že předchozí výskyt bolestí zad je silným rizikovým faktorem, nejen vzhledem k výskytu bolestí zad i v budoucnu, ale také vzhledem k intenzitě bolestí a k délce bolestí zad v budoucím těhotenství. Vícenásobné těhotenství bylo jen mírně rizikovým faktorem pro výskyt bolestí v těhotenství, ale je důležitým faktorem určujícím délku bolestí zad a má vztah k intenzitě bolestí zad v pozdním těhotenství. Byl vysledován určitý vzrůst výskytu bolestí mezi prvním a druhým těhotenstvím, což by mohlo souviset s jiným nálezem Östgaarda, totiž že se zvýšená volnost kloubů (pružnost kolagenu) nevrátí po porodu úplně do původního stavu. Tento rozdíl se pak již nevyskytoval mezi druhým a třetím těhotenstvím ani mezi třetím a čtvrtým těhotenstvím.

2.4 Hormonální změny a pohybový systém

Velmi rozporuplné jsou výsledky sledující změny ve vlastnostech vaziva a volnosti kloubů v důsledku hormonálních změn nejen v době těhotenství, ale také v rámci hormonálního cyklu ženy nebo v důsledku užívání hormonální antikoncepce. Metodiky zjišťování změn ve vlastnostech vaziva a volnosti kloubů byly u některých autorů podobné např. Martineau (2004), Hick-Little (2007), Pokorny (2000), Park (2009) testovali posun tibie proti femuru a Loehr a spol. (2008) získávali poměr točivého momentu a úhlu při pasivním protažení kolene a došli k rozdílným závěrům ohledně změn posunlivosti tibie a femuru v důsledku užívání hormonální antikoncepce, těhotenství nebo menstruačního cyklu žen. Arnold (2002) také zaznamenával volnost kolenního kloubu a Schaubberger (1996) měřil volnost kolenních, loketních kloubů a kloubů rukou. Marnach (2003) měřil volnost zápěstních kloubů pomocí klinického goniometru. Dragoo (2003) sledoval receptory relaxinu v kolenním kloubu.

Cílem studie Marnach (2003) bylo posoudit volnost periferních kloubů u těhotných žen a korelovat změny se sérovými hodnotami kortizolu, estradiolu, progesteronu a relaxinu. Na studii se účastnilo 46 těhotných žen v prvním trimestru. Byla měřena bilaterálně volnost zápěstních kloubů pomocí klinického goniometru a byly zjišťovány sérové hodnoty kortizolu, estradiolu, progesteronu a relaxinu během každého trimestru a po porodu. Z výsledků vyplývá, že 54% vykazovalo větší volnost kloubů od prvního do třetího trimestru. Sérové hodnoty kortizolu, estradiolu, progesteronu a relaxinu byly značně vyšší během těhotenství, ale nebyly významné rozdíly v hladinách hormonů mezi skupinou žen s větší volností kloubů a ostatními. U 57% žen se rozvinula subjektivní bolest kloubů během těhotenství, která ale nebyla spojena se vzrůstající volností kloubů, ale byla spojena s prokazatelně vyššími hladinami estradiolu a progesteronu. Schaubberger (1996) měřil volnost kloubů (kolen, loktů a rukou) u 21 žen před, během a po těhotenství. Hodnoty relaxinu rostly výrazně s progredujícím těhotenstvím s vrcholem během druhého trimestru, ale

hodnoty relaxinu nekorespondovaly s volností kloubů. Klouby se podle něj rozvolňují nejvíce v pozdním těhotenství, oproti tomu v Östgaardově studii (1993) došlo k největšímu rozvolnění kloubů mezi 12. a 20. týdnem. Podle měření Schaubergera se ani 6 týdnů po porodu nedostaly zpět do původního stavu. Arnold (2002) ve své práci konstatuje, že relaxin, jehož hodnotu v séru měřil, neovlivňuje volnost kolenního kloubu, kterou měřil pomocí artrometrie. Naproti tomu Dragoo (2003) objevil v předním zkříženém vazy specifické receptory relaxinu a v důsledku toho usuzuje, že vysoká incidence ruptury předního zkříženého vazy u ženských atletek může být částečně vysvětlena efektem relaxinu.

Studie ohledně účinků hormonů na volnost ligament jsou dělány též se ženami užívajícími hormonální antikoncepci nebo je posuzována volnost periferních kloubů během hormonálního cyklu ženy.

Martineau (2004) dělal studii se 127 ženskými sportovkyněmi, které rozdělil do dvou skupin, na uživatelky hormonální antikoncepce a na ty, které neužívají hormonální antikoncepci. U obou skupin testoval posun tibie proti femuru. Výsledky potvrdily statisticky významné snížení posunu tibie proti femuru u uživatelky hormonální antikoncepce. Martineau tvrdí, že by hormonální antikoncepce mohla hrát roli v prevenci úrazů. Loehr a spol. (2008) naopak došli měřením poměru točivého momentu a úhlu při pasivním protažení kolene k opačným závěrům než Martineau ohledně užívání hormonální antikoncepce a volnosti v kolenním kloubu. Výzkum Loehr byl ale proveden pouze na 20 ženských subjektech.

Mnoho studií je ale opačného názoru, Park (2009) použil zatížení 89N a měřil posunlivost v kolenním kloubu mezi tibí a femurem. Jeho výsledky ukazují na to, že ženské hormony zvyšují volnost kloubů a v době ovulace se snižuje tuhost periferních kloubů. Hicks-Little (2007) potvrzuje, že ženský menstruační cyklus má vliv na volnost anteriorního posunu v koleni a prokazatelně zvyšuje posunlivost anteriorně během ovulace a luteální fáze menstruačního cyklu. Došel k opačným výsledkům než Martineau, tj. že subjekty užívající hormonální antikoncepci mají tendenci ke zvýšené kloubní volnosti v porovnání se subjekty, které neužívají hormonální terapii.

Naproti tomu Pokorny (2000) nenašel žádný rozdíl ve volnosti periferních kloubů mezi ženami užívajícími a neužívajícími hormonální antikoncepci. K posuzování volnosti periferních kloubů využíval Arthrometer KT 1000, kterým měřil anteriorní posun tibie proti femuru u obou kolen. Měření provedl u 55 žen.

2.5 Vibrační zatížení člověka

Prostředí mechanických vibrací je stresový faktor, který zatěžuje člověka. Vibrační zatížení člověka může být definováno jakou součet všech reakcí člověka vystaveného vibrační zátěži. To zahrnuje biodynamické chování jednotlivých částí těla a fyziologické reakce cirkulace, respirace, svalového systému a centrálního nervového systému spolu se subjektivním vnímáním intenzity vibrací, snížení výkonnosti a ublížení na zdraví (Dupuis, 1989).

2.5.1 Biodynamické modely

K objasnění vlivu vibrací na lidské tělo byly sestavovány teoretické biodynamické modely lidského těla jako vibračního systému (Vogt, 1978).

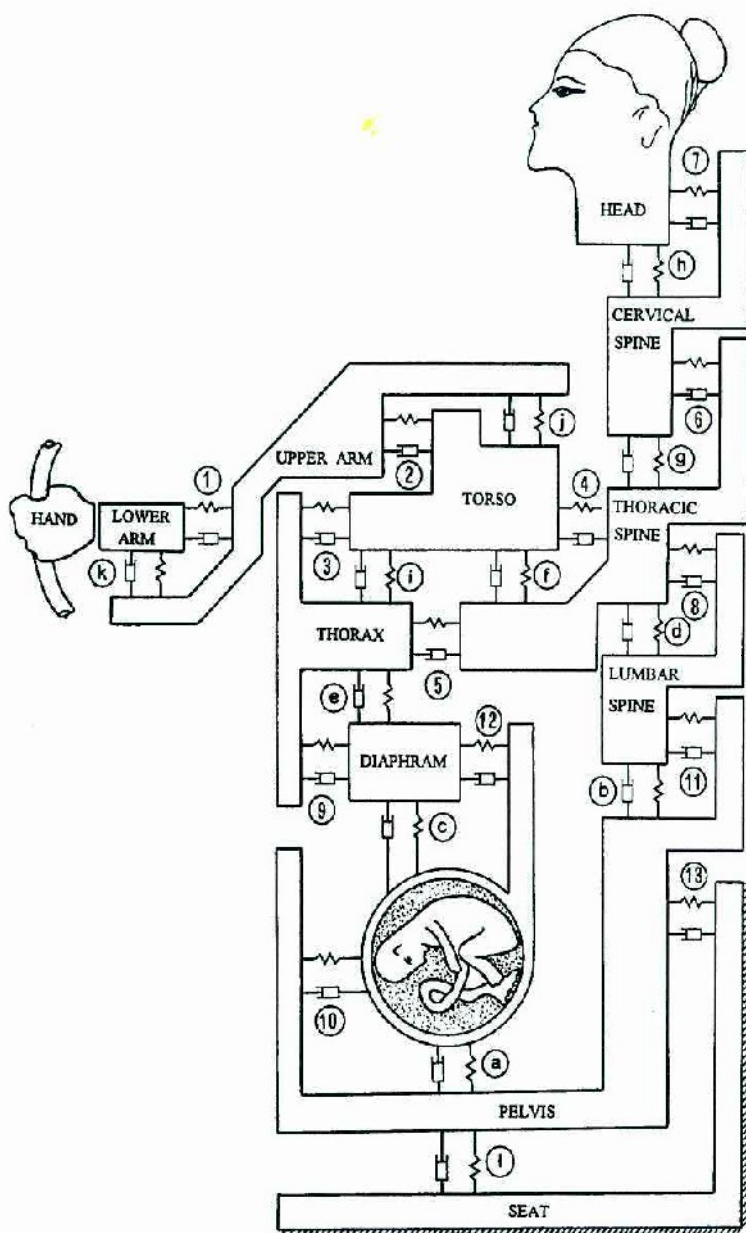
Ke znázornění lidského těla jako teoretického modelu jsou hlavní segmenty těla modelovány jako systémy pružiny a hmoty s tlumiči které jsou propojeny do komplexního systému. Tento komplexní elastický systém je ale velmi komplikovaný, protože jsou v něm zahrnuty různé hmoty - různé druhy tkání a různé elastické a tlumící vlastnosti (svaly a šlachy). Ačkoliv jsou hmoty přibližně známé z anatomického hlediska, hodnoty pružení a tlumení se podstatně mění, jak se mění svalové napětí v závislosti na postuře. Toto komplikuje fyziologicko-matematický přístup a stává se nutností získat experimentální data ohledně reakce těla na vibrace.

Mimořádné obtíže vyvstanou, pokud je žádoucí znát reakci na vibrace u určité části těla – „subsystému“. Z tohoto důvodu jsou modely obvykle omezeny na dynamické vlastnosti hlavních částí těla (Dupuis 1989).

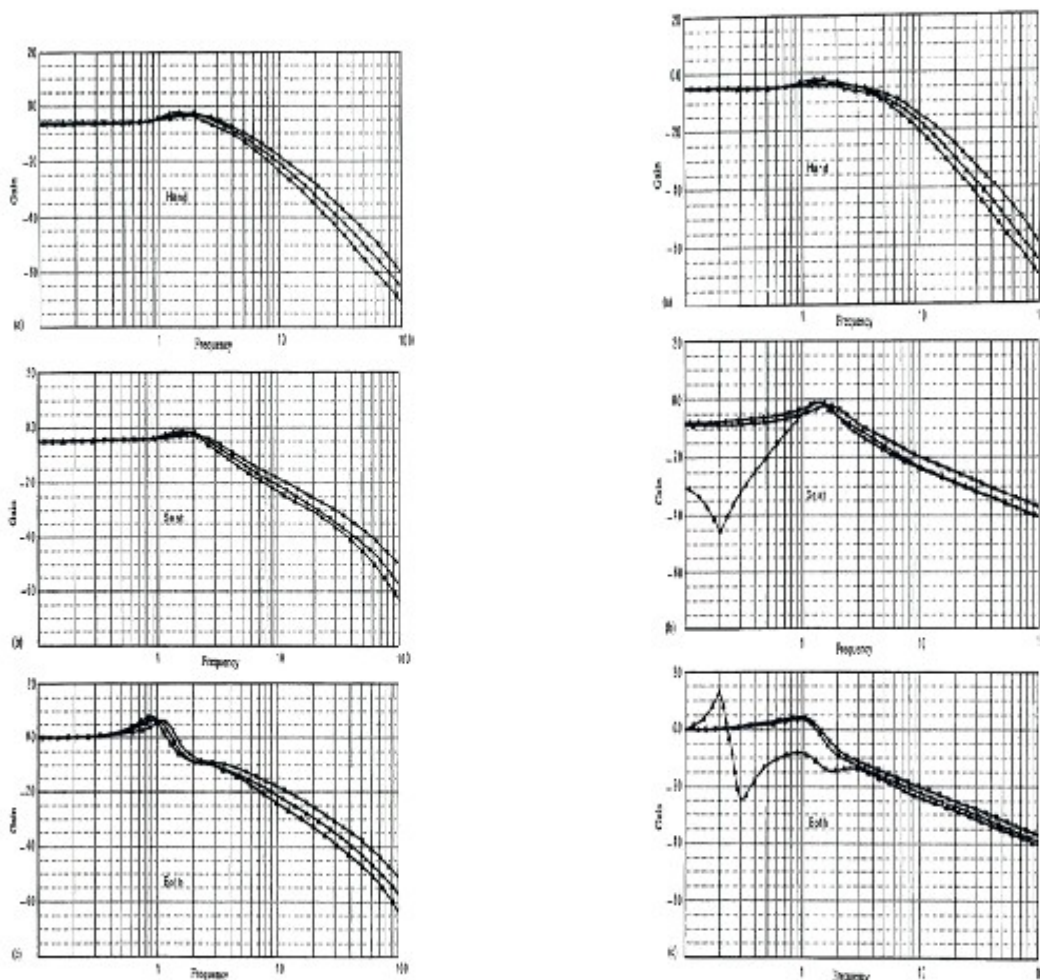
2.5.1.1 Modelování vibračního zatížení u těhotných

Quassem (1996) se ve své studii zabývá účinkem vertikálních a horizontálních vibrací na těhotné ženy. Pro tuto studii bylo užito již předtím použité elektrické simulace a experimentální ověření vyvinutého mechanického modelu. Lidské tělo představoval mechanický model vystavený vibračním přicházejících z (a) volantu nebo (b) ze sedadla nebo z (c) obou - volantu i sedadla. Byly použity dva akcelerometry, první byl připevněn na zdroj vibrací a druhý na relevantní segment těla.

Z výsledků předchozích studií je patrné, že nejhorší efekt má kombinace vertikálních a předozadních pohybů. Vibrace jsou nejhorší, pokud je jejich frekvence v rozmezí mezi 1 a 15 Hz, lidská páteř rezonuje kolem 4-5 Hz (Pope, 1998).



Obr. 2.10 V tomto modelu (Quassem, 1996) byla zvažována hmota těchto segmentů (lower arm - distální část HK, upper arm - proximální část HK, cervical spine - krční páteř, hlava, torso - torzo, thorax - hrudník, diaphragm - bránice, abdomen - břicho, thoracic spine - hrudní páteř, lumbar spine - bederní páteř, pelvis - pánev). Systém pružných spojení (pružina-hmota-tlumič) byl reprezentován elastickými konstantami pojivové tkáně mezi jednotlivými segmenty. Mechanické parametry jednotlivých segmentů těla byly převzaty z předcházejících výzkumů. Mechanické modely byly simulovány odpovídajícími elektrickými modely založenými na přímé analogii mezi silou a napětím.



Obr. 2.11 Přenosová funkce torza těhotné ženy ve třetím trimestru, která byla vystavena horizontálním (vlevo) a vertikálním (vpravo) vibračním přicházejícím z rukou (horní graf), ze sedadla (graf uprostřed) nebo z obou zdrojů (dolní graf), (Quassem, 1996).

Obrázek 2.11 ukazuje nárůst přenosu vibrací ženským torzem (které je znázorněno v modelu na obrázku 2.10), když je vystaveno vertikálním a horizontálním sinusoidovým vibracím. Tento segment má častěji pozitivní přírůstek při vystavení vibracím. Tento přírůstek představuje poměr amplitud mezi výslednou a vloženou silou.

$$G = 20 \log (F_0/F_1).$$

Pozitivní nebo negativní přírůstek (G) respektive znamená, že $F_0/F_1 > 1$ nebo < 1 , proto pozitivní nebo negativní G indikuje, že daný segment ztrácí nebo získává energii. Tabulka 2.1 ukazuje přírůstky G jednotlivých částí těla u 60kg vážícího

subjektu vystaveného vertikálním nebo horizontálním vibracím z volantu, sedadla nebo obojího.

Tab. 2.1- Přírůstky (G) jednotlivých segmentů těla v důsledku vertikálních nebo horizontálních vibrací (Quassem, 1996)

| Segment | Zdroj vibrací | Přírůstek (G) v důsledku vertikálních vibrací | Přírůstek (G) v důsledku horizontálních vibrací |
|------------------|---------------|---|---|
| Těla | volant | 0.259 | 0.246 |
| | sedadlo | -20.115 | -19.449 |
| | Obojí | 8.880 | 9.508 |
| Paže | volant | 0.070 | 0.077 |
| | sedadlo | -14.130 | -13.514 |
| | Obojí | 8.716 | 9.322 |
| Torzo | volant | -3.356 | -2.943 |
| | sedadlo | -2.682 | -2.242 |
| | Obojí | 6.555 | 6.834 |
| Hrudník | volant | -4.686 | -25.633 |
| | sedadlo | -0.168 | -23.138 |
| | Obojí | 5.450 | -23.165 |
| Hlava | volant | -43.229 | -4.779 |
| | sedadlo | -35.775 | -0.605 |
| | Obojí | -35.774 | 5.586 |
| Hrudní Páteř | volant | -45.117 | -3.615 |
| | sedadlo | -36.668 | -1.555 |
| | Obojí | -36.663 | 6.288 |
| Křční Páteř | volant | -43.229 | -3.789 |
| | sedadlo | -35.775 | -1.397 |
| | Obojí | -35.774 | 6.172 |
| Bederní Páteř | volant | -36.966 | -5.247 |
| | sedadlo | -32.325 | -0.492 |
| | Obojí | -33.391 | 5.301 |

Z tabulky 2.1 (Quassem, 1996) ve své práci vyvodil že:

(a) Pokud výchozí signál přichází z volantu, přírůstky proximální i distální části horní končetiny jsou pozitivní, zatímco přírůstky torza, hrudníku, hlavy, krční páteře, hrudní páteře a bederní páteře jsou negativní.

(b) Pokud výchozí signál vychází ze sedadla, přírůstky všech segmentů těla jsou negativní.

(c) V případě horizontálních vibrací, pokud výchozí signál pochází z obojího, volantu i sedadla, přírůstky proximální i distální části horní končetiny, torza, hrudníku, hlavy a všech částí páteře jsou pozitivní, zatímco u hrudníku jsou negativní.

(d) V případě vertikálních vibrací, pokud signál pochází z obojího volantu i sedadla, přírůstky proximální a distální části horní končetiny, torza a hrudníku jsou pozitivní, zatímco přírůstky hlavy a všech oddílů páteře jsou negativní.

Z výsledků je patrné, že se vzrůstajícím stupněm těhotenství se přírůstky jednotlivých částí těla liší podle druhu vibrací (horizontálních či vertikálních) a vstupního zdroje vibrací (volant, sedadlo nebo obojí). To může být vysvětleno tak, že se vzrůstajícím těhotenstvím setrvačnost břicha značně vzrůstá, zatímco u ostatních částí zůstává pouze lehce zvýšená. Proto břicho funguje jako pohlcovač některých vibrací, což na druhou stranu snižuje účinky vibrací na ostatní části těla.

Tato práce je unikátní v tom, že se jako jediná věnuje působení vibrací na těhotné. Nevýhodou práce je, že bylo využito elektrické simulace a předtím vyvinutého mechanického modelu, což představuje určité zjednodušení, aby bylo možné hodnoty spočítat. Nejasné je také, jak je na modelu pojímáno torzo – kromě torza je zvlášť např. bránice a břicho. Velmi zjednodušen je v tomto modelu i hrudník, jehož tuhost a ostatní parametry se u živého člověka mění každým nádechem a výdechem. Dál je zjednodušena pánev, jejíž vlastnosti, vlastnosti vazů, symfýzy atd. se mění v důsledku působení hormonů relaxinu a estrogeneru každým týdnem těhotenství. Taktéž hmotnost ženy, jejich jednotlivých segmentů se mění v důsledku progredujícího těhotenství.

2.5.2 Experimentální měření

Bylo děláno mnoho experimentálních prací ohledně přenosnosti vibrací určitými částmi těla při vystavení různým sinusoidovým vibracím (Hinz, 1987; Kitazaki, 1995; Matsumoto 2002; Fairley 1989; Paddan 1988;). Touto cestou mohou být získány vlastní frekvence a tlumící vlastnosti určitých částí těla.

Vibrační zrychlení může být naměřeno na kůži jednotlivých částí těla a současně v místě vstupu vibrací do těla. Toto umožňuje spočítat na frekvenci závislou přenosnost jednotlivých částí těla (Dupuis 1989).

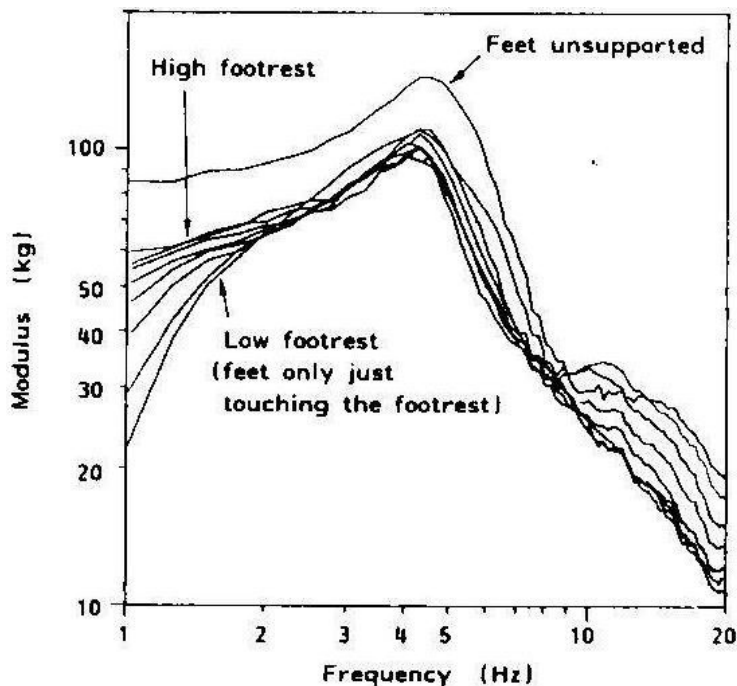
2.5.2.1 Vibrační chování v pozici v sedu

Nohy poskytují velmi efektivní tlumení během chůze, přenosový faktor pro hlavu je mezi 0,3 a 0,4. To znamená že 60-70% vibrací je tlumeno tělem. Nicméně v pozici v sedu není k dispozici žádný efektivní aktivní tlumící systém a tělo tlumí vibrace pasivním způsobem. Tento způsob vystavení vibracím je často zodpovědný za potíže spojené s vibracemi, poruchy a ublížení na zdraví (Dupuis 1989).

Mnoho experimentů dokazuje přenosnost horních částí těla závislou na frekvenci pomocí měření zrychlení na sedadle a vnějších částech těla. Z výsledků je zjevné, že od 1,5 Hz přenosový faktor strmě roste až k 4-5 Hz a pak klesá stejně strmě, takže od 7 Hz výše je patrné snížení vibrací. Zesílení vibrací v oblasti kolem 5 Hz ukazuje na silný rezonanční fenomén v tomto nízkém frekvenčním rozpětí.

Na druhé straně, v horizontální ose (x, y) není v poloze v sedě při vystavení vibracím žádná rezonance pro horní polovinu těla (Dupuis, 1989).

Fairley (1989) uvádí, že žádná ze studií se zatím nezabývala spojitostí rezonanční frekvence s vlastnostmi těla nebo rozdíly mezi muži a ženami. Nebyla experimentálně zjišťována variabilita mezi lidmi v široké populaci.



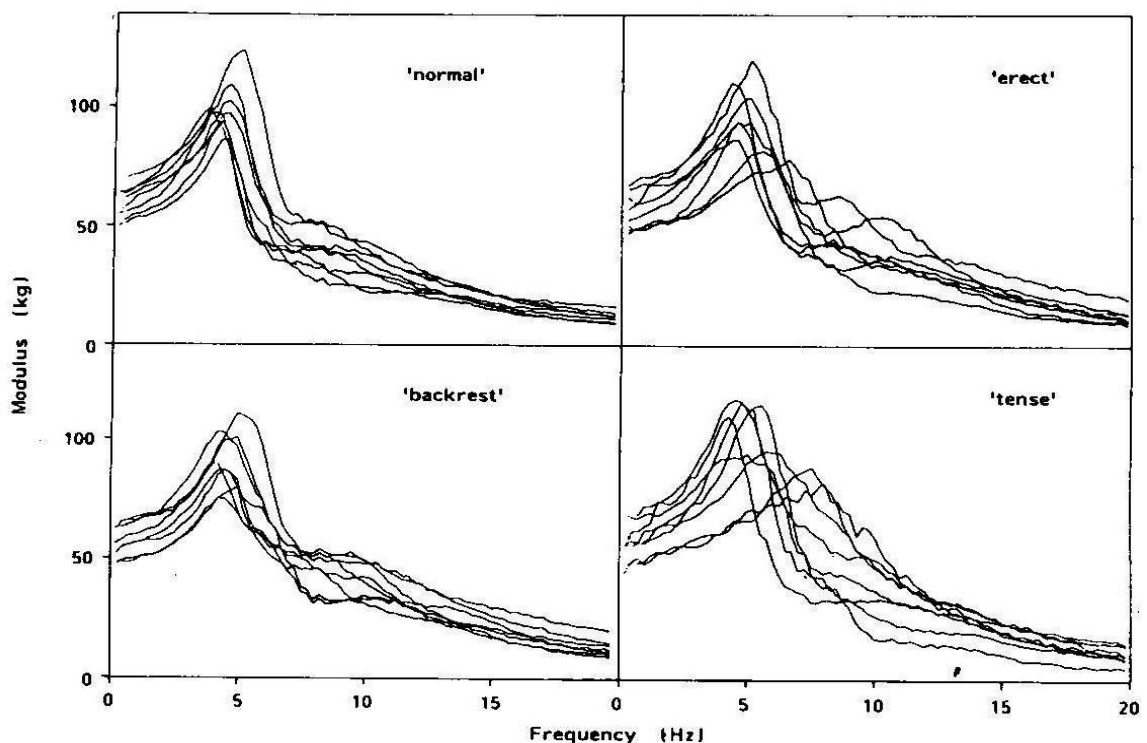
Obr. 2.12. Vliv výšky pevné opěrky nohou (nejvyšší amplituda je bez opěrky, amplituda ve prostředku je s vysokou opěrkou a nejnižší amplituda je s nízkou opěrkou nohou) (Fairley, 1989).

Experimenty popsané v článku Fairleye (1989) byly prováděny, aby poskytly srovnávací data o frekvenční odpovědi sedícího těla. Se skupinou o 60 subjektech - mužů, žen a dětí s širokým rozpětím věku a váhy se předpokládalo prozkoumání

interindividuální proměnlivosti a určení přítomnosti korelací se statickými vlastnostmi těla. Byl zkoumán účinek statické či dynamické opěrky pro nohy na rezonanční frekvenci a účinek svalového napětí a postury (normální, vzpřímené, napjaté a postury s opěrkou za zády), výsledky jsou patrné na obrázku 2.12. Dále byla zjišťována rezonanční frekvence pro různou velikost vibrací (obr. 2.14).

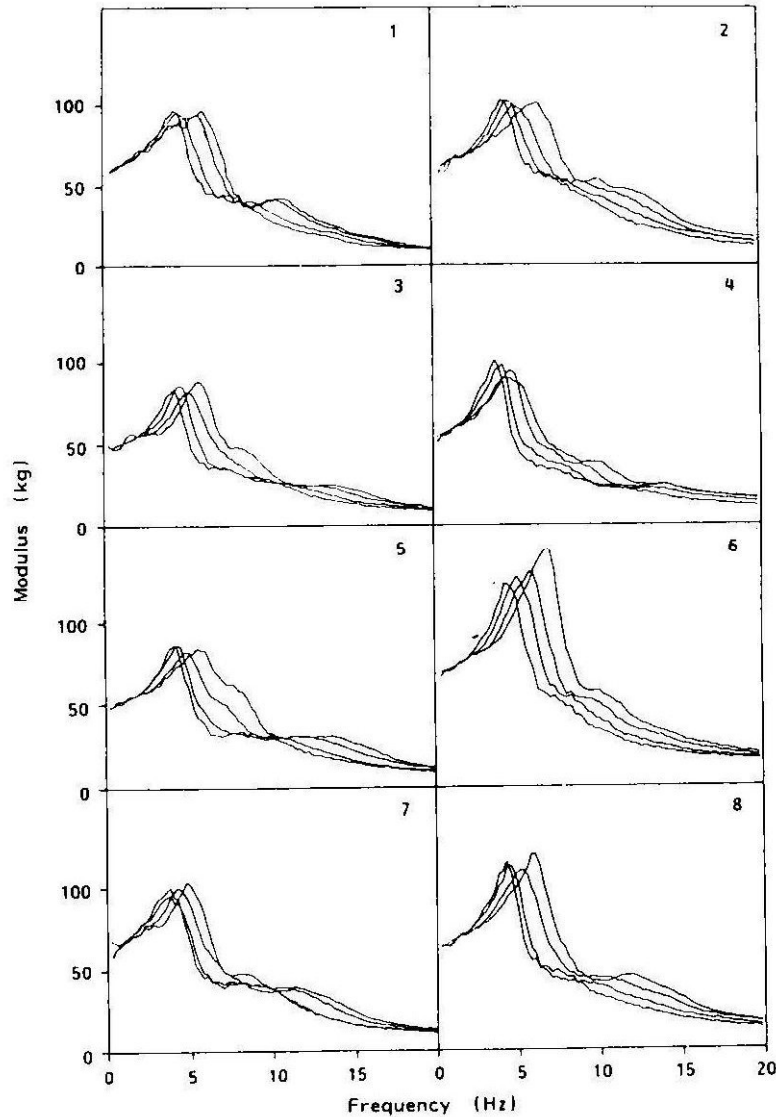
Z výsledků vyplývá, že účinek pohyblivé opěrky pod nohy je malý v porovnání s účinky statické opěrky pod nohy.

Největší změny rezonanční frekvence byly při „napjaté“ postuře, ale byla velká rozdílnost mezi subjekty v závislosti na tom, jak uměly zatnout svoje svaly. Dva subjekty s největšími změnami při napjaté postuře, vykazovaly také největší změny při vzpřímené postuře. Účinek vzpřímené polohy byl více zkoumán s jedním subjektem. Změna rezonanční frekvence při extrémních polohách byla zhruba o 1.5 Hz. Rezonanční vrchol byl širší, jakmile byla postura více vzpřímená. Účinek různé postury vidíme na obr. 2.13.



Obr. 2.13 *Efekt normálního (vlevo nahoře), vzpřímeného (vpravo nahoře) a napjatého držení (vpravo dole) a držení těla s opěradlem (vlevo dole), (Fairley, 1989).*

Nejnižší rezonanční frekvence trvale klesala se stoupající velikostí vibrací u všech osmi subjektů. Velikost změn byla stejná u všech subjektů. Druhá rezonanční frekvence také klesala se stoupající velikostí vibrací, což jak sám autor píše je v rozporu s očekáváním (obr. 2.14).



Obr. 2.14 *Efekt velikosti vibrací (0.25, 0.5, 1.0 2.0m/s² r.m.s.) na hmotu 8 subjektů – rezonanční frekvence konzistentně klesá se vzrůstající velikostí zrychlení u každého subjektu (Fairley, 1989).*

Matsumoto (2002) provedl experiment zkoumající účinek velikosti vertikálních vibrací na 8 mužských dobrovolníků o průměrném věku 28 let, výšce 1.76 m a váze 72 kg. Subjekty byly vystaveny vertikálním celotělovým vibracím v pozici vsedě. Subjekty seděly v „normální pozici vsedě“ definované jako sezení v pohodlné

vzpřímené pozici s pohledem dopředu, bez opěrky pro záda a bez opory pro nohy, ruce měly složeny v klíně. Subjekty byly požádány, aby se vyvarovaly volných pohybů.

Pro experiment byl použit elektro-hydraulický vibrátor, který byl schopný produkovat vertikální vibrace v rozsahu od 0.05 do 50 Hz při úrovni zrychlení okolo 10 m/s^2 . Jako vstupní stimul bylo využito pět různých velikostí vibrací, 0.125, 0.25, 0.5, 1.0 a 2.0 m/s^2 r.m.s, s 60s trváním. Tato úroveň velikosti vibrací zahrnuje ty, kterým je tělo často vystaveno v dopravních prostředcích a je to rozsah za kterým se prvotně vyskytovaly nelinearity. Pořadí výskytu pěti velikostí vibrací bylo náhodné. Byla měřena síla na rozhraní mezi plošinou a subjektem. Dále byl měřen pohyb těla ve třech osách ve střední sagitální rovině na osmi místech horní poloviny těla: na hlavě, na šesti místech podél střední čáry zad, na úrovni prvního, pátého a desátého hrudního obratle a na prvním, třetím a pátém bederním obratli (tj. Th1, Th5, Th10, L1, L3, L5) a na pánvi (na povrchu těla nad SIPS na pravé straně, 50 mm mimo střední sagitální rovinu). Tři translační akcelerometry měřily pohyby hlavy a pohyby obratlů a pánve byly měřeny akcelerometry připevněnými na povrch těla.

Výsledky potvrdily nálezy Fairleye (1989) totiž, že hlavní rezonanční frekvenci sedícího subjektu klesá se vzrůstem velikosti vibrací: rezonanční frekvence poklesla z 6.4 na 4.75 Hz, když vzrostla velikost vibrací z 0.125 na 2.0 m/s^2 r.m.s.

Výsledky dále ukazují, že přenos mezi jednotlivými segmenty těla se může lišit na základě odlišného tkáňového složení jednotlivých segmentů. Například určitá nelinearita tkání pod pánví se může odrážet v přenosu vibrací mezi sedadlem a místy nad pánví, z čehož můžeme usuzovat na určitou nelinearitu tkání pod pánví, zatímco přenos vibrací mezi vertikálními vibracemi na úrovni L5 a místy nad L5 budou více ovlivněny odezvami páteře. Nelinearita v přenosnostech vztahujících se k L5 by měla být přisuzována přímo páteři ve spojení se strukturami obklopujícími páteř, jako je vliv intra-abdominálního tlaku.

Matsumoto i Fairleye zjistil, že rezonanční frekvence klesá s rostoucím statickým zrychlením. Tomuto „ztužujícímu efektu“ může být porozuměno tak, že subjekty zatnou své svaly, když jsou vystaveny většímu konstantnímu zrychlení, aby tak zpevnily své tělo.

Výsledky této studie jsou ovlivněny malým počtem subjektů jako i tím, že subjekty byly zejména muži s podobnými fyzickými charakteristikami. Na druhé straně předností této studie je, že byl měřen přenos vibrací translačními akcelerometry ve třech osách na osmi místech těla.

Práce Paddana (1988) se zabývá jak přenosem vertikálních (část 1) tak horizontálních (část 2) náhodných vibrací ze sedadla na hlavu ve třech translačních osách (předozadní, laterolaterální a vertikální) a ve třech rotačních osách.

V první části je jeden experiment věnován proměnlivosti přenosu vibrací ze sedadla na hlavu u jednoho subjektu za dvou podmínek: s opěradlem a bez opěradla. Subjekt byl vystaven vibracím 12 krát za obou podmínek, mezi každým opakováním byla 5 minutová pauza, kdy se subjekt postavil.

Výsledky s opěradlem ukazují, že největší přenos se děl v ose x-, z- a v boční ose. Tři dominantní osy ukazují rezonanci kolem 6 Hz, druhý širší vrchol byl kolem 14 Hz. Přenos za podmínek s opěradlem se liší od přenosu bez použití opěradla. Předozadní pohyb hlavy vykazuje nárůst při frekvenci vyšší než 4-8 Hz s poklesem při 11 Hz. Ve vertikální ose je pohyb hlavy o 60% vyšší při použití opěrky při rezonanční frekvenci okolo 6 Hz. Minimální odezva klesla ze 13 Hz při podmínce s opěrkou na 8 Hz bez opěrky.

Druhý experiment je věnován rozdílu přenosu vibrací ze sedadla na hlavu u 12 subjektů s opřenými zády. Opět byl největší pohyb ve stejných osách jako u předchozího subjektu. Největší vrchol pohybu hlavy byl v předozadní ose při 7 Hz, při této frekvenci může být pohyb hlavy až dvakrát vyšší než velikost vertikálních vibrací sedadla. Vertikální pohyb hlavy vykazuje vrchol kolem 6 Hz. V ose klonění je hlavní rezonance při 6 Hz a minimální pohyb při 14 Hz.

Porovnání mezi dvěma posturami s opěrkou a bez opěrky ukazuje, že opěrka má znatelný efekt na přenos vibrací na hlavu subjektu ve všech osách kromě boční osy.

Druhá část se týkala vibrací sedadla v ose x (předozadních vibrací) a v ose y (laterálních vibrací). Pohyb hlavy při předozadních vibracích se objevoval zejména ve střední sagitální rovině. Pohyb hlavy za podmínek s opěrkou ukázal jasný vrchol při frekvenci 8 Hz. Účinek odstranění opěrky byl ve vymizení tohoto vrcholu. Závěr ze studie týkající se variability mezi jednotlivými subjekty je stejný jako u studie jednoho subjektu, ačkoliv mezi subjekty byl velký rozptyl v přenosu.

Při laterálních vibracích (v ose y) se pohyb hlavy objevuje většinou v ose y, s malým množstvím pohybu v ostatních osách. Účinek opěrky na velikost pohybů hlavy během laterálních vibrací byl malý. Jako u buzení v ostatních osách i v této ose byla velká variabilita přenosu mezi subjekty.

Tato práce pomohla podrobně odhalit přenos tří různých typů vibrací v šesti osách za dvou podmínek: s opěradlem a bez opěradla. Ukázala také velkou variabilitu v přenosu vibrací ze sedadla na hlavu u různých subjektů, ale neodhalila příčinu těchto rozdílů mezi subjekty. Příčinou by mohly být jak odlišné charakteristiky těla (věk, váha, výška atd.), tak např. odlišná postura subjektů, navzdory snaze instruovat subjekty k zachování stejného držení při vyšetření. Vzorek 12 subjektů byl moc malý, aby tyto souvislosti odhalil.

V tabulce 2.2 vidíme rezonanční frekvence jednotlivých částí těla podle Dupuise (1989).

Tab. 2.2 *Rezonanční frekvence různých částí těla v různém směru budících vibrací (Dupuis, 1989).*

| Poloha těla | Část těla | Směr vibrací | Rozsah rezonanční frekvence |
|--------------------|------------------|---------------------|------------------------------------|
| Ležící | Břicho | x | 4.8 |
| | Hrudník | x | 6.12 |
| | Břicho | y | 0.8-4 |
| | Hlava | y | 0.6-4 |
| | Břicho | z | 1.5-6 |
| | Hlava | z | 1.4 |
| Stojící | Ramena | x | 1.2 |
| | Hlava | x | 1.2 |
| | Celé tělo | z | 4.7 |
| Sedící | Trup | z | 3.6 |
| | Hrudník | z | 4.6 |
| | Páteř | z | 3.5 |
| | Ramena | z | 2.6 |
| | Žaludek | z | 4-5 (7) |

2.5.2.2 *Vibrační chování těla v lehu*

Operátoři většinou normálně pracují vsedě, proto se většina prací zabývá účinkem mechanických sil v této pozici, ale v souvislosti s novými pozemními a leteckými transportními systémy vyvstala nová potřeba znalostí o lidském těle v poloze vleže.

Cílem výzkumu Vogta (1978) bylo získat více informací o dynamickém chování segmentů ležícího těla a odhalení jejich nelinearit. Pro hrudník byly zjištěny dva rezonanční vrcholy při 6 a 11 Hz, pro břicho 6 a 10 Hz a pro nohy 5 a 15 Hz. Zjistil, že abdominální část je více citlivá k vibračnímu zatížení než hrudník, protože břicho vykazuje větší hodnoty odporu než hrudník. Navíc je rozšířena přes širší frekvenční pásmo a má dvě výrazné rezonance. Segment nohou se dvěma malými vrcholy impedance nevykazuje žádné zvláštnosti.

Sandover (1987) použil původní film Christa a Dupuise (pořízený r. 1966), při kterém byla použita RTG cinematografie a radiografie ke studiu pohybu bederních obratlů při zatížení vibracemi. K měření pohybů páteře při vibračním zatížení byly do spinálních výběžků navrtány ocelové cvoky a jejich pohyb byl snímán na 16 mm kameře. Tehdejší výsledky mohly být analyzovány jen pomalými manuálními

metodami. Sandover se rozhodl reanalyzovat tento záznam a využít pokročilejších výpočetních metod, které by poskytly další dodatečné informace.

V původním výzkumu Christa a Dupuise (1966) byly do výběžků Th12, L1, L2, L3 a L4 umístěny jehličky, které byly filmovány během expozice sinusoidovým vibracím v jedné ose a dvouosým náhodným vibracím. Jednotlivé subjekty byly vystaveny vibracím čtyři hodiny. Sandover přidal k těmto jehličkám umístěným v Th12, L2 a L4 malé terčíky, které byly připojeny k jehličkám a které byly vždy dobře viditelné. Vibrace měly frekvenci 2, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 6 a 7 Hz a sinusoidový vertikální pohyb sedadla byl 10 mm od vrcholu k vrcholu.

Výsledky podpořily předchozí zjištění, že rezonance se objevila kolem 4 Hz. Výsledky dále ukazují, že tlak kolem osy páteře je malý, ale mezi Th12, L2 a L4 je více patrný relativní pohyb, který může být využit jako ukazatel napětí v tkáni.

Jestli se vyskytla nějaká smyková akce, je pravděpodobně zakrytá ohybem mezi jednotlivými obratli. Relativní ohyb mezi obratli ukazuje maximum kolem 1° (pp) per m/s^2 r.m.s. vibrace sedadla při 3 až 4 Hz. Sandover (1981 a 1983) předpověděl, že kolem 6° ohybu je třeba k vyvolání únavového selhání annulárních vláken, takže už $6 m/s^2$ r.m.s. vibrační může být k tomu dostatečné.

Jak relativní ohyb, tak úhlový pohyb obratlů se zvyšuje směrem dolů. V L5 se tak může objevit houpavý pohyb. To podporuje názor, že rezonance pozorované při odpovědi lidského těla na vibrace se neváží ke stlačení hýždí, ale k ohybu v bederní páteři. Technika Chrise a Dupuise je značně invazivní, proto byla provedena pouze u několika subjektů.

Přenos vibračního zatížení axiálním systémem těhotné zatím nebyl experimentálně zjišťován, ani nebyl zjišťován vliv různých směrů a frekvencí vibrací na jejich přenos torzem těhotné. Nebyl vyšetřován ani vliv monotónního zatížení na tuhost jednotlivých segmentů a tím ovlivnění přenosu vibrací osovým systémem těla, a to jak u těhotných, tak u netěhotných subjektů.

3 METODOLOGIE

3.1 Využité metody v experimentu

Experiment obsahoval 4 fáze:

1. anamnézu a kineziologický rozbor
2. měření metodou TVS (transfer vibrations through the spine)
3. zátěž (vibrační statickou v automobilu nebo fyzickou zátěž) nebo relaxaci (uvolněná poloha v lehu na břicho)
4. měření metodou TVS

První částí experimentu je odebrání anamnézy a kineziologický rozbor prováděný fyzioterapeutem před a po jízdě automobilem.

Stěžejní využitou metodikou experimentu je upravené neinvazivní měření přenosu vibrací mezi jednotlivými segmenty páteře in vivo rozpracované Zemanem (Zeman 2008), které se provádí před a po jízdě automobilem. Dále jsme měření využili před a po fyzické zátěži nebo jsme měřili před a po dlouhodobé relaxaci v poloze v lehu na lůžku.

3.1.1 Úvodní anamnéza a kineziologický rozbor jezdce

Před jízdou jsme s vyšetřovaným vyplnili tabulku obsahující základní údaje o jezdcích (věk, výška, váha, procento tuku, šířka hrudníku, šířka pánve, anamnéza, bolest a změny citlivosti v důsledku poruch páteře a u žen užívání antikoncepce a těhotenství). Poté jsme provedli kineziologické vyšetření, zvláštní důraz je kladen na jednotlivé obratle hrudní a bederní páteře (jejich nadměrné vychýlení latero – laterálně a předozadně, palpační bolestivost trnů, dotazujeme se na chronickou bolest a bolest při statické a dynamické zátěži).

Do kineziologického vyšetření jsou dále zahrnuty zkoušky indikující schopnost rozvinutí páteře do flexe (Čepojův příznak, Ottův inklinací index, Schoberova a Stiborova distance, Thomayer) extenze (Ottův reklinací index) a lateroflexe (lateroflexe trupu doprava a doleva). Měření schopnosti rozvinutí páteře do jednotlivých směrů se standardně používá ve fyzioterapeutické praxi a vyučuje se jako vyšetřovací metodika pro posouzení „zdraví páteře“. V případě poruchy páteře (degenerativní či funkční poruchy), se páteř v tomto úseku nerozvíjí do daného směru a neprodlužuje se měřená vzdálenost.

Způsob provedení zkoušek:

Čepojova vzdálenost – ukazuje rozsah pohybu krční páteře do flexe. Označíme si trnový výběžek obratle C7 a od tohoto obratle naměříme a označíme druhý bod ve vzdálenosti 8 cm kraniálně. Poté vyzveme vyšetřovaného k předklonu krční páteře. Znovu naměříme vzdálenost od C7 ke druhému označenému bodu v předklonu. Vzdálenost by se u zdravých lidí měla v předklonu prodloužit minimálně o 3 cm (Špinar, 2008).

Ottův reklinační index - touto zkouškou se měří pohyblivost hrudní páteře do extenze. Označíme si bod C7 a od něj naměříme 30 cm kaudálně a tento bod si označíme. Poté vyzveme pacienta k záklonu (prohnutí) hrudní páteře. Měříme o kolik se tato vzdálenost při záklonu zmenší. U zdravého člověka by se měla tato vzdálenost zmenšit minimálně o 2,5 cm (Špinar, 2008).

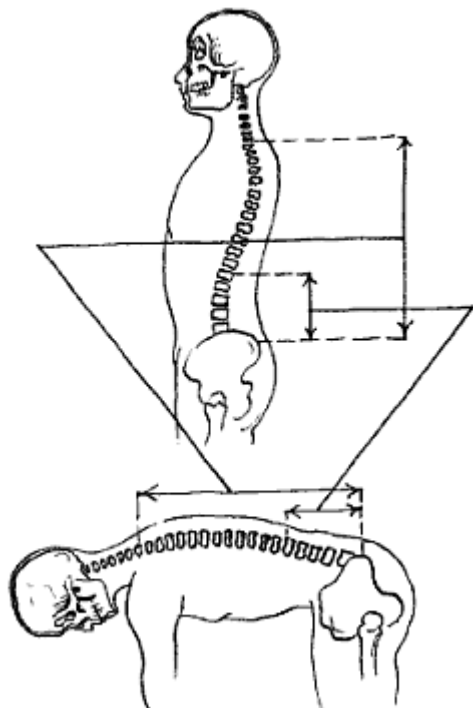
Ottův inklinální index – touto zkouškou se měří pohyblivost hrudní páteře do flexe. Označíme si bod C7 a od něj naměříme 30 cm kaudálně a tento bod si označíme. Poté vyzveme pacienta ke kulatému předklonu a měříme o kolik se tato vzdálenost prodlouží. U zdravého člověka by se měla tato vzdálenost prodloužit minimálně o 3,5 cm (Špinar, 2008).

Součtem těchto Ottova reklinačního a inklinálního indexu vzniká index sagitální pohyblivosti hrudní páteře.

Schoberova distance – je to zkouška evidující rozsah rozvinutí bederní páteře (obr. 3.1). Označíme si střed Michaelisovi routy, tj. průsečík střední čáry a spojnice obou spinae iliacae dorsales craniales a od tohoto bodu naměříme 10 cm. Vyšetřovaného vyzveme k předklonu a změříme změnu této vzdálenosti. Při normálním stavu páteře se tato vzdálenost prodlouží nejméně o 4 cm, pokud se tato vzdálenost prodlouží o méně než 3,5 cm, jde o zhoršené rozvíjení bederní páteře (Špinar, 2008).

Stiborova distance – tato zkouška vyšetřuje rozsah hrudní a bederní páteře do flexe (obr. 3.1). Označíme si střed Michaelisovi routy a výběžek C7. Vyšetřovaného

požádáme o předklon a změříme vzdálenost mezi těmito body. Vzdálenost by se měla prodloužit u zdravé páteře minimálně o 6 cm (Špínar, 2008).



Obr 3.1 Schoberova a Stiborova distance (Špínar, 2008)

Thomayerova zkouška – je to orientační zkouška hodnotící rozvinutí celé páteře. Vyšetřovaného vyzveme ke kulatému předklonu celého těla s nataženými dolními končetinami v kolenu a volně spuštěnými horními končetinami. Hodnotíme vzdálenost prstů ruky od podlahy. Pokud je vzdálenost špiček prstů od podložky větší než 10cm, je negativní. Tato zkouška je hodně ovlivněna hybností kyčelních kloubů nebo přítomností natahovacích manévrů, je proto pouze orientační (Špínar, 2008).

Lateroflexe doprava (doleva) – vyšetřovaný se postaví zády ke zdi s připaženými horními končetinami, poté ho vyzveme k úklonu doprava (doleva), vyšetřovaný sjíždí prsty po stehni. Měříme vzdálenost mezi původní pozicí prstů a konečnou pozicí prstů při úklonu. Úklon by měl být čistě do lateroflexe, bez pomoci flexe či extenze trupu, oběma dolními končetinami nataženými a ve styku s podložkou. Vzdálenost u člověka se zdravou páteří by se měla prodloužit minimálně o 20 cm. (www.unium.cz/materialy/mu/fsps/vy-etrovaci-metody-m3776-p2.html).

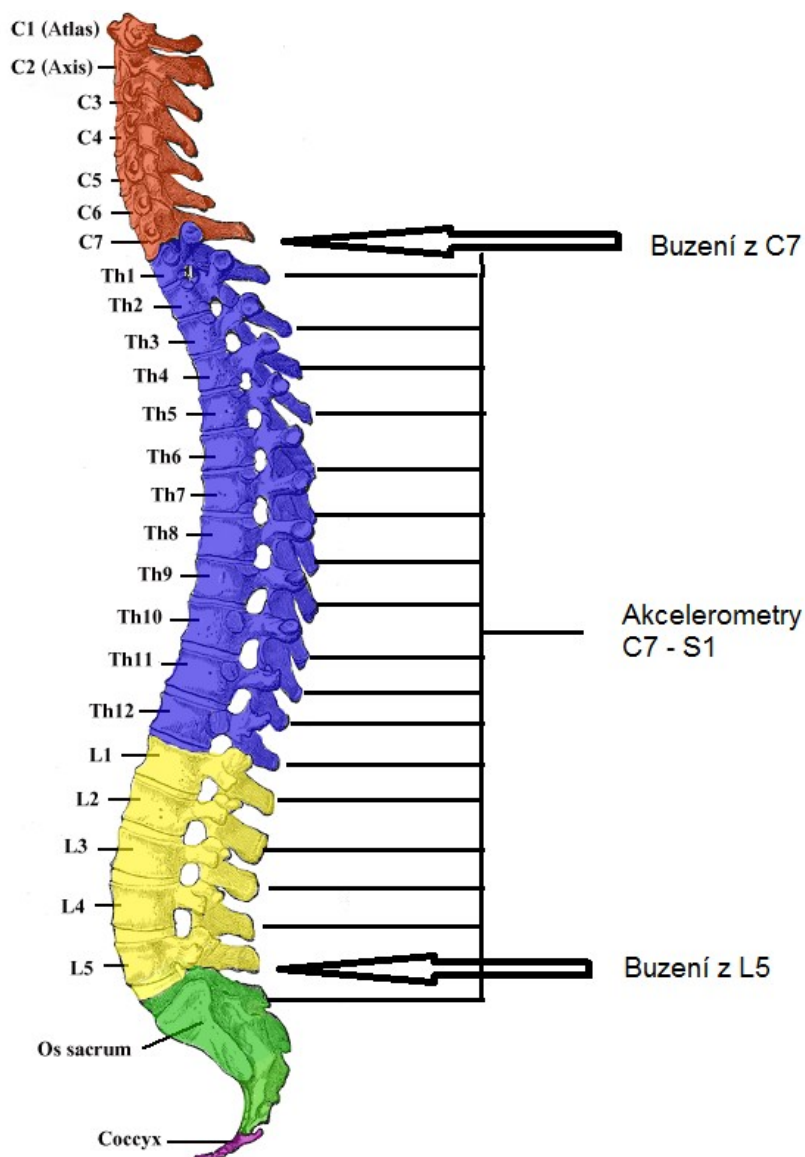
Tyto zkoušky jsou oproti vyšetření palpační citlivosti a vyšetření páteře inspekci jedinými objektivními testy dynamiky páteře v kineziologickém vyšetření prováděném fyzioterapeutem. Výsledky jsou ale závislé na přesném změření vzdáleností a nejsou vždy zcela přesné.

3.1.2 Metodika neinvazivního měření přenosu vibrací

Neinvazivní měření přenosu vibrací mezi jednotlivými segmenty páteře in vivo bylo prováděno jednou před jízdou v automobilu, fyzickým zatížením nebo relaxací, následně po odebrání anamnézy a kineziologickém vyšetření. Znovu bylo prováděno opět po jízdě automobilem, fyzickém zatížení nebo relaxaci. Měřením jsme evidovali případnou změnu mechanických charakteristik osového systému v důsledku monotónního zatížení během jízdy autem, po fyzické zátěži nebo po dlouhodobé relaxaci na lůžku.

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 trvající celkově 20s následuje harmonické buzení obratle plynule se periodicky měnící od 5 Hz do 160 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. Umístění vibrátoru a akcelerometrických snímačů je znázorněno na obrázku 3.2.



Obr. 3.2 Schéma páteřního sloupce a označení míst, kde je aplikováno vibrační buzení a kde je snímáno zrychlení povrchovými akcelerometry

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. Z teorie je jasné že pro přenos vibrací vyšších frekvencí se hodí jen materiály s vyšší tuhostí a malým útlumem. 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.

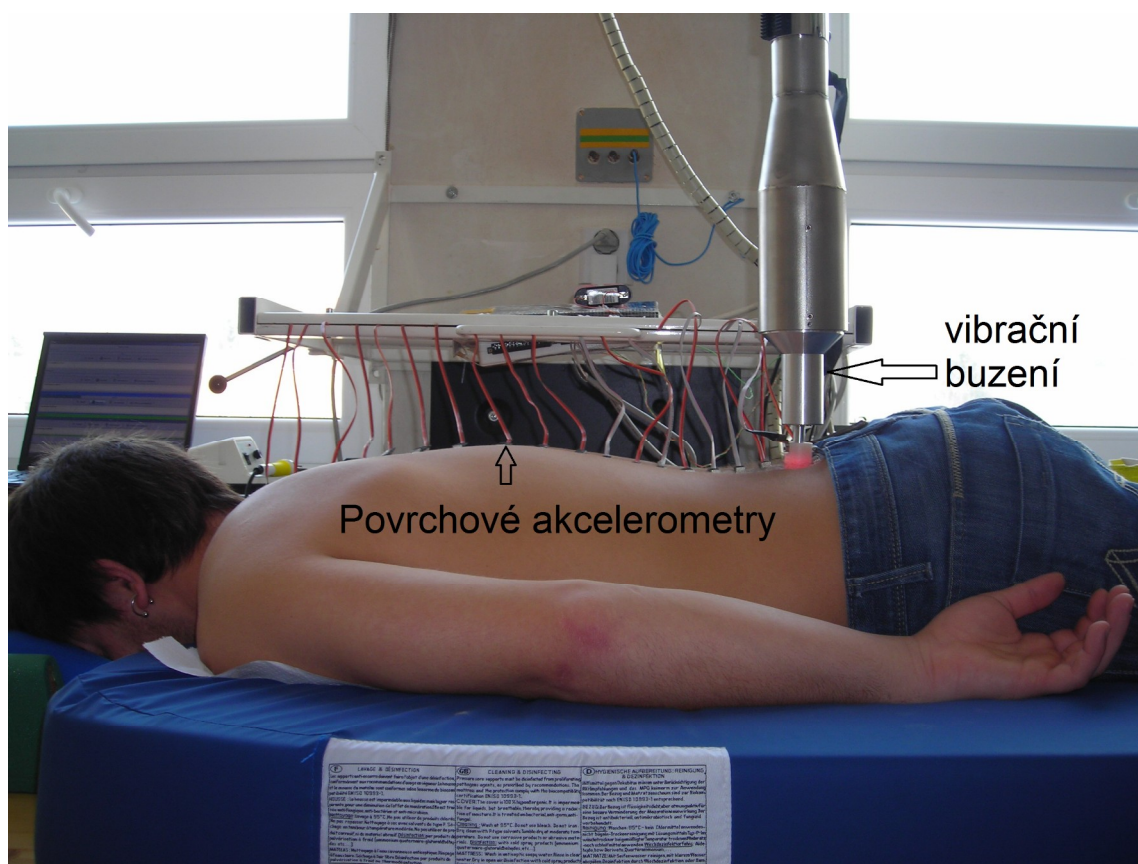
Při experimentu bylo využito polohy v lehu na břiše na antidekubitní matraci s maximálně uvolněnými kosterními svaly, což je odlišná poloha než při jízdě automobilem nebo fyzickém a jiném zatížení, ale na druhé straně tím bylo eliminováno kmitání ostatních částí těla, zejména končetin a hlavy a v důsledku toho bylo minimalizováno znehodnocení měřeného signálu. Také se tím vyloučila odlišná poloha těla vyšetřovaných během měření, což by nastalo, pokud bychom vyšetřovali subjekty v sedu. Také jsme se vyhnuli nežádoucí aktivitě kosterních svalů, subjekty byly instruovány, aby během měření zcela relaxovaly.

Před začátkem měření přenosu vibrací jsou označeny trny jednotlivých obratlů od obratle C7 po S1. Obratle označujeme již při poloze vyšetřovaného v lehu na břiše, jelikož poloha trnů se proti kůži ve stoji a v lehu změní. Vyhledávání trnů je komplikované, pokud mají vyšetřovaní větší procento tuku a trny jsou překryty vyšší vrstvou měkkých tkání.

Po označení trnů jsme přilepili na každý trn akcelerometrický snímač. Buzení bylo realizováno elektromechanickým měničem – vibrátorem. Kontakt mezi vibrátorem a trnem buzeného obratle byl zajištěn dostatečným přitlakem vibrátoru, který byl snímán a pohyboval okolo 3,5N (350g). Na obrázku 3.3. je znázorněno uspořádání experimentu, umístění akcelerometrických snímačů a budícího zařízení na obratli L5, měřený leží na antidekubitní matraci.

Samotné měření TVS má čtyři fáze:

1. Buzení C7 γ pulzem - impakt na trnový výběžek o pološírce 5 ms, sled těchto poklepů na trnový výběžek C7 trvá celkově 20s, vyšetřovaný nedýchá, snímá se přenos kmitů na všechny trnové výběžky od sousedního Th1 po S1.
2. Harmonické buzení C7 - vibrátorem přiloženým na trnový výběžek obratle C7 je buzeno spektrum vibrací od 5 do 160 Hz. Frekvence buzených vibrací se plynule mění od 5 Hz do 160 Hz, aby nedocházelo k adaptaci systému na určitou frekvenci a také zatěžování nervovosvalového aparátu rezonančním kmitáním. Tato 3 minutová sekvence vibrací se v jednom měření 3krát 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 pološírce 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.



Obr. 3.3 *Uspořádání experimentu, umístění akcelerometrických snímačů a budícího zařízení*

3.2 Metoda TVS - hodnocení změn mechanických vlastností

Metodiku měření TVS (neinvazivní měření přenosu vibrací mezi jednotlivými segmenty páteře) jsme využili pro posouzení reologických vlastností páteře před a po zatížení subjektu vibračním a monotónním zatížením v automobilu, před a po fyzickému zatížení (gymnastickém tréninku, chůzi do schodů atd.) a před a po relaxaci těla na lůžku.

3.2.1 Metodika měření řidičů před a po jízdě automobilem

Před zatížením monotónní jízdou v automobilu bylo u řidičů provedeno kineziologické vyšetření. Poté bylo provedeno měření metodou TVS při buzení jak z obratle L5, tak z obratle C7. Po vyšetření subjekty řídily automobil nebo se účastnily jízdy jako spolujezdci. Po jízdě byly subjekty opět vyšetřeny fyzioterapeutem, byl proveden kineziologický rozbor shodný s úvodním kineziologickým rozбором. Bylo provedeno druhé měření metodou TVS po zátěži – buzení bylo opět provedeno jak z obratle L5, tak z obratle C7.

Data týkajících se jednotlivých experimentů:

Měření 21.3.2009

Subjekt P – rok narození 1988, student, výška 175cm, váha 62,5 kg.

Subjekt L – rok narození 1987, student, výška 185cm , váha 85kg.

Délka zatížení 5 hodin jízdy automobilem. Bylo provedeno kineziologické vyšetření před a po jízdě automobilem a měření metodou TVS před a po jízdě automobilem. Před a po jízdě automobilem byly provedeny navíc psychomotorické testy k registraci únavy, sběr dat pomocí dotazníku ohledně dyskomfortu během jízdy v automobilu a palpační vyšetření spoušťových bodů bolesti (TrP). Psychomotorické testy, dotazníky ani vyšetření spoušťových bodů bolesti nebyly pro tuto práci vyhodnoceny a použity.

19.12.2009

Subjekt Š - rok narození 1986, student, výška 170cm, váha 74 kg,

Subjekt LI – rok narození 1989, student, výška 185cm, váha 74 kg.

Délka zatížení byla 2 hodiny jízdy v automobilu. Bylo provedeno měření metodou TVS a kineziologické vyšetření před a po jízdě automobilem.

20.12.2009

Subjekt Š - rok narození 1986, student, výška 170cm, váha 74 kg.

Subjekt LI – rok narození 1989, student, výška 185cm, váha 74 kg.

Délka zatížení v automobilu byla 5,5 hodiny, před a po jízdě automobilem bylo provedeno měření metodou TVS a kineziologické vyšetření.

3.2.2 Metodika měření těhotných žen před a po jízdě automobilem

Provedli jsme pilotní měření u jedné těhotné ženy ve 21., 27. a 32. týdnu těhotenství. Před jízdou jsme provedli stejně jako u ostatních jezdců kineziologické vyšetření, poté neinvazivní měření přenosu vibrací. Kineziologické vyšetření bylo rozšířeno o anatomické rozměry týkající se progredujícího těhotenství. U těhotné jsme zjišťovali a měřili tyto rozměry: obvod hrudníku, obvod pasu, bitrochanterický a bispinální rozměr, lumbo – umbilikální rozměr, vzdálenost spina iliaca posterior superior (SIPS) a obratle L5, latero – laterální a sagitální rozměr hrudníku. Měření

Obvod pasu 93 cm
Bitrochanterický rozměr 35 cm
Bispinální rozměr 24 cm
Lumbo – umbilikální rozměr 24 cm
Vzdálenost SIPS – L5 – 7 cm
Latero – laterální rozměr hrudníku – 30 cm
Předozadní rozměr hrudníku – 19 cm

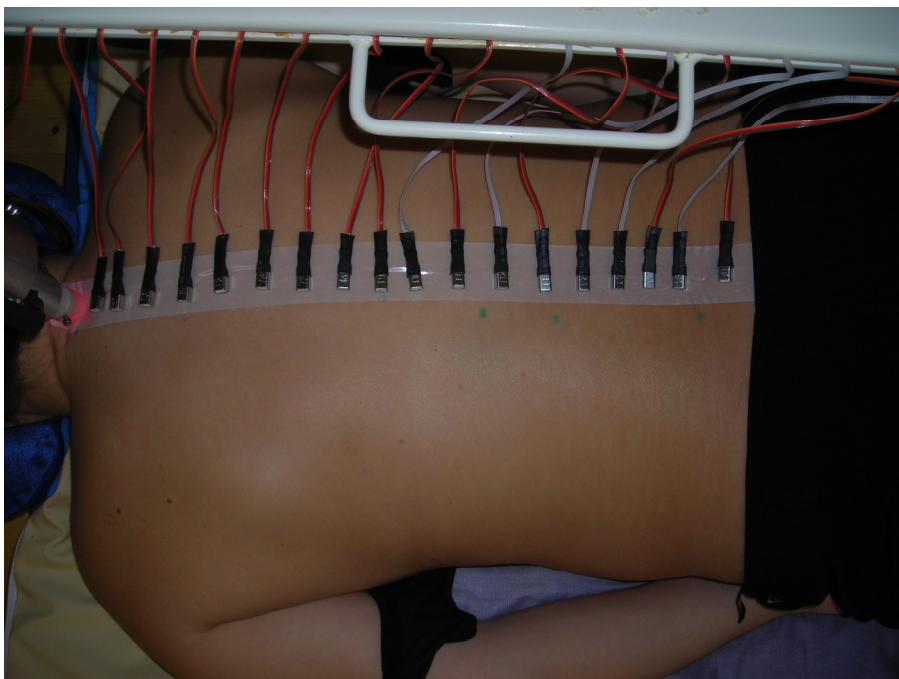
Absolvovala 2,5 hodinovou jízdu automobilem jako spolujezdec s 15 minutovou přestávkou po 1 hodině a 15 minutách jízdy.

28.2.2010

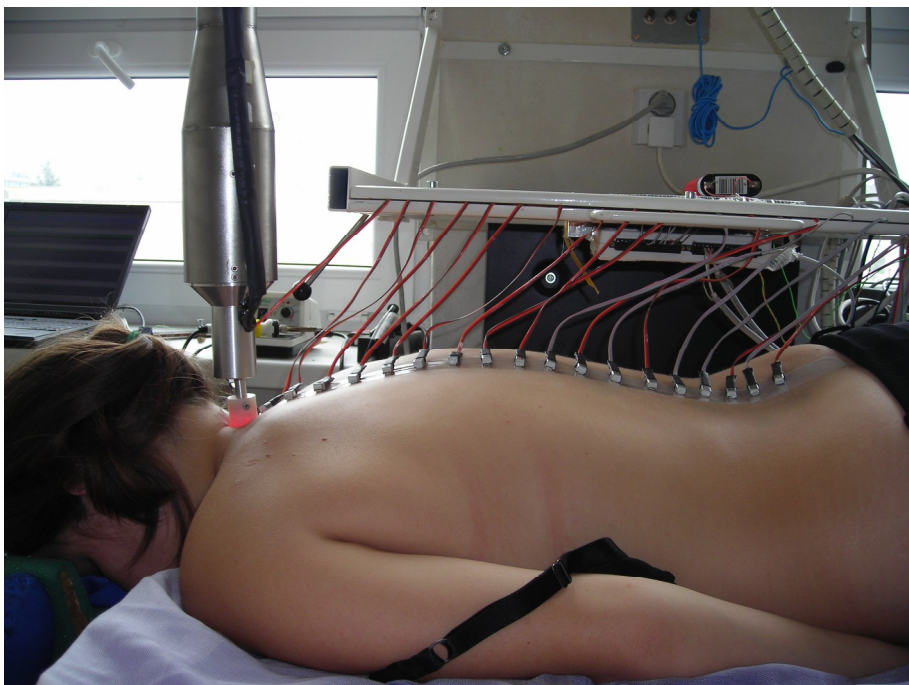
Subjekt PE – rok narození 1981, zaměstnání fyzioterapeut, výška 167 cm, váha 77 kg, 32. týden těhotenství, konstituční hypermobilita.

Anatomické rozměry: Obvod hrudníku 90 cm
 Obvod pasu 99 cm
 Bitrochanterický rozměr 34 cm
 Bispinální rozměr 24 cm
 Lumbo – umbilikální rozměr 22 cm
 Vzdálenost SIPS – L5 – 7 cm
 Latero – laterální rozměr hrudníku – 30 cm
 Předozadní rozměr hrudníku – 20 cm

Absolvovala 2,5 hodinovou jízdu automobilem jako spolujezdec s 15 minutovou přestávkou po 1 hodině a 15 minutách jízdy.



Obr. 3.4 Umístění povrchových akcelerometrických snímačů na trnových výběžcích obratlů a budícího zařízení na obratli C7 (pohled shora).



Obr. 3.5 Umístění povrchových akcelerometrických snímačů na trnových výběžcích obratlů a budícího zařízení na obratli C7 (pohled ze strany).

3.2.3 Metodika měření před a po relaxaci

Metodikou TVS jsme provedli také měření před a po dlouhodobé relaxaci. Při měření před a po dlouhodobé relaxaci jsme provedli nejprve kineziologické vyšetření, poté jsme upevnili akcelerometrické snímače a provedli první měření vleže na antidekubitní matraci, toto první měření spolu s dobou nalepení akcelerometrických snímačů trvalo 45 minut a subjekt během něj ležel relaxován. Po této relaxaci vleže jsme provedli druhé měření bez přelepení akcelerometrických snímačů v délce 20 minut.

4.6.2010

Subjekt AL - rok narození 1986, student, výška 177cm, váha 93 kg.

Subjekt absolvoval 45 minutovou relaxaci na antidekubitní matraci.

3.2.4 Metodika měření před a po fyzické zátěži

Metodikou TVS jsme provedli také měření před a po fyzické zátěži. Před zatížením jsme provedli kineziologický rozbor a měření metodou TVS. Při druhém měření po zatížení jsme nejprve provedli kineziologický rozbor, následně jsme opět provedli druhé měření metodou TVS.

Data týkajících se jednotlivých experimentů:

27.6.2012

Subjekt B – rok narození 1999, studentka, výška 154cm, váha 38 kg.

Subjekt A – rok narození 1999, studentka, výška 162cm, váha 40 kg.

Obě jsou moderní gymnastky ve věku 12 let, podobné konstituce s tréninkovým zatížením 15-20 hodin týdně. Obě mají konstituční hypermobilitu. Oba subjekty absolvovaly jako fyzickou zátěž 2 hodiny identického gymnastického cvičení.

27.6.2012

Subjekt J – rok narození 1990, výška 179 cm, váha 65 kg.

Mezi jednotlivými měřeními absolvovala 2 hodiny fyzické zátěže (skoky přes švihadlo).

4.6.2010

Subjekt AL - rok narození 1986, student, výška 177cm, váha 93 kg.

Subjekt AL absolvoval jako typ fyzické zátěže 45 minut chůze po schodech.

3.2.5 Měření metodou TVS na mechanickém modelu páteře

Mechanický model páteře jsme vytvořili ze dřeva a silikonu (obr. 3.6). Obratle modelu mají tvar, rozměr a Youngův modul blízký lidskému obratli, jsou vyrobeny ze dřeva. Ploténky modelu mají tloušťku a Youngův modul blízký lidské meziobratlové ploténce. Na mechanickém modelu je možné testovat konzistentnost naměřených dat a podobnost výpočetního modelu páteře s reálným člověkem a jejím fyzickým modelem.

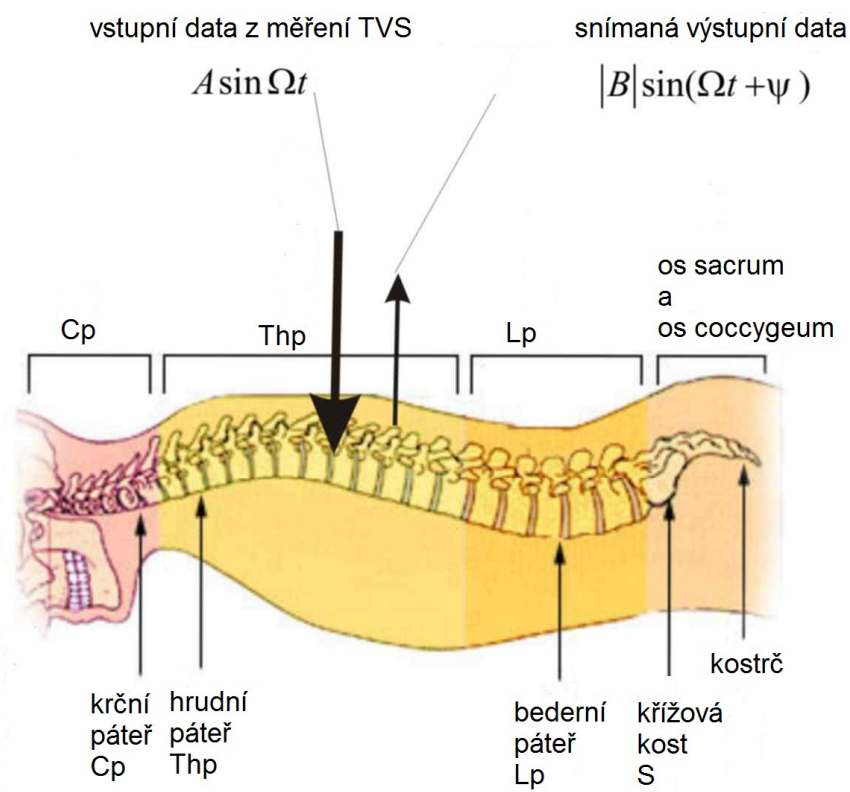
Analýzou dat získaných měření na mechanickém modelu došlo k ověření předpokladu, že nezáleží na směru buzení v páteři (jestli je buzení prováděno na C7 nebo L5). Model páteře umožňuje také měření metodou TVS bez šumu vznikajícího peristaltikou střev nebo srdeční akcí u reálného člověka. Mechanický model také poskytuje možnost opakovat měření s nulovou změnou mechanických vlastností měřeného objektu v čase.



Obr. 3.6 *Mechanický model páteře ze dřeva a silikonu.*

3.3 Model páteře

Ve spolupráci s Ústavem termomechaniky AV ČR a MFF byl sestaven model páteře. Tento model sestavený na bázi základních charakteristik měřeného systému byl vytvořen k ověření dat naměřených metodou TVS. Model byl vytvořen, aby prokázal, že přenos vlnění a ztráta přenosu vlnění při průchodu daným systémem je závislá na vlastnostech systému, kterým vlnění prochází. Nebo naopak mechanické vlastnosti tkáně můžeme zpětně charakterizovat rychlostí přenosu vlnění daným systémem (viz obr. 3.7) (Maršík, 2010), (Machač, 2011).



Obr. 3.7 Schéma měření metodou TVS : vlevo jsou vstupní data z měření, která známe a vpravo odpověď kterou snímáme akcelerometry, kde A – amplituda vstupní síly, Ω – okamžitá vstupní frekvence, B – amplituda odpovědi, ψ – fázový posun.

Metodu TVS lze formulovat jako řešení tlumeného harmonického oscilátoru vnější harmonickou silou.

$$M \ddot{\varphi} + \gamma \dot{\varphi} + K \varphi = \bar{A} \sin(\Omega t)$$

M – hmotnost segmentu,

γ – celková viskozita,

K – celková tuhost

Odezva obratle je dána vztahem:

$$|B| = \frac{A}{\sqrt{(\omega_0^2 - \Omega^2)^2 + 4b^2\Omega^2}}$$

pro $\operatorname{tg} \psi = -\frac{2b\Omega}{\omega_0^2 - \Omega^2}$

ω_0 – vlastní rezonanční frekvence segmentu

Ω – budicí frekvence

b – dekrement útlumu reprezentující tlumení související s viskozitou

Podle naměřených dat (vstupního stimulu – A a zaznamenané amplitudy odpovědi – B, změřené na trnových výběžcích obratlů) a geometrických charakteristik lidské páteře, které se během měření nemění (výška – h, poloměr meziobratlové destičky – a) je možné určit změny ve viskoelastických vlastnostech lidské páteře před a po zatížením vibracemi, či po jiném druhu zátěže, či po relaxaci.

Z detekované odezvy páteře byl nalezen vztah mezi celkovým elastickým modulem lidské páteře – E a viskozitou γ (poměr mezi budicí amplitudou a amplitudou konkrétního obratle) a fázovým posunem – ψ vstupního signálu (Maršík 2010).

$$\frac{\pi a^4 E}{\gamma h \Omega} = \pm \frac{\left(\frac{|B| \Omega^2}{A} \pm \cos \psi \right)}{\sin \psi}$$

Závislost amplitudy odezvy soustavy ploténka-obratel na budící frekvenci

Odezva soustavy je silně závislá na vzdálenosti budící frekvence od její vlastní frekvence ω_0 .

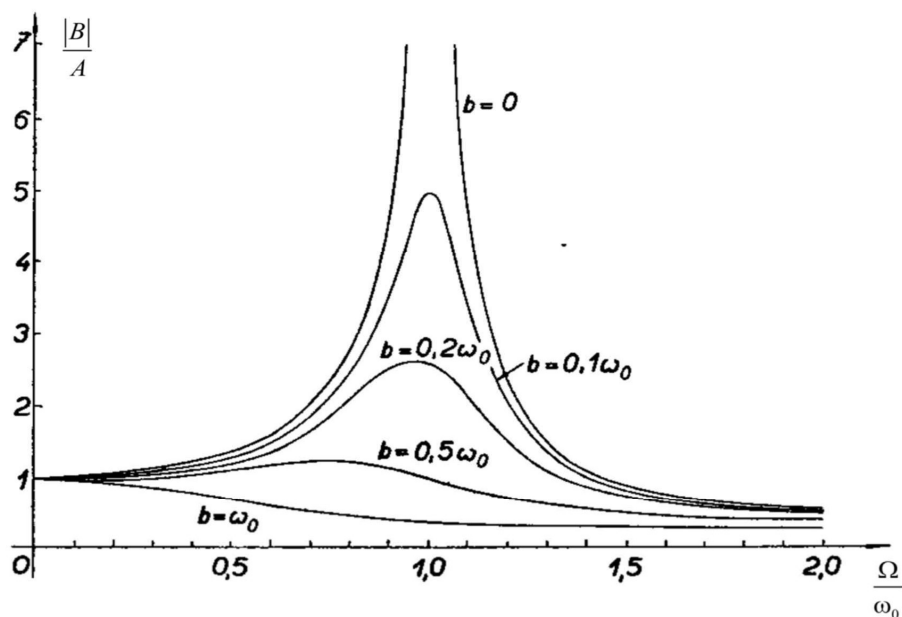
Poměr $|B| / A$, který je v obrázku 3.8 na ose y, je amplituda odezvy ku velikosti budící síly, b je dekrement útlumu reprezentující tlumení související s viskozitou.

b je tlumení které je reprezentováno imaginární částí frekvence ω_{im}

$$b = \omega_{im} = \gamma / 2M \text{ [1/s]}$$

Tlumení je nulové kmitá-li soustava vlastní frekvencí $\omega_0 = \sqrt{K/M}$.

Ω / ω_0 na ose x je poměr okamžité budící frekvence ku frekvenci vlastní.



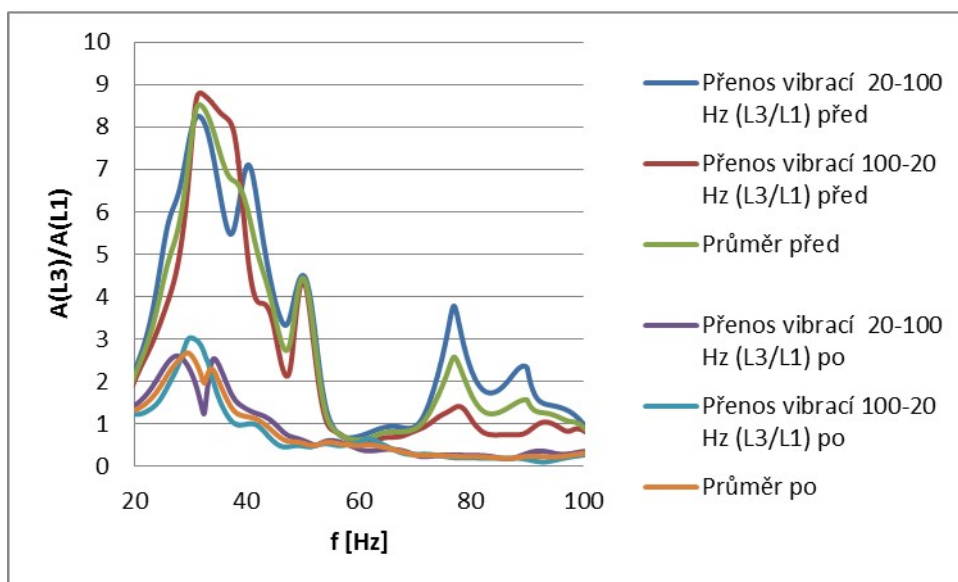
Obr. 3.8 Závislost amplitudy odezvy soustavy ploténka-obratel na budící frekvenci – na ose y poměr $|B| / A$ – poměr velikosti amplitudy odpovědi ku amplitudě vstupní síly, na ose x poměr okamžité budící frekvence ku frekvenci vlastní Ω / ω_0 , b je dekrement útlumu. S větším tlumením – b – se rezonanční frekvence posouvá k nižším frekvencím (Maršík, 2010).

4 VÝSLEDKY

Celkově jsme provedli měření u 9 subjektů, u některých bylo měření provedeno opakovaně, celkem bylo provedeno 30 měření vždy před a po různém typu zátěže, před a po jízdě v automobilu nebo před a po relaxaci. V kapitole výsledky je poukázáno hlavně na to, jakým způsobem je metoda TVS využitelná pro hodnocení stavu páteře a axiálního systému, zda se dá metoda TVS využít k hodnocení změny mechanických vlastností před a po různém typu zátěže nebo po relaxaci a zda je možné detekovat únavu po zátěži. Také jsme řešili možnost využití metody u těhotných subjektů.

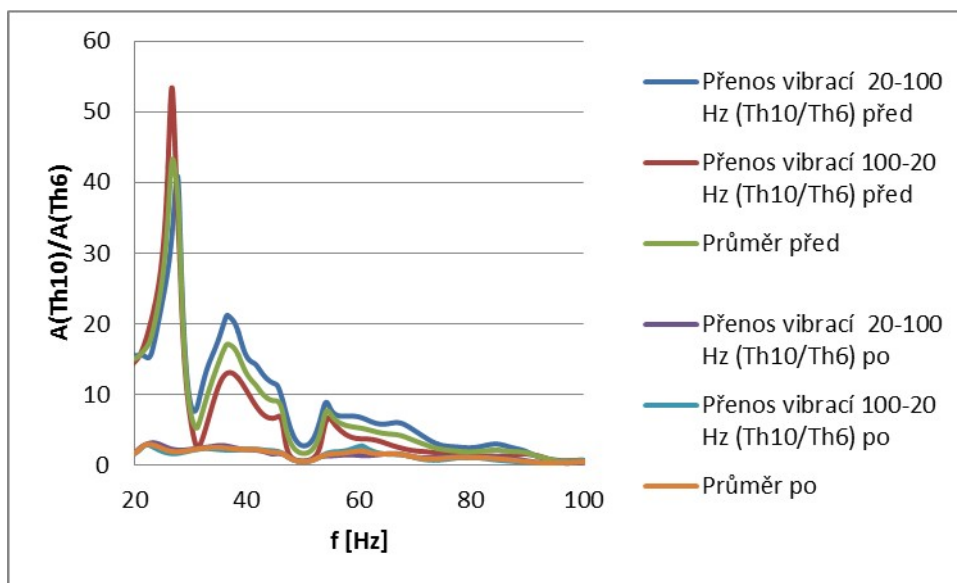
4.1 Buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi

Během měření jsme použili buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi a zjistili jsme, že odpověď axiálního systému na buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi je velmi podobná. Charakter grafů i rezonanční vrcholy si u buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi odpovídají. Na obrázku 4.1 vidíme přenos vibrací mezi segmenty L3 a L1 při buzení z obratle C7 rostoucími frekvencemi od 20 do 100 Hz před zátěží – modrá křivka a poté klesajícími frekvencemi od 100 do 20 Hz před zátěží - hnědá křivka. Dále máme na obrázku 4.1 přenos vibrací mezi segmenty L3 a L1 při buzení z obratle C7 rostoucími frekvencemi od 20 do 100 Hz po zátěži – fialová křivka a poté klesajícími frekvencemi od 100 do 20 Hz po zátěži - světle modrá křivka. Při hodnocení dalších měření jsme tedy používali průměr z buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi před zátěží – zelená křivka a průměr z buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi po zátěži – béžová křivka.



Obr. 4.1 Buzení z obratle C7 rostoucími a klesajícími frekvencemi u stejného subjektu před zátěží a po zátěži a průměry z buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi před a po zátěži u jednoho subjektu v úseku L3/L1.

Na obrázku 4.2 vidíme poměr amplitud snímaných v úseku mezi obratli Th10 a Th6, při buzení z obratle C7 stoupajícími frekvencemi 20 – 100 Hz před zátěží – modrá křivka a po zátěži – fialová křivka a klesajícími frekvencemi 100 – 20 Hz před zátěží – hnědá křivka a po zátěži – světle modrá křivka. V grafu je znázorněn i průměr z buzení stoupajícími a klesajícími frekvencemi před zátěží – zelená křivka a průměr z buzení stoupajícími a klesajícími frekvencemi po zátěži – béžová křivka. Jak je vidět z obrázku 4.1 i 4.2, odpověď axiálního systému není závislá na tom, zda je buzení prováděno stoupajícími nebo klesajícími frekvencemi, proto jsme v následujících grafech používali již pouze průměr z odpovědi na buzení stoupajícími a klesajícími frekvencemi, jak je znázorněn ve dvou různých úsecích páteře na obrázku 4.1 a 4.2.



Obr. 4.2 *Buzení z C7 rostoucími a klesajícími frekvencemi (u jiného subjektu než na obr. 4.1) před zátěží a po zátěži a průměry z buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi před a po zátěži v hrudním úseku páteře mezi Th10 a Th6 .*

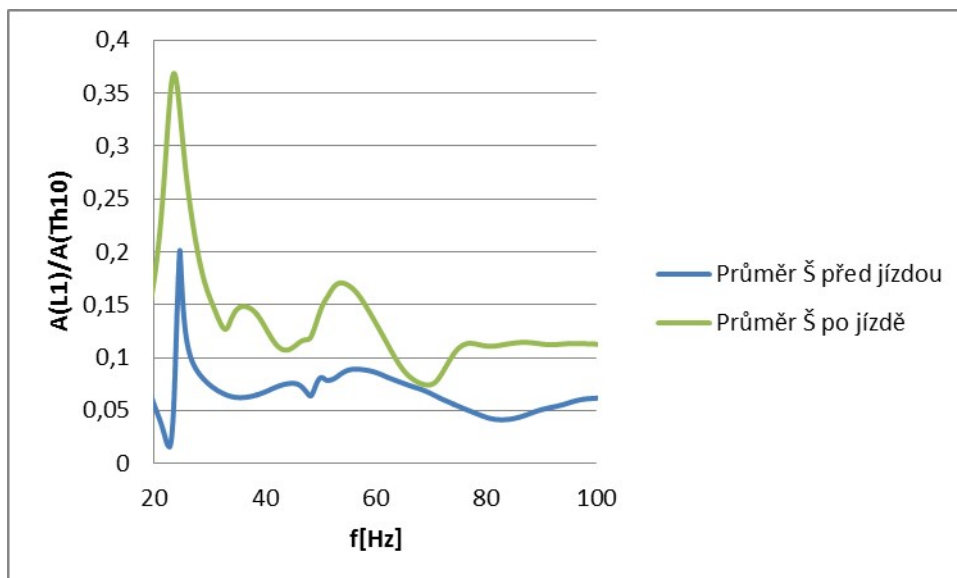
4.2 Srovnání buzení z obratle C7 a z obratle L5

Měli jsme možnost vytvořit poměry amplitud snímaných z jednotlivých obratlů při buzení z obratle C7 nebo z obratle L5. Z výsledků usuzujeme, že nejlépe je vidět přenos či tlumení a únavu v daném úseku na vzdálenějším konci od buzeného obratle, tj. na bederní oblasti při buzení z obratle C7 a na horní hrudní páteři při buzení z obratle L5, kdy v daném úseku vzniká složením přímého a odraženého vlnění stojaté vlnění. Pokud se shodne poměr kmitny ku uzlu je vidět vliv únavy.

4.3 Útlum a přenos vibrací před a po zátěži nebo relaxaci

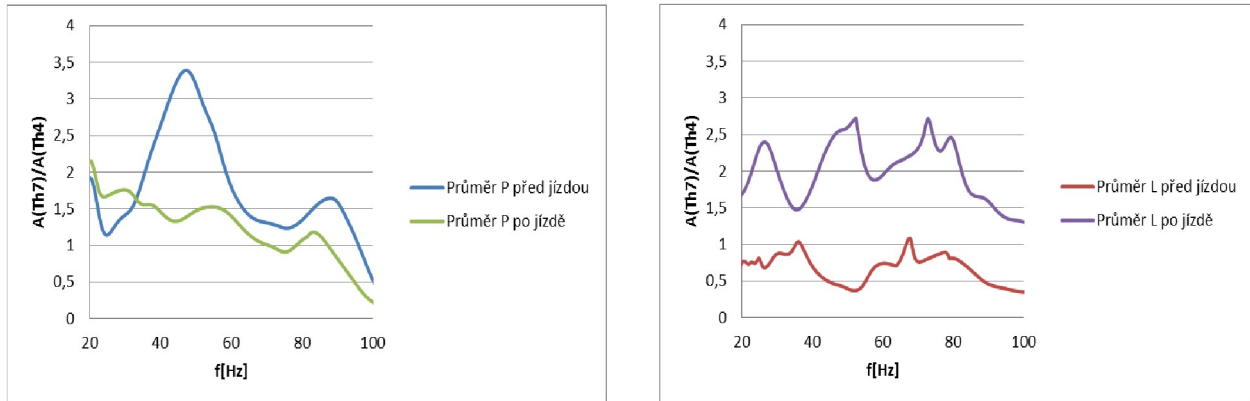
Pro přehlednost výsledků jsme u jednotlivých subjektů porovnávali měření buzené z obratle C7.

V našich grafech je na ose x vždy budící frekvence a na ose y je poměr amplitud zrychlení snímaných na daných obratlích. V čitateli jsou vždy data snímaná z obratle vzdálenějšího od buzeného obratle a ve jmenovateli jsou vždy data snímaná z obratle bližšího k buzenému obratli. Poměr na ose y tak vyjadřuje vždy přenos vibrací mezi vybranými obratli. Pokud bychom poměr obrátili dostali bychom na ose y velikost tlumení. Čím vyšší je tedy hodnota poměru amplitud mezi srovnávanými obratli, tím větší je přenos vibrací mezi jednotlivými obratli a tím nižší je útlum mezi sledovanými obratli. V grafu na obr. 4.3 vidíme vyšší přenos a nižší útlum u subjektu po jízdě v úseku mezi obratlem L1 a Th10. Ve stejném úseku před jízdou dochází k většímu útlumu a nižšímu přenosu v porovnání se stejným úsekem po jízdě automobilem. Buzení vibracemi bylo v tomto případě prováděno na obratli C7.



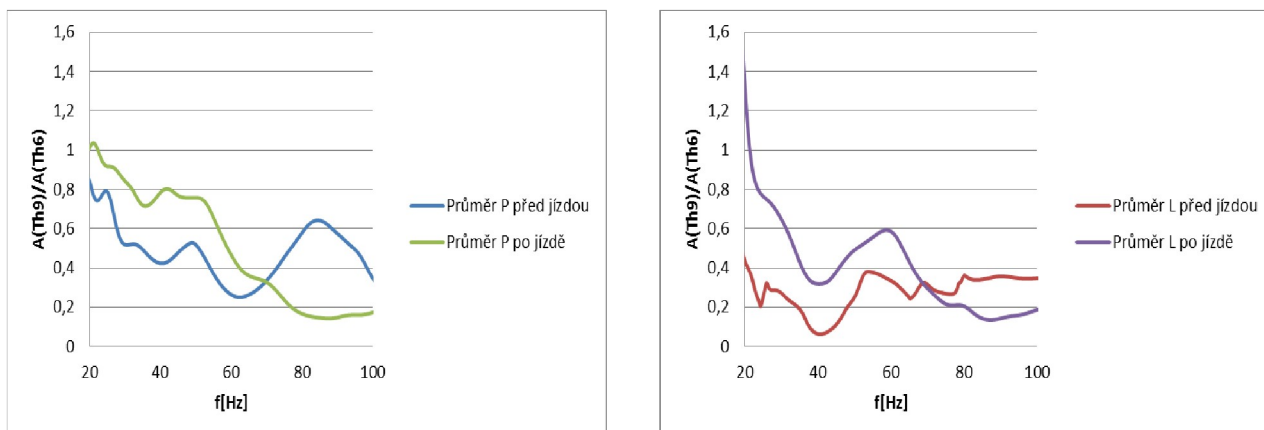
Obr. 4.3 *Odpověď na buzení z obratle C7 v úseku mezi obratli L1 a Th10 u řidiče automobilu Š před a po 2 hodinové jízdě automobilem. Odpovědi jsou průměrem z buzení rostoucími a klesajícími frekvencemi.*

4.3.1 Útlum a přenos vibrací před a po zatížení jízdou v automobilu



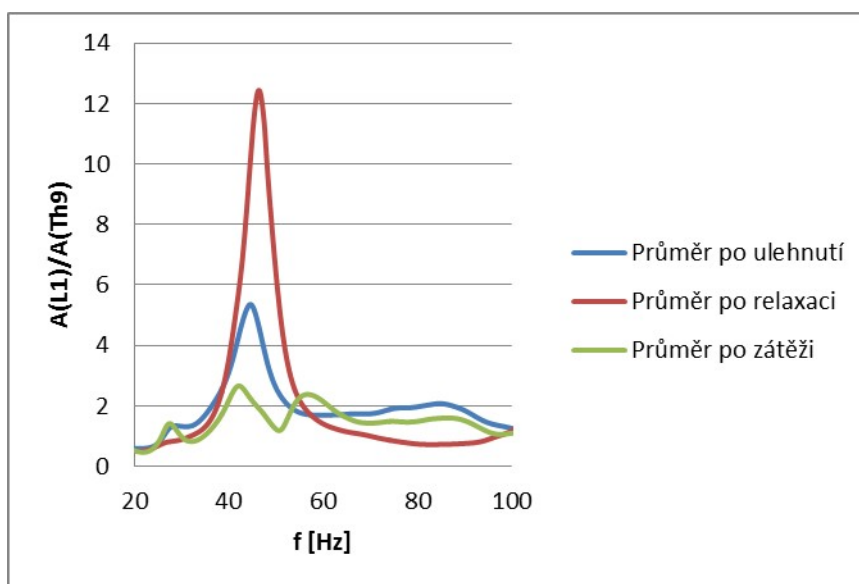
Obr. 4.4 Porovnání rozdílné reakce na buzení z obratle C7 stejného úseku páteře (Th7/Th4) u dvou subjektů na 5 hodinovou jízdu v automobilu. Subjekt P - vlevo - reaguje vyšším tlumením po jízdě, subjekt L – vpravo - nižším tlumením po jízdě.

Při srovnání dvou řidičů automobilu v grafu na obr. 4.4 vidíme u obou opačnou reakci na vibrační zátěž. U řidiče L je v celém průběhu grafu patrný vyšší přenos vibrací v daném úseku po jízdě automobilem a nižší tlumení (červená křivka před jízdou a fialová po jízdě), u řidiče P je patrná opačná tendence, téměř v celém průběhu grafu (kromě úseku buzeného od 20 do 32 Hz) je u tohoto řidiče po jízdě patrný nižší přenos vibrací a větší útlum mezi jednotlivými obratli. Oba řidiči byli buzeni z obratle C7. Vibrační zátěž vyvolává u každého řidiče jinou reakci v daném úseku. Je ale také možná rozdílná reakce na vibrační nebo jinou zátěž u stejného jedince v různých úsecích páteře. Jeden úsek páteře může odpovídat vyšším tlumením a nižším přenosem vibrací a v dalším úseku opačnou reakcí, to můžeme vidět při porovnání dvou úseků Th7/Th4 (obr. 4.4) a Th9/Th6 (obr. 4.5) u řidiče P, řidič L naopak odpovídá stejnou reakcí v obou úsecích – nižším tlumením a vyšším přenosem vibrací po jízdě automobilem. Stejně účinky zátěže se mohou projevit i u ostatních typů zatížení (např. u fyzické zátěže nebo naopak u relaxace). V grafech na obr. 4.5 subjektu P i L si můžeme všimnout ještě jedné věci, a to obrácené změny reakce na zátěž v úseku nad 67 Hz než při buzení 20 – 67 Hz, k tomuto obrátu dochází u obou přesně na stejné frekvenci 67 Hz.



Obr. 4.5 Porovnání reakce na buzení z C7 stejného úseku páteře (Th9/Th6) u dvou subjektů na 5 hodinovou jízdu v automobilu. Subjekt P - vlevo - reaguje ve větší části grafu nižším tlumením po jízdě, subjekt L – vpravo – také ve větší části grafu nižším tlumením po jízdě.

4.3.2 Útlum a přenos vibrací po relaxaci a po fyzické zátěži

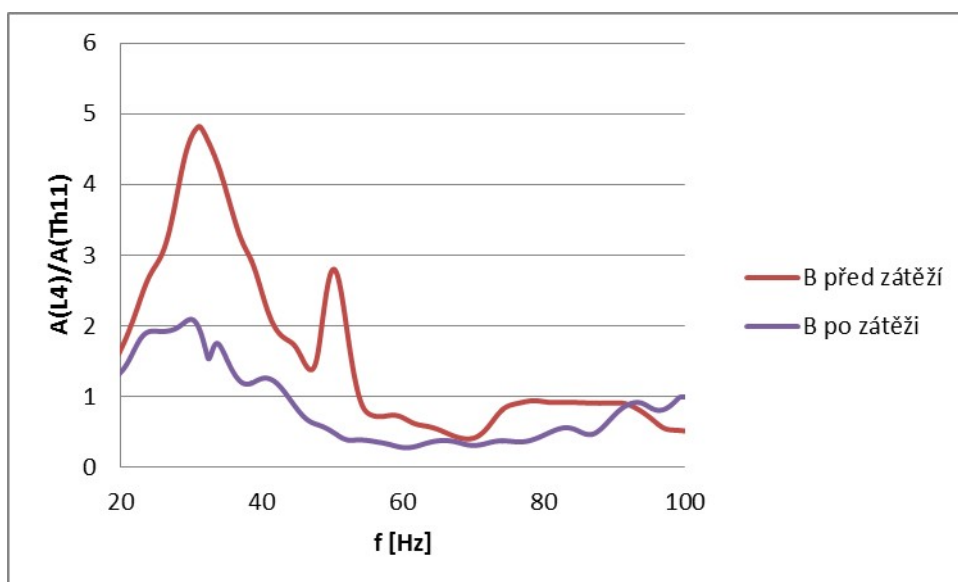


Obr. 4.6 U tohoto subjektu AL bylo bylo 1. měření provedeno ihned po ulehnutí na lůžko (modrá), 2. měření bylo provedeno po 45 minutové relaxaci na lůžku (červená) a 3. měření bylo provedeno po fyzické zátěži – chůze do schodů (zelená). Buzení bylo prováděno z obratle C7 a byl sledován poměr amplitud zrychlení mezi obratli L1 a Th9.

Z grafu na obr. 4.6 vidíme po relaxaci na lůžku vyšší přenos daným segmentem a nižší útlum a naopak po zatížení subjektu nižší přenos a vyšší útlum i oproti prvnímu měření.

V tomto segmentu se projevuje ještě jeden jev a to, že s menším přenosem a vyšším útlumem klesá rezonanční frekvence: při měření po ulehnutí je rezonanční frekvence na 42 Hz, při měření po relaxaci, kdy je přenos nejvyšší se rezonanční frekvence posunula na 45 Hz a při měření po cvičení, kdy je přenos nejnižší a tlumení nejvyšší se rezonanční frekvence posouvá na 40 Hz.

4.3.3 Útlum a přenos vibrací před a po fyzické zátěži



Obr. 4.7 *Subjekt B – 12 letá trénovaná gymnastka měřena před a po zatížení obvyklým gymnastickým tréninkem. Přenos vibrací v úseku páteře L4/Th1, buzeno z obratle C7.*

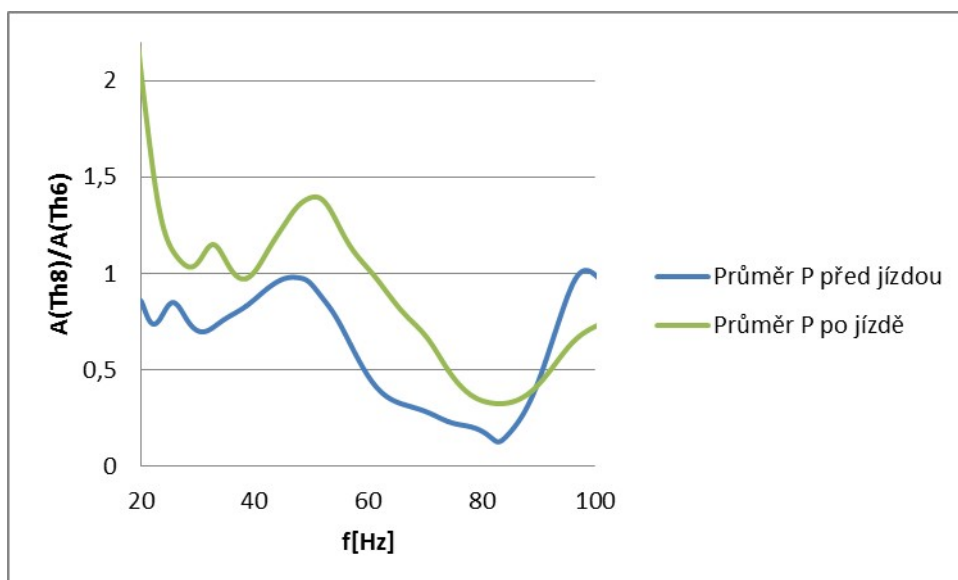
V tomto grafu na obr. 4.7 vidíme zřetelný pokles přenosu vibrací v daném úseku po zátěži a nárůst útlumu po zátěži. Přenos je po zátěži v oblasti prvního rezonančního vrcholu méně než poloviční oproti přenosu v daném úseku před zátěží.

Z výsledků měření u různých subjektů je patrné, že u všech subjektů dochází po zátěži - ať už fyzické, či vibrační hypokineticke zátěži v automobilu – ke změně mechanických vlastností axiálního systému a tím i ke změně vibračního přenosu axiálním systémem. Stejně tak dochází ke změně mechanických vlastností axiálního systému a tím i vibračního přenosu po dlouhodobější relaxaci subjektu na lůžku. Reakce jednotlivých subjektů na zátěž se u některých subjektů liší i v odpovědi jednotlivých úseků páteře, těmto jevům jsou věnovány samostatné kapitoly.

4.4 Posun rezonanční frekvence k nižším či vyšším frekvencím

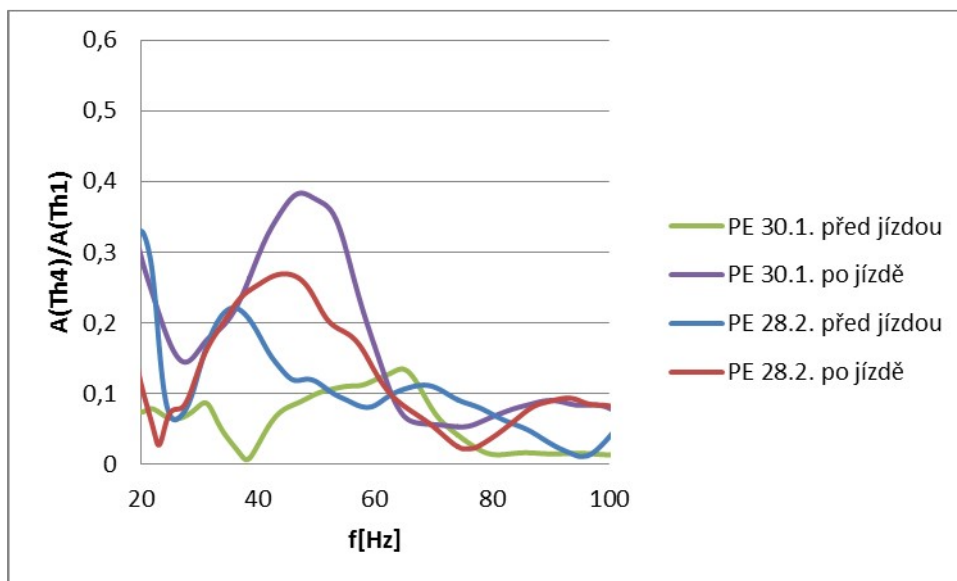
Podle zdůvodnění v kapitole 3 – metodika, obr. 3.8, můžeme z posunu rezonanční frekvence k nižším či vyšším frekvencím po zátěži usuzovat na tuhost vazby v daném úseku a podle toho také na snížení či zvýšení útlumu po zátěži. S menším přenosem a vyšším útlumem klesá rezonanční frekvence, což můžeme pozorovat i na obr. 3.8.

Usuzujeme, že únavou meziobratlová ploténka ztuhne – sníží se její elasticita – rezonanční frekvence se posune doprava. Naopak po procvičení je funkce chrupavky lepší – rezonanční frekvence se posune k nižším frekvencím. Elasticita určuje rezonanční frekvence a je určena hlavně obratli a jejich spojeními, nejvíce určuje rezonanční frekvence smykový modul chrupavek (Maršík, 2010). Jako cvičení, které má paradoxně dobrý efekt na chrupavku, se jeví u některých subjektů i jízda autem, po které se nám u mnoha subjektů funkce chrupavky zlepšila (obr. 4.8 a 4.9).



Obr. 4.8 Subjekt P měřen metodou TVS před a po 5 hodinové jízdě automobilem. V grafu je znázorněn přenos v hrudním úseku páteře Th8/Th6 při buzení z obratle C7.

V grafu na obr. 4.8 vidíme, že se u obou rezonančních vrcholů s nižším přenosem a vyšším tlumením přesouvá rezonanční frekvence k nižším frekvencím. U prvního rezonančního vrcholu se rezonanční frekvence posouvá při větším útlumu z 30 Hz na 25 Hz a u druhého vrcholu ze 49 Hz na 44 Hz.



Obr. 4.9 2 měření u těhotné ženy – v nižším stádiu těhotenství – 30.1. a ve vyšším stádiu těhotenství – 28.2. vždy před jízdou automobilem a po jízdě automobilem. Délka jízdy a trasa byla u obou měření identická a trvala 2,5 hodiny s 15 minutovou přestávkou uprostřed trasy, buzení bylo prováděno z obratle C7.

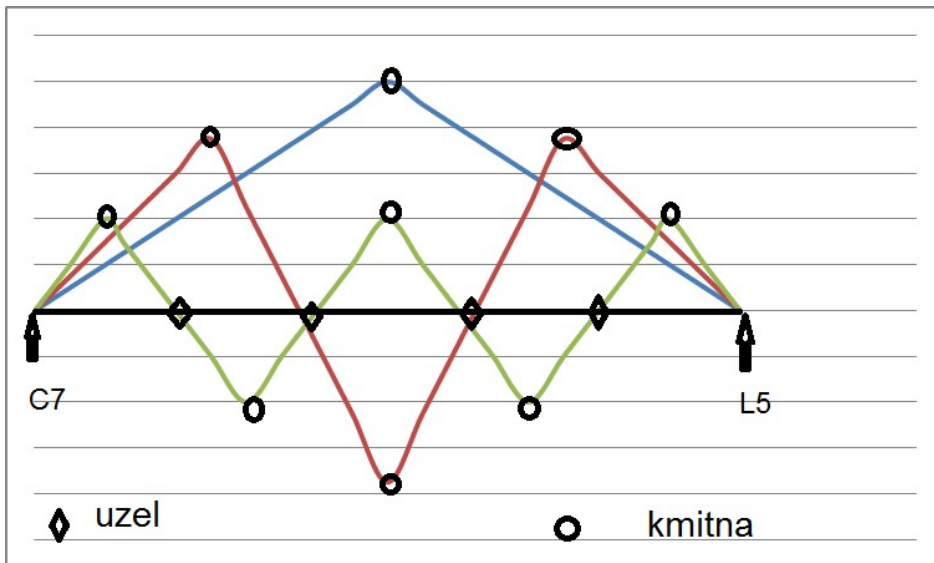
U grafu na obr.4.9 můžeme vidět stejnou tendenci, s nižším přenosem a vyšším útlumem se rezonanční frekvence posouvá k nižším frekvencím. Na obr. 4.9 jsou zobrazena 2 měření, jedno bylo provedeno dne 30.1. před a po jízdě automobilem u těhotné ženy a druhé bylo provedeno dne 28.2. u téže ženy před a po jízdě automobilem. V obou případech je vidět po jízdě větší přenos a nižší tlumení, u měření 30.1. se tato tendence projevuje více. Hlavně vidíme pokles rezonanční frekvence s vyšším útlumem a nižším přenosem v daném segmentu. Před jízdou je v obou případech nižší rezonanční frekvence, tj. nižší tuhost vazby. Rezananční frekvence se po jízdě zvyšuje tj. zvyšuje se i tuhost vazby po jízdě (graf obr. 4.9).

4.5 Hodnocení daného úseku z hlediska únavy svalového korzetu

Zdravá, mladá a ohebná páteř dobře kmitá, spoje na páteři jsou ohebné a relaxované, také kmitají. U trénovaného svalového korzetu a pravděpodobně i meziobratlového spojení se viskoelastické vlastnosti po zátěži téměř nemění a přenos a tlumení před a po zátěži se příliš neliší. U méně trénovaného jedince klesá vlivem zátěže svalová tuhost a ve svalů se zvyšují viskózní složky, takový svalový korzet nedisponuje koncentrací mechanického předpětí jako sval před zátěží nebo po relaxaci.

Vliv únavy je vidět hlavně pokud se sejde poměr kmitny k uzlu a je vidět zřetelné maximum (viz ilustrační obr. 4.10). Unavené svaly jsou méně pružné-viskóznější, což

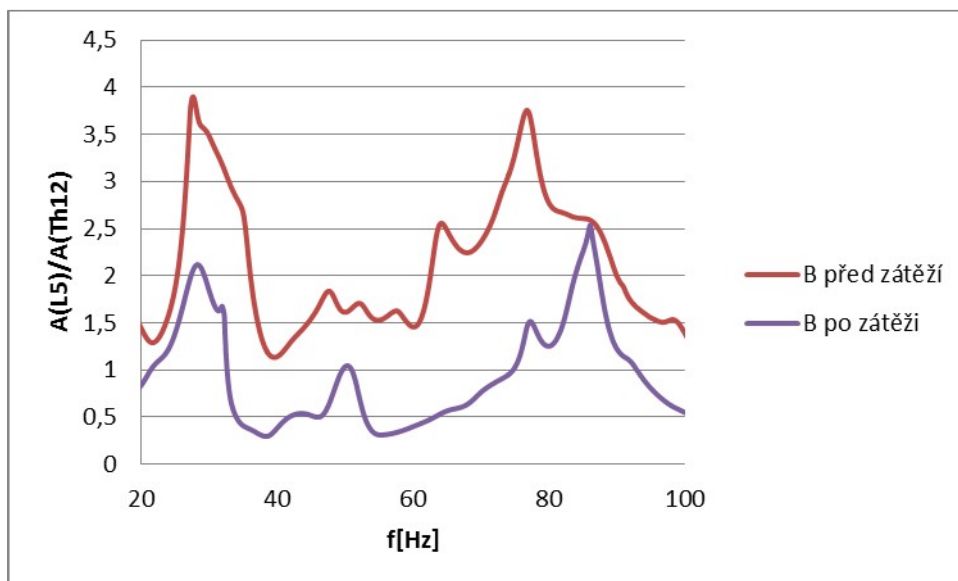
způsobuje zvýšené tlumení a nechá vyniknout 2. harmonickou frekvenci (když se sejde poměr kmitna/uzel) jako na obr 4.10.



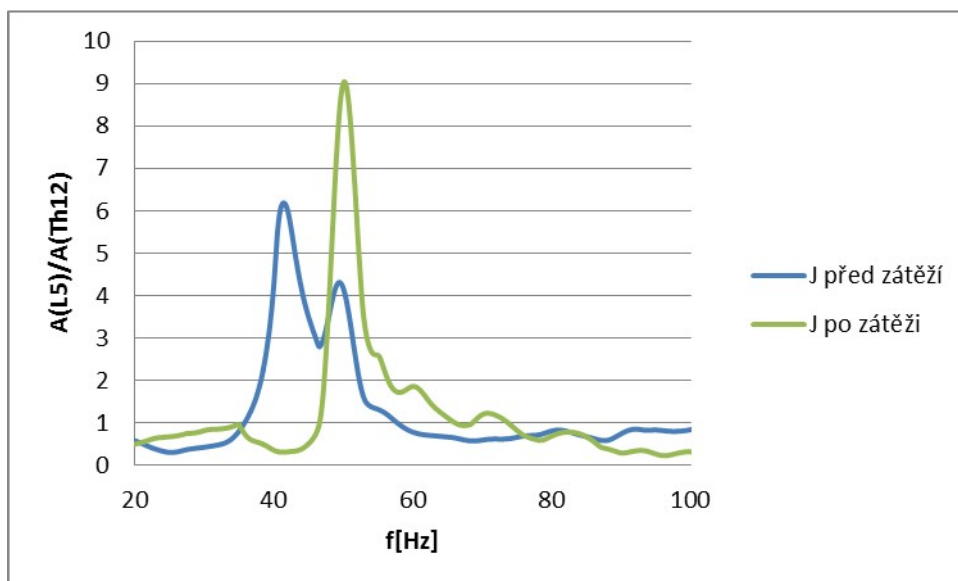
Obr. 4.10 Obrázek ilustrující vlnění, která se mohou při buzení metodou TVS na páteři vyskytnout a pokud se sejde poměr kmitna/uzel jako na obrázku, vzniká výrazné maximum.

Z následujících grafů vidíme, že viskoelastické vlastnosti se u subjektu J (obr. 4.12) před zátěží a po zátěži v tomto úseku příliš nemění. Je to známka dobré trénovanosti, únava svalového korzetu se příliš neprojevuje, viskoelastické vlastnosti se příliš nemění.

U subjektu B (obr. 4.11), která absolvovala také fyzickou zátěž, se únava svalového korzetu projevila ve větší míře. Unavený sval, jehož produkty svalové reakce jsou vyčerpané, lépe tlumí příčné kmity, které jsou přes něj přenášeny. V grafu na obr. 4.11 vidíme u subjektu B po zátěži větší útlum v celém průběhu grafu.



Obr. 4.11 *Subjekt B – gymnastka ve věku 12 let před a po 2 hodinové zátěži gymnastickým tréninkem. Buzení bylo prováděno z obratle C7, poměr amplitud je sledováno v úseku L5/Th12.*

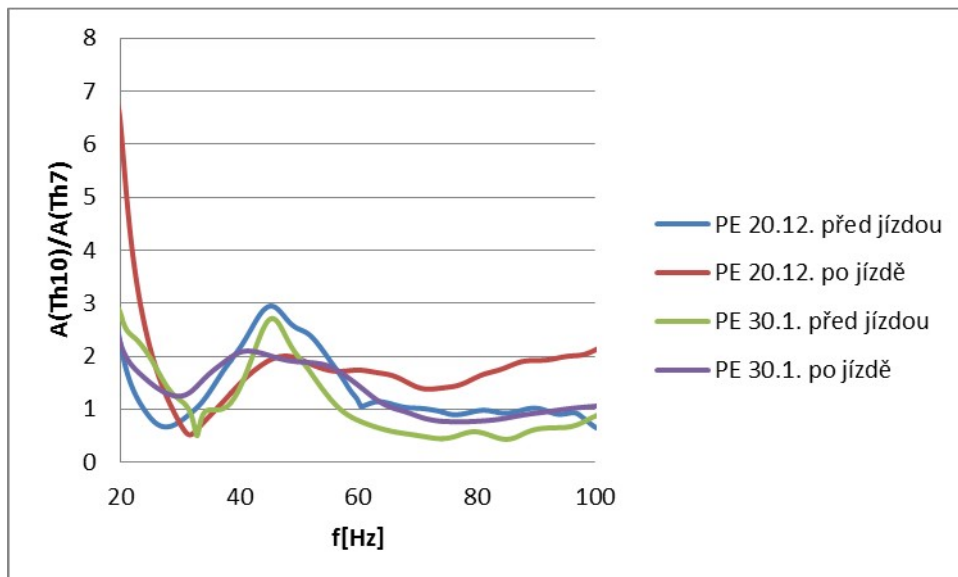


Obr. 4.12 *Subjekt J – věk 22 let před a po 2 hodinové fyzické zátěži. Buzení bylo prováděno z obratle C7, poměr amplitud v úseku L5/Th12.*

4.6 Vliv těhotenství na změnu přenosu vibrací

Nenašli jsme spojitost mezi vyšším resp. nižším stupněm těhotenství a vyšším či nižším přenosem či útlumem. U těhotného subjektu nacházíme u měření velmi často rozštěpení rezonančních vrcholů po zátěži, z čehož usuzujeme na porušení pravolevé symetrie těla, která by mohla souviset s hypermobilitou konkrétně

u tohoto subjektu. U třech měření jsme také našli střídání vyššího a nižšího tlumení při buzení různými frekvencemi, což odpovídá rozdílné reakci axiálního systému na určité budící frekvence.

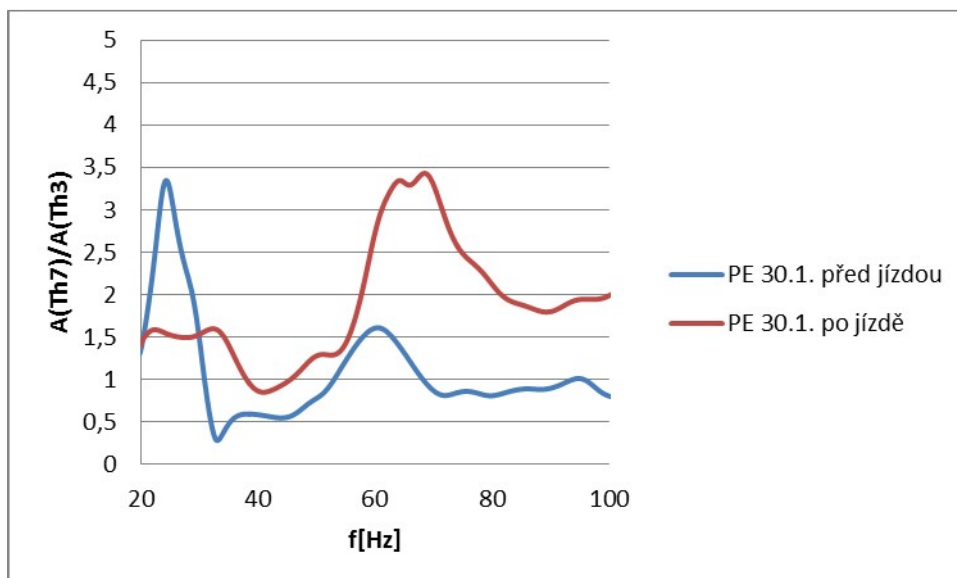


Obr. 4.13 Subjekt P – těhotná žena měřena metodou TVS před a po jízdě automobilem ve 21.týdnu (měření 20.12.) a 27. týdnu (měření 30.1.) těhotenství. Jízda automobilem probíhala při měření ve 21.týdnu těhotenství 45 minut bez přestávky, ve 27. týdnu těhotenství 2,5 hodiny s 15 minutovou přestávkou po 1,25 hod. Buzení bylo prováděno z C7.

V grafu na obr. 4.13 vidíme srovnání měření před a po jízdě u ženy ve 21. a 27.týdnu těhotenství v úseku Th10/Th7 při buzení z obratle C7. V grafu je jeden významný rezonanční vrchol pro všechna 4 měření na frekvenci mezi 39 Hz a 45 Hz. Při první jízdě (dne 20.12) se vrchol posouvá ze 44 Hz před jízdou na 45 Hz po jízdě. U druhé jízdy (dne 30.1.) se rezonanční frekvence posouvá ze 44 Hz před jízdou na 39 Hz po jízdě. Oba vrcholy z měření po jízdě jsou široké oproti ostřejším peakům před jízdou. Útlum byl po jízdě v obou případech vyšší, přenos nižší.

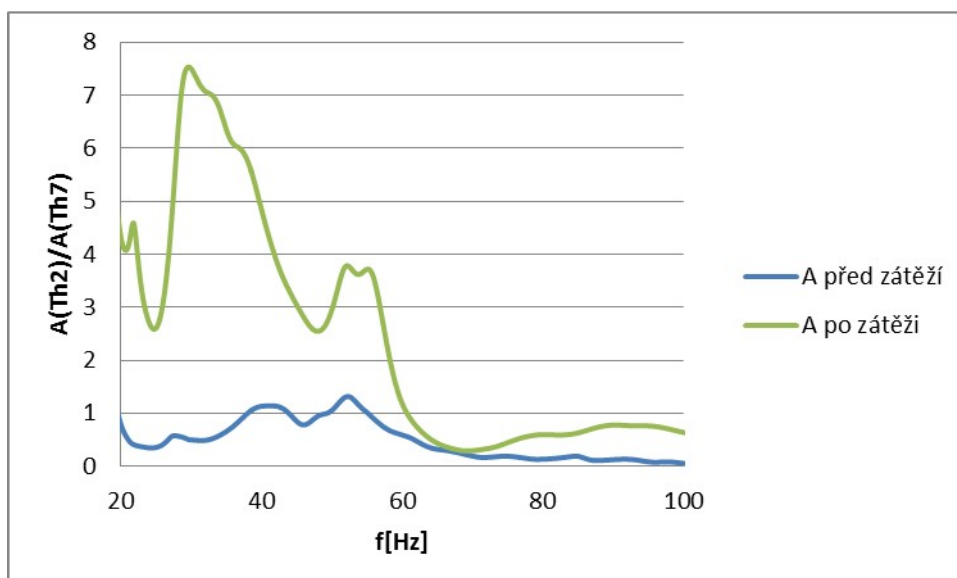
4.7 Rozštěpení rezonančních vrcholů

Velmi často vidíme, obzvlášť u některých subjektů, rozštěpení před zátěží ostrých vrcholů na dvojité vrcholy s nižší amplitudou po zátěži. Lze předpokládat, že důvodem pro toto rozštěpení vrcholů po zátěži je porušení pravolevé symetrie u daného subjektu vyvolané fyzickou či monotónní vibrační zátěží – tzn. každá strana se po zátěži chová trochu jinak a má rezonanční vrchol při mírně odlišné frekvenci (obr. 4.14).



Obr. 4.14 Měření bylo provedeno před a po jízdě automobilem u ženy ve 27. týdnu těhotenství. Je sledován poměr amplitud Th7/Th3 při buzení z obratle C7.

Po zátěži v automobilu jsou na obr. 4.14 patrné dvojpeaky v oblasti rezonančních frekvencí, což ukazuje na porušení pravolevé symetrie po jízdě, každá strana reagovala po zátěži jinak. První rezonanční vrchol po zátěži má maximum při frekvencích 21 a 30 Hz a druhý rezonanční vrchol po zátěži má maximum při frekvenci 62 a 67 Hz.

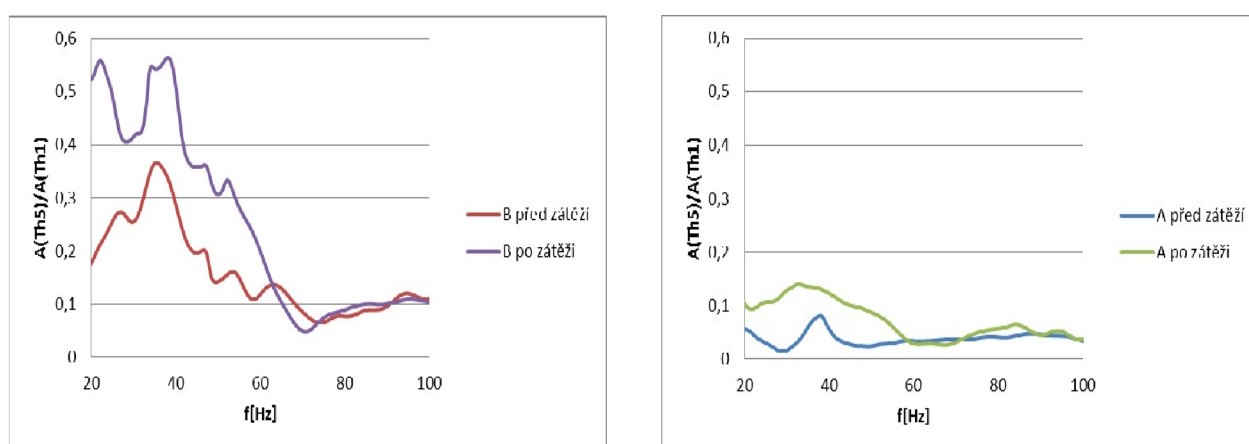


Obr. 4.15 Subjekt A – 12 letá gymnastka před a po 2 hodinovém gymnastickém tréninku. Buzení bylo prováděno z L5 a snímán přenos mezi Th2/Th7.

Stejně i v grafu na obr. 4.15 můžeme vidět rozštěpené rezonanční vrcholy u subjektu A po fyzické zátěži (zelená křivka). Rezonanční peaky nejsou po zátěži ostré, mají více vrcholů s mírně odlišnou rezonanční frekvencí.

4.8 Intraindividuální rozdíly v odpovědi Th a L úseku páteře

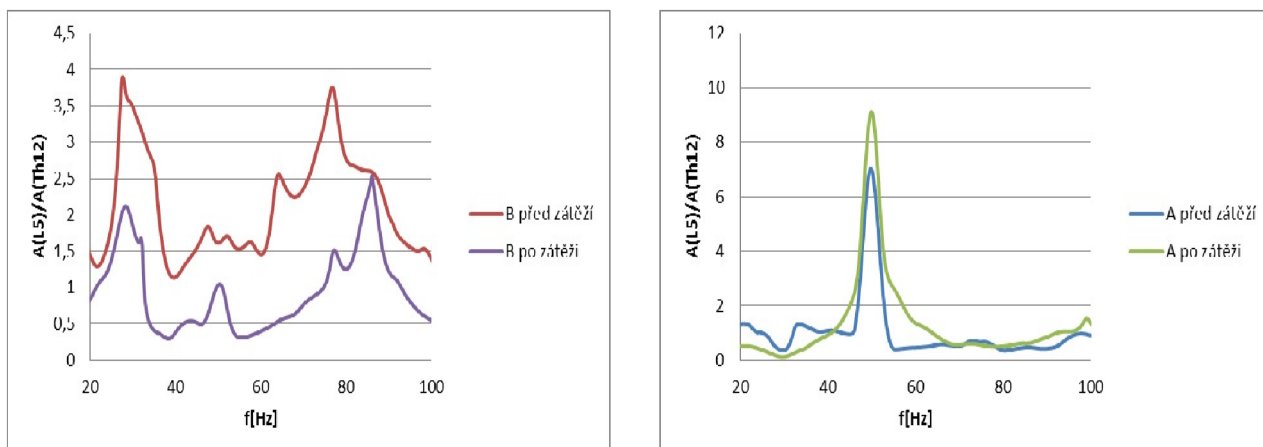
U subjektů můžeme vidět rozdílnou odpověď hrudního a bederního úseku páteře na vibrační buzení před a po zátěži (obr. 4.16 a 4.17 subjekt B), ať už fyzické nebo monotónní jízdě v automobilu nebo naopak stejnou odpověď v obou úsecích (obr. 4.16, 4.17 subjekt A). Také můžeme vidět rozdílnou odpověď bederní a hrudní páteře na vibrační buzení po relaxaci (obr.4.18 a 4.19).



Obr. 4.16 Přenos vibrací u dvou subjektů A a B před a po 2 hodinové fyzické zátěži, buzení bylo prováděno z obratle C7 a odpověď snímána mezi obratlem Th5/Th1.

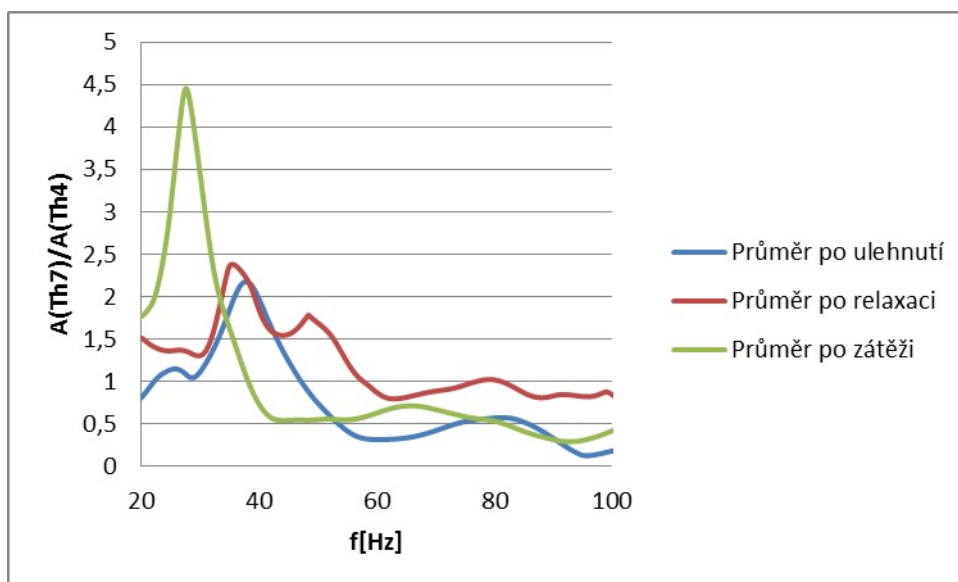
V grafu na obr. 4.16 vidíme tlumení a přenos vibrací v hrudním úseku, v grafu na obr. 4.17 v bederním úseku u dvou subjektů A a B před a po 2 hodinové fyzické zátěži. Oba subjekty byly trénované dívky ve věku 12 let, které podstoupily 2 hodinový vrcholový trénink v rytmické gymnastice. U subjektu A je u bederní i hrudní páteře tlumení po zátěži nižší a přenos vyšší, nicméně rezonanční peak je u hrudní páteře před zátěží na 38 Hz a po zátěži na 31 Hz, u bederní páteře je rezonanční peak před i po zátěži velmi výrazný, na 49 Hz.

U subjektu B vidíme opačnou reakci na zátěž v bederním a hrudním úseku, zatímco v hrudním úseku (obr.4.16) je tlumení po zátěži nižší a přenos vyšší, bederní úsek reaguje opačně – vyšším tlumením po zátěži a nižším přenosem vibrací (obr.4.17).

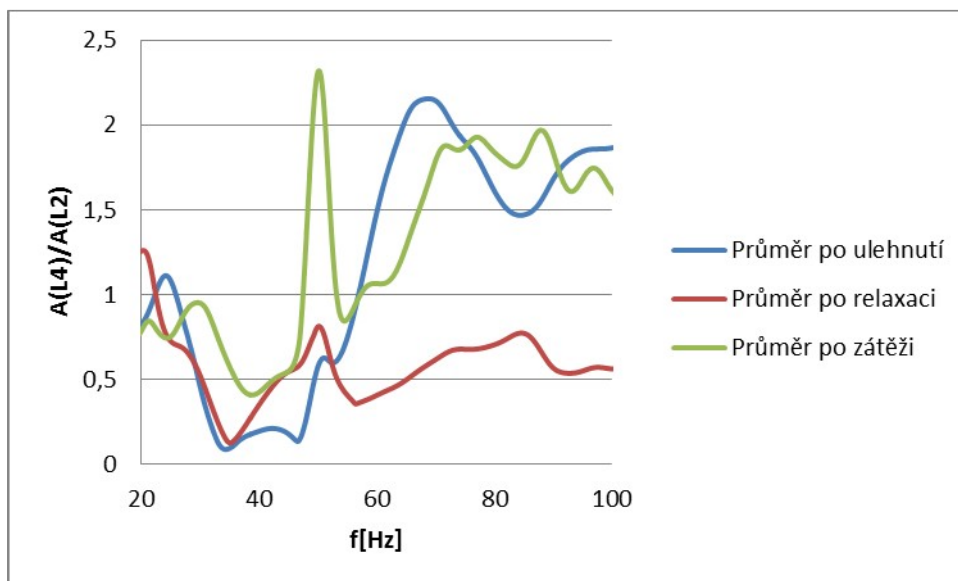


Obr. 4.17 Přenos u dvou subjektů A a B před a po 2 hodinové fyzické zátěži, buzení bylo prováděno z obratle C7 a odpověď snímána mezi obratlem L5/Th12.

V grafu na obr. 4.18 a 4.19 vidíme dva různé úseky páteře – hrudní (obr. 4.18) a bederní (obr. 4.19) u téhož subjektu A měřené po ulehnutí na lůžko (modrá křivka), po 45 minutové svalové relaxaci (červená křivka) a po zátěži – 45 minut chůze po schodech (zelená křivka). V obou úsecích je nejvyšší přenos a nejnižší tlumení po fyzické zátěži, ale rezonanční peak je u hrudního úseku na 27 Hz a u bederního úseku na 50 Hz, což je skoro dvojnásobná frekvence. Křivky měření ihned po ulehnutí a po 45 minutové relaxaci skoro kopírují svůj průběh v hrudní i bederní části, v bederní oblasti ale vidíme u měření ihned po ulehnutí jeden výrazný peak navíc při 66 Hz.



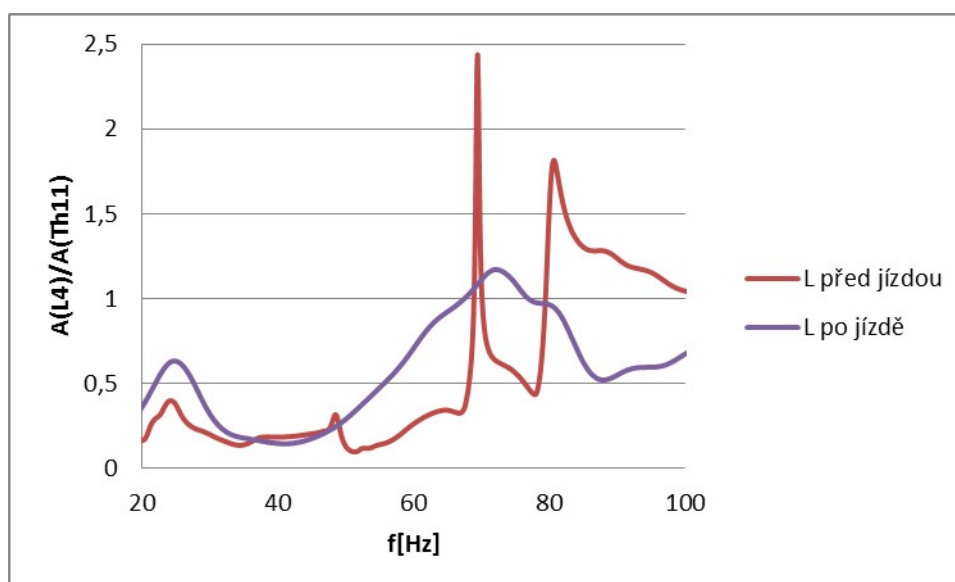
Obr. 4.18 Subjekt AL měřený ihned po ulehnutí na lůžko, po 45min relaxaci a po fyzické zátěži. Buzení bylo prováděno z obratle C7, přenos v hrudním úseku mezi obratli Th7 a Th4.



Obr. 4.19 Subjekt AL měřený ihned po ulehnutí na lůžko, po 45min relaxaci a po fyzické zátěži. Buzení bylo prováděno z obratle C7, přenos v bederním úseku páteře mezi obratli L4 a L2.

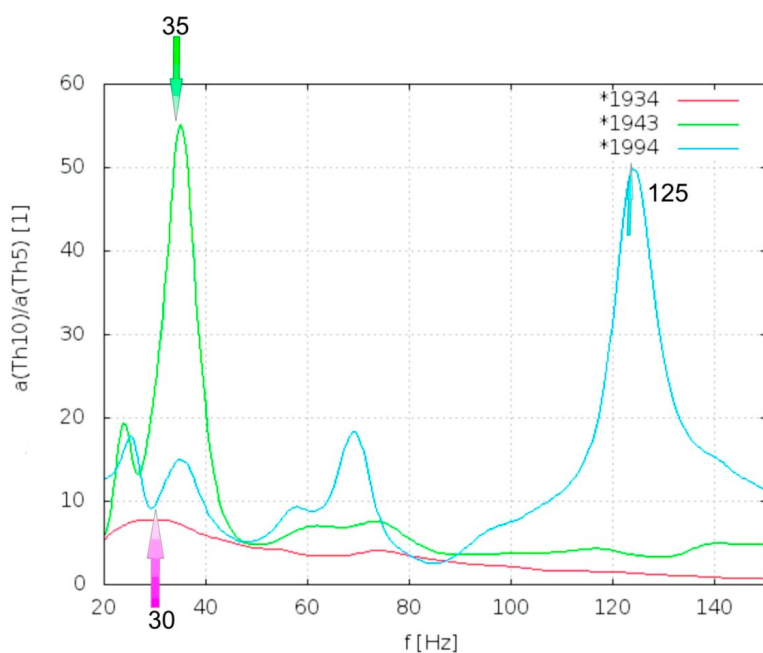
4.9 Rozdíly v odezvě na vibrační buzení u subjektů různého věku

S rozdílným věkem subjektů nacházíme rozdílný přenos vibračního buzení axiálním systémem. Zatímco u mladších subjektů reaguje axiální systém pružně - spojení na páteři jsou měkká a kmitají, vidíme velké rezonanční peaky (obr. 4.20). U starších subjektů páteř reaguje jako jeden celek, jedna tyč, spojení na páteři nejsou tolik pružná, nevidíme ostré rezonanční vrcholy. Rezananční vrcholy se u mladších subjektů posouvají k vyšším frekvencím (obr. 4.21).



Obr. 4.20 Subjekt L – 22 let, buzení probíhalo z obratle C7, přenos byl snímán mezi obratli L4 a Th11.

V grafu na obr. 4.20 máme odpověď na vibrační buzení mladého 22 letého subjektu. U subjektu L vidíme velká rezonanční maxima u obou měření, před a po jízdě automobilem. Spojení na páteři jsou ohebná, flexibilní a dobře kmitají. Zatímco na obr. 4.21 (Panská a spol. 2012) vidíme srovnání mladé páteře (rok narození 1994), která v tomto úseku kmitá, zatímco páteř subjektu narozeného r.1934 se chová jako jeden celek, její spojení na páteři nekmitají, nejsou patrna maxima, křivka je oploštělá. S rostoucí velikostí rezonanční frekvence stoupá schopnost páteře přenášet mechanické zatížení, hodnota elastické konstanty je obecně vyšší – $E[J/m^3]$ – hustota mechanické energie. Posun k vyšším rezonančním frekvencím je vidět v grafu na obrázku 4.21 u nejmladšího subjektu.



Obr. 4.21 Přenos v oblasti mezi obratli Th10 a Th5 u tří subjektů rozdílného věku (rok narození 1934, 1943 a 1994) (Panská a spol., 2012).

5 DISKUSE

V této práci jsme se zabývali především tím, zda je možné metodou TVS detekovat změny mechanických a reologických vlastností axiálního systému a jestli tato metoda umožňuje registrovat změny mechanických vlastností axiálního systému způsobené zatížením nebo naopak relaxací.

V axiálním systému, v našem případě především v úseku páteře mezi obratli C7 a S1 jsou zastoupeny různé druhy tkání – především kostní tkáň, meziobratlové destičky, vazivo a svalová tkáň.

Při zatěžování kostní tkáně dochází k využití práce vnější zátěže, která se mění zejména na energii deformační. V oblasti elastických deformací tak dochází k akumulaci energie, v oblasti plastických deformací může dojít ke spotřebě energie a nevratné změně. Cyklickým namáháním mohou vznikat mikrodeformace. (<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium>)

Při mechanickém zatížení meziobratlového disku se deformuje jeho jádro a tekutina je vytlačována všemi směry. S věkem se zhoršují viskózní vlastnosti jádra, tj. snižuje se množství tekutiny v něm obsažené, snižuje se výška meziobratlového disku. (<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium>)

Vazivo má značné viskoelastické vlastnosti a má především schopnost odolávat zatížení v tahu.

U svalové tkáně jsou mechanické vlastnosti, jeho tuhost, závislá na stupni aktivity. Tuhost roste se stupněm aktivace svalu. U méně trénovaného svalového korzetu dochází dříve k únavě a tím k poklesu tuhosti svalu a zvýšení viskózní složky. Unavený svalový korzet nedisponuje zásobou – koncentrací – mechanické energie jako před zátěží, mechanické vlnění procházející svalem je lépe absorbováno než u svalu neunaveného. Únava způsobuje zvýšené tlumení příčných kmitů (svalovou ochablost) a nechá vyniknout 2. harmonickou frekvenci (když se sejde poměr kmitna / uzel) (Maršík, 2010).

Svalová tkáň je významný akumulátor energie vzhledem ke svým elastickým vlastnostem.

Páteř jako celek je schopna absorbovat určité množství deformační energie do svých jednotlivých složek např. při lokomoci či vibracích, pokud je množství deformační energie příliš vysoké může dojít k nevratným změnám tkání, kde dojde k výrazné spotřebě energie (Johnson, 1989).

Z našich experimentálních měření lze dovodit, že mladá, zdravá a ohebná páteř jako celek, kmitá jako elastická tyč. Čím vyšší je její elasticita, tím více mechanické energie je schopná při zátěži absorbovat, tím méně je znatelný vliv únavy v důsledku zatížení, spoje na páteři jsou ohebné a relaxované, dobře kmitají. Pokud je páteř méně ohebná ukazuje se, že méně kmitá – méně reaguje na vibrační buzení, její spoje jsou méně relaxované a ohebné (Panská, 2012).

Elasticita určuje rezonanční frekvence a je určena hlavně obratli a jejich spojeními, viskozita je určena především svaly a vazy. Nejvíce určuje rezonanční frekvence smykový modul chrupavek, svalová složka závisí na frekvenci minimálně. Za útlum příčného vlnění tedy odpovídá viskozita (svaly, vazy) a za přenos elastický modul (obratle a jejich spojení na páteři) (Maršík, 2010).

V našich měřeních se ukazuje, že u zdravých a ohebných páteří nacházíme rezonanční frekvenci páteře mezi 40 – 60 Hz i více (obr. 4.12). U většiny grafů vidíme výrazná rezonanční maxima při vyšších frekvencích (např. grafy na obr. 4.4, 4.5, 4.6, 4.8, 4.9, 4.12, 4.13). Měřené subjekty jsou mladší 30 let. Páteř reaguje na mechanické vlnění a kmitá na rozdíl od křivek subjektů narozených v r. 1934 a 1943 v grafu na obr. 4.21. Páteř subjektu narozeného roku 1943 má rezonanční frekvenci nižší než 30 Hz a páteř subjektu narozeného roku 1934 nemá žádné výrazné rezonanční peaky, jeho spojení na páteři nejsou pružná a nekmitají.

Metoda TVS je schopná odhalit únavu jedince po zátěži. U unavených jedinců jsou svalová vlákna tužší – příčné vlnění generované metodou TVS je lépe absorbováno, únava se proto projevuje jako zvýšený útlum po zátěži nebo po jízdě automobilem. Toto můžeme vidět např. na obr. 4.4 u subjektu P, v obr. 4.6 po fyzické zátěži, na obr. 4.7 taktéž po zátěži nebo v grafu na obr. 4.11.

U subjektů, u kterých není tolik znatelná únava, se viskoelastické vlastnosti po zátěži téměř nemění a svaly tolik netlumí, naopak se po zátěži projevuje vyšší přenos příčného vlnění. To můžeme vidět např. v grafech na obr. 4.3 a na obr. 4.4 a 4.5 – subjekt L po jízdě automobilem, na obr. 4.8 a 4.9 také po jízdě automobilem. Dále pak po fyzické zátěži v grafu na obr. 4.12 a u obou subjektů A a B na obr. 4.16 a na obr. 4.17 u subjektu A.

V našich experimentech jsme budili páteř ze dvou konců – z krčního obratle a naopak z lumbálního obratle. Poté jsme snímali odezvu na všech ostatních obratlových tělech v úseku mezi těmito buzenými obratli. Došli jsme k závěru, že nejlépe je odezva axiálního systému vidět na bederní oblasti pokud budíme z krčního obratle a naopak na horní hrudní páteři pokud budíme z bederní oblasti. Pravděpodobně se na opačném konci od buzeného obratle vygeneruje stojaté vlnění, které vzniká interferencí přímého a odraženého vlnění. Pokud se sejde poměr kmitna/uzel (obr. 4.10), můžeme na grafech vidět zřetelné maximum, které signalizuje vliv únavy.

Z výsledků vyplývá, že subjekty můžeme srovnávat spíše intarindividuálně – porovnání měření provedených u jednoho subjektu nebo měření před a po zátěži jednoho subjektu, než interindividuálně – srovnání jednotlivých subjektů mezi sebou. Z výsledků měření TVS vidíme, že se reakce na stejnou zátěž mezi jednotlivými subjekty liší. Ukazuje se také, že rozdílný přenos vibrací záleží na konstitučních vlastnostech a klidové tuhosti axiálního systému jednotlivých subjektů, která závisí na svalovém napětí, hypermobilitě, obsahu vody v meziobratlových destičkách apod. u daného subjektu (Fairley 1989).

U některých subjektů se liší také reakce v oblasti hrudní páteře a reakce v oblasti bederní páteře (obr. 4.16 a 4.17, subjekt B). Hrudní a bederní páteř je anatomicky odlišná, liší se velikost obratlů a stavba obratlů – na hrudní páteř jsou napojena žebra a hrudní koš, bederní obratle mají jen výběžky, processus costarii, které jsou zakrnělými žebry. Bederní a hrudní páteř má jiné zakřivení a jiný rozsah pohyblivosti v závislosti na anatomii a uspořádání kloubních plošek. Hrudní úsek páteře je celkově o hodně delší než úsek bederní (Petrovický, 1995). Vlivem umístění plic v hrudním koši a dýchání, které zajišťují, se hrudní část axiálního systému mění s každým nádechem a výdechem. Naproti tomu před bederní páteří se nachází břišní dutina vyplněná břišními orgány. Tato fakta mohou přispět k tomu, že u některých subjektů může hrudní a bederní páteř odpovídat jinou reakcí na zatížení a vibrační buzení. U subjektu B můžeme v grafu na obr. 4.16 vidět po 2 hodinové fyzické zátěži nižší tlumení a vyšší přenos vibrací v úseku Th5/Th1 a naopak v grafu na obr. 4.17 u stejného subjektu vyšší tlumení a nižší přenos po fyzické zátěži v bederním úseku L5/Th12.

Měření, která jsme prováděli, byla hodnocena až od budící frekvence 20 Hz, pro nižší budící frekvence jsme neměli vybavení. Poznání reakcí organismu na nižší budící frekvence je velmi důležité, protože v oblasti do 10 Hz se nacházejí rezonanční frekvence pro jednotlivé orgány a segmenty těla a vystavení člověka těmto budícím frekvencím ve větší míře je pro lidský organismus nebezpečné (Pope 1998, Dupuis 1989, Fairley 1989, Sandover 1987, Vogt 1978). Vibracím o nízké frekvenci jsou také vystaveni řidiči při jízdě v automobilu (Johnson 1989).

Přenos vibrací axiálním systémem jsme měřili v poloze v lehu na břicho na antidekubitní matraci, což nám umožnilo stejnou polohu u všech subjektů a ve značné míře zabránit přenosu jiných než námi buzených vibrací. Bylo by vhodné ale sledovat také přenos vibrací v sedu, protože v této poloze dochází k zatěžování páteře a přenosu vibrací v běžných podmínkách. Nevýhodou polohy v sedu je obtížnější technická proveditelnost experimentu a obtížněji nastavitelná standardní poloha při experimentu, ale také ne zcela totožná poloha u jednotlivých subjektů.

Bylo ukázáno, že metoda TVS je vhodným nástrojem pro identifikaci změn mechanických vlastností axiálního systému člověka. Předpokládáme, že touto metodou je možné zjistit ohebnost páteře, popř. místa s menší flexibilitou a omezenou hybností. Metoda by pak byla využitelná pro diagnostiku změn páteře ve fyzioterapii a jiných oborech. Dále by mohla být využita zejména v ergonomii či sportovním lékařství k posouzení pozitivního či negativního vlivu monotónního, vibračního nebo fyzického zatížení na axiální systém člověka a návrhu vhodné kompenzace či režimových opatření.

6 ZÁVĚR

Ad hypotéza č.1

Metodou TVS je možné detekovat změny mechanických vlastností páteře.

Potvrzena. Model vytvořený na základě hlavních charakteristik měřeného systému prokázal, že lze najít vztah mezi celkovým elastickým modulem lidské páteře – E a viskozitou γ a fázovým posunem – ψ vstupního signálu. Model prokázal, že přenos vlny nebo ztráta přenosu vlny při průchodu daným systémem je závislá na vlastnostech systému, kterým vlnění prochází. Změna mechanických vlastností systému se odrazí v rychlosti průchodu vlny daným systémem.

Ad hypotéza č.2

Fyzické, vibrační a statické zatížení subjektu ovlivňuje charakter přenosu vibrací podél páteře a tím i mechanické vlastnosti páteře, tyto změny jsou registrovatelné metodou TVS.

Potvrzena. Z výsledků všech měřených subjektů jsme zjistili, že po všech druzích zátěže (fyzické zátěži i monotónním statickém zatížení v automobilu) dochází ke změně mechanických vlastností axiálního systému i ke změně vibračního přenosu daným systémem, kterou je možné detekovat metodou TVS.

Ad hypotéza č.3

Metoda TVS je využitelná k registraci změn mechanických vlastností axiálního systému u těhotných žen.

Potvrzena. Z výsledků opakovaných měření u těhotné ženy usuzujeme, že je možné metodu TVS využít k registraci změn mechanických vlastností axiálního systému u těhotných žen. Metodou TVS jsme zaznamenali změny mechanických vlastností po monotónním statickém zatížení při jízdě v automobilu. Tyto změny byly podobné jako u ostatních netěhotných subjektů.

Zatím jsme nenašli spojitost mezi vyšším resp. nižším stupněm těhotenství a vyšším či nižším přenosem či útlumem vibračního buzení. To přisuzujeme tomu, že experiment byl proveden pouze s jednou těhotnou několikrát během těhotenství před a po jízdě automobilem.

Ad hypotéza č.4

Relaxace těla subjektu ovlivňuje charakter přenosu vibrací podél páteře.

Potvrzena. Vlivem relaxace dochází u subjektů vždy ke změně mechanických vlastností systému oproti prvnímu měření nebo oproti měření po fyzické nebo statické vibrační zátěži v automobilu. Tato změna je registrovatelná metodou TVS.

7 BIBLIOGRAFIE

ARNOLD, C., VAN BELL, C., ROGERS, V., COONEY, T.: The relationship between serum relaxin and knee joint laxity in female athletes. *Orthopedics*, 2002. 25(6): 669-73

BERG, G., HAMMAR, M., MÖLLER-NIELSEN, J., LINDÉN, U., THORBLAD, J.: Low back pain during pregnancy. *Obstetrics & Gynecology*, 1988. 71 (1): 71-75

CUNNINGHAM, F.G., GANT, N.F., LEVENO, K.J., GILSTRAP, L.C., HAUTH, J.C., WENSTROM, K.D.: *Williams obstetrics*, 21st edition, McGraw-Hill: New York, 2001. ISBN 0-07-112195-1 (mezinárodní), 0-8385-9647-9 (domácí)

DRAGOO, J.L., LEE, R.S., BENHAIM, P., FINERMAN, G.A., HAME, S.L.: Relaxin receptors in the human female anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.*, 2003.31(4): 577-84

DUPUIS, H.: Biodynamic behavior of the trunk and the abdomen during whole-body vibration. *Acta Anaesthesiol.Scand.*, 1989. Suppl.90: 34-38

DYLEVSKÝ, I.: *Funkční anatomie pohybového systému*, Vydavatelství Karolinum: Praha, 1996. ISBN 80-7184-223-0.

FAIRLEY, T.E., GRIFFIN, M.J.: The apparent mass of the seated human body: vertical vibration. *J.Biomechanics*, 1989. 22(2): 81-94

FAST, A., SHAPIRO, D., DUCOMMUN, E.J., FRIEDMANN, L.W., BOUKLAS, T., FLOMAN, Y.: Low-back pain in pregnancy. *Spine*, 1987. 12 (4): 368-371

GILLEARD, W.L., CROSBIE, J., SMITH, R.: Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002. 83(12), 1739-1744

GILBERTOVÁ, S., MATOUŠEK, O.: *Ergonomie, optimalizace lidské činnosti*, Grada: Praha, 2002. ISBN 80- 247- 0226- 6.

HICK-LITTLE, C. A., THATCHER, J. R., HAUTH, J. M., GOLDFUSS, A. J., CORDOVA, M. L.: Menstrual cycle stage and oral contraceptive effects on anterior tibial displacement in collegiate female athletes. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 2007. 47(2): 255-260

HINZ, B., SEIDEL, H.: The nonlinearity of the human body's dynamic response during sinusoidal whole body vibration. *Industrial Health*, 1987. 25: 169-181

- CHENG, P.L., DUMAS, G.A., SMITH, J.T., LEGER, A.B., PLAMONDON, A., MC GRATH, M.J., TRANMER, J.E.: Analysis of self-reported problematic tasks for pregnant women. *Ergonomics*, 2006. 49(3): 282-292
- CHRIST, W., DUPUIS, H.: Über die beanspruchung der wirbelsäule unter dem einfluss sinusformiger und stochastischer schwingungen. *International Zeitschrift angewandte Physiologie einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 1966. 22: 258-278
- JOHNSON, D.A., NEVE, M.: Analysis of possible lower lumbar strains caused by the structural properties of automobile seats: a review of some recent technical literature. *J. of Manipulative Physiol. Ther.*, 2001. 24(9): 582-8
- JOHNSON, D.A., SAMIN, J.C., NEVE, M.: A new design of vehicle seat intended to alleviate lower back pain. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1989. 111: 261-2
- KITAZAKI, S., GRIFFIN, M.J.: A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *J. Biomechanics*, 1995. 28(7): 885-890
- KUŠOVÁ, S.: Dynamika vybraných parametrů axiálního systému gravidních a žen do jednoho roku po porodu, disertační práce, 2003
- LARUE, G.S.: Predicting effects of monotony on driver's vigilance, Queensland University of Technology, disertační práce, 2010
- LOEHR, M. a spol.: Effect of gender and oral contraceptive use on frontal plane knee joint stiffness, Pilot study, 2008
- MACHAČ, D.: Modeling of spinal chord under dynamical loading, [Modelování dynamicky zatěžované páteře], Czech Technical University in Prague, diplomová práce, 2011
- MARŠÍK, F., ZEMAN, J., JELEN, K.: Analysis of transmission of vibration trough the spine, measured by TVS method, [Analýza přenosů kmitů na páteři, měřených metodou TVS.], Faculty of Physical Education and Sport, Department of Anatomy and Biomechanics: Praha, 2010
- MARTINEAU, P.A., AL-JASSIR, F., LENCZNER, E., BURMAN, M.L.: Effect of the oral contraceptive pill on ligamentous laxity. *Clin J Sport Med.*, 2004. 14(5): 281-6
- MATSUMOTO, Y., GRIFFIN M. J.: Non-linear characteristics in the dynamic responses of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002. 124: 527-532
- MORNACH, M.L., RAMIN, K.D., RAMSSEY, P. S. a spol.: Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstetrics and Gynecology*, 2003. 101(2):331-5
- NICHOLLS, J.A., GRIEVE D.W.: Performance of physical tasks in pregnancy. *Ergonomics*, 1992. 35(3): 301-11

- OTÁHAL, S., OTÁHAL, J., ŠTĚPÁNÍK, Z., KACZMARSKA, A.: CNS logistic and its deficiency as a stimulus of the discomfort feeling, Praha, 2005
- ÖSTGAARD, H.C., ANDERSSON, B.G.J.: Previous back pain and risk of developing back in a future pregnancy. *Spine*, 1991. 16(4): 432-6
- ÖSTGAARD, H.C., ANDERSSON, B.G.J., SCHULZ, A.B., MILLER, J.A.A.: Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. *Spine*, 1993. 18(1): 61-65
- ÖSTGAARD, H.C., ANDERSSON, B.G.J, KARLSSON, K.: Prevalence of back pain in pregnancy. *Spine*, 1991. 16 (5): 549-552
- PADDAN, G.S., GRIFFIN, M.J.: The transmission of translational seat vibration to the head-I. vertical seat vibration. *J. Biomechanics*, 1988. 21 (3): 191-197
- PADDAN, G.S., GRIFFIN, M.J.: The transmission of translational seat vibration to the head-II. horizontal seat vibration. *J. Biomechanics*, 1988. 21 (3): 199-206
- PANSKÁ, Š., KLOUČKOVÁ, K., ZEMAN, J., MAREŠOVSKÝ, L., JELEN, K.: Mechanické zatěžování a stárnutí axiálního systému člověka: Identifikace změn pojivových tkání metodou TVS, Sborník příspěvků Stárnutí 2012, s.16
- PARK, S.K., STEFANYSHYN, D.J., LOITZ-RAMAGE, B., HART, D.A., RONSKY, J.L.: Changing hormone levels during the menstrual cycle affect knee laxity and stiffness in healthy female subjects. *Am J Sports Med.*, 2009. 37(3): 588-98
- PETROVICKÝ a spol.: Systematická, topografická a klinická anatomie III., Vydavatelství Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-108-0, ISBN 80-7184-111-0.
- POKORNY, M.J., SMITH, T.D., CALUS, S.A., DENNISON, E.A.: Self reported oral contraceptive use and peripheral joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 2000. 30(11): 683-92
- POPE, M.H., MAGNUSSON, M., WILDER, D.G.: Low back pain and whole body vibration. *Clin Orthop Relat Res.*, 1998. 354: 241-8
- QUASSEM, W., OTHMAN, M.O.: Vibration effects on setting pregnant women – subjects of various masses. *J. Biomechanics*, 1996. 29(4): 493-501
- RAMPASOVÁ, M.: Zátěžová monotonie, pohybová deprivace a její důsledky u těhotných a netěhotných řidiček. 2007
- RAVNIK, D., OTÁHAL, S.: Discomfort appearance and assesment during car driving, Neurodynamics and Neuroinformatics Studies (Second book on Micro Sleeps), Neural Network World - edice monografií, ICS AS CR : Prague 2005, 194-213, ISBN:80-903298-3-7, EAN 978-80-903298-3-6.

- RAVNIK, D., OTÁHAL, S., DODIČ-FIKFAK, M.: Using different methods to assess the discomfort during car driving. *Collegium Antropologicum*, 2008. 32(1): 267 – 276
- SANDOVER, J., DUPUIS, H.: A reanalysis of spinal motion during vibration. *Ergonomics*, 1987. 30(6): 975-985
- SANDOVER, J.: Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine*, 1983. 8: 652-8
- SANDOVER, J.: Vibration, posture and low-back disorders of professional drivers. Dept. Human Sc., Loughborough Univ. Tech. Rpt. DHS 402, 1981
- SCHAUBERGER, Ch.W., ROONEY, B.L., GOLDSMITH, L., SHENTON, D., SILVA, P. D., SCHAPER, A.: Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1996. 174(2): 667-671
- SMIDT, E.A. a spol.: Assessing drivers vigilance state during monotonous driving. *Proceedings of the Fourth International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design*.
- SMIDT, E.A. a spol.: Drivers' misjudgement of vigilance state during prolonged monotonous daytime driving. *Accident analysis and prevention*, 2009. 41(5): 1087-1093
- ŠPINAR, J.: *Propedeutika a vyšetřovací metody vnitřních nemocí*, Grada: Praha, 2008. ISBN 978-80-247-1749-4.
- THIFFAULT, P., BERGEON, J.: Monotony of road environment and driver fatigue: a simulator study. *Accident analysis and prevention*, 2003. 35(3): 381-91
- VOGT, L., MERTENS, H., KRAUSE, H.E.: Model of the supine human body and its reactions to external forces. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 1978. 49(1):270-278
- YUNG-HUI, L., LI-LING, H., YANG-HWEI, T.: A comparison of sitting posture adaptations of pregnant and non-pregnant females. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 1999. 23, Issues 5-6(20): 391-396
- ZEMAN, J.: *Metody neinvazivního měření vibrační přenosové funkce lidské páteře in vivo v poloze na břiše*, dizertační práce, 2008
- ZEMANOVÁ, P.: *Identifikace reologických vlastností meziobratlové ploténky in vitro metodou volných oscilací*, dizertační práce, 2007

Odkazy:

www.unium.cz/materialy/mu/fsps/vy-etrovaci-metody-m3776-p2.html

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium>