

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



Přenos vibrací páteřním systémem

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:

doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracoval:

Adam Benyovszky

Praha, srpen 2012

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

V Praze, dne

.....

podpis

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc., za zajímavé téma a ochotu se kdykoli sejít ke konzultaci, která pro mne byla vždy velmi přínosná.

Přenos vibrací páteřním systémem

Abstrakt

V bakalářské práci se zabýváme přenosem vibrací skrz páteřní systém. Problematika přenosu vibrací je zde řešena metodou critical review. Analyzujeme některé léčebné a diagnostické metody, které jsou na tomto principu založeny. Velká pozornost je věnována metodě TVS (Transfer Vibration through Spine), jež je v současné době řešena Ústavem termomechaniky AV ČR ve spolupráci s FTVS UK. V textu se dále věnujeme matematickému popisu a biomechanickým vlastnostem páteřního systému souvisejícími se zmíněnými metodami. Práce také slouží jako teoretický podklad pro budoucí experimentální část výzkumu.

Klíčová slova: mechanické vlnění, meziobratlová ploténka, páteř, Transfer Vibration through Spine, pojivová tkáň.

Transfer Vibration through Spine

Abstract

In the bachelor project we deal with the topic of Transfer Vibration through Spine. The problem of TVS is trying to be solved by the critical review method. We analyse some diagnostic methods and methods of treatment based on this principle. Close attention is paid to the method of Transfer Vibration through Spine that is being currently solved by The Research Institute of Thermomechanics in The Czech Academy of Sciences in cooperation with Faculty of Physical Education and Sport. In the text are also searched mathematical description and biomechanical qualities of spine system that are related to these mentioned methods. The project is also used as a theoretical base for future experimental part of the research.

Keywords: mechanical wave, intervertebral disc, spine, Transfer Vibration through Spine, connective tissue.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	8
1 ÚVOD	10
2 CÍLE, ÚKOLY A METODIKA PRÁCE	12
3 OBECNÁ ČÁST	14
3.1 VIBRACE	14
3.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÝCH MATERIÁLŮ.....	18
3.3 ANATOMIE AXIÁLNÍHO SYSTÉMU	20
4 PŘENOS MECHANICKÉHO VLNĚNÍ PÁTEŘNÍM SYSTÉMEM.....	24
4.1 VIBRACE - NEŽÁDOUCÍ VLIV VNĚJŠÍHO PROSTŘEDÍ	24
4.2 VIBRACE JAKO LÉČEBNÁ METODA	27
4.3 VIBRACE JAKO DIAGNOSTICKÁ METODA.....	30
4.3.1 TVS - Transfer Vibration through Spine.....	30
5 SHRUTÍ.....	35
6 ZÁVĚR.....	38
POUŽITÁ LITERATURA	40

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

značka	význam	jednotka
A, B	Amplituda	[m]
b	Dekrement útlumu	[s ⁻¹]
E	Yangův modul pružnosti	[Pa]
f	Frekvence	[Hz]
F, f(t)	Síla	[N]
K	Ohybová tuhost, tuhost	[J]
g	Tíhové zrychlení	[ms ⁻²]
G	Modul pružnosti ve smyku	[$\frac{J}{m^3}$]
H	Modul stlačitelnosti	[$\frac{J}{m^3}$]
t	Čas	[s]
m	Hmotnost	[kg]
M	Hmotnost a geometrické rozměry	[kgm ²]
T	Perioda	[s]
γ	Tlumení	[J.s]
Ω	Úhlová frekvence	[rad.s ⁻¹]
φ	Výchylka, ohyb	[rad]
σ	Napětí	[Pa]
ω_0	Vlastní frekvence soustavy	[rad.s ⁻¹]
f(t), F	Síla	[N]
W	Energie	[J]
e	Eulerovo číslo	
IVD	Meziobratlová ploténka, Intervetebral Disc	
KKT	Khan Khinetic Treatment	
TVS	Transfer Vibration through Spine	
C1-C7	Krční obratle	
Th1-Th12	Hrudní obratle	
L1-L5	Bederní obratle	
S1-S5	Obratle křížové kosti	

Co1-Co5

$y(t), f(t)$

$\dot{x}(t)$

$\ddot{x}(t)$

i

k

Obratle kostrče

Funkce času

První derivace funkce $x(t)$

Druhá derivace funkce $x(t)$

Imaginární jednotka $i = \sqrt{-1}$

Přirozené číslo

1 ÚVOD

Vertebrogenní poruchy představují častý zdravotní problém, se kterým se v dnešní době potýkáme. „*Asi 60% pacientů, přicházející v ČR k lékaři, udává bolest v zádech*“ (Dylevský 2009, s. 125.). Příčin, vedoucím k těmto problémům, existuje celá řada. Může se jednat o problémy způsobené v důsledku hypokinézy (nedostatek pohybu), nebo naopak v důsledku hyperkinézy (nadměrné množství pohybu či nadměrné zatěžování). Mezi konkrétní příčiny můžeme zařadit nezdravý životní styl a s ním spojený nedostatek pohybu, obezitu, sedavé zaměstnání atd. Naopak v mnoha případech jsou bolesti zad způsobeny zaměstnáním, jež svou povahou kladou na páteřní systém nepřiměřené nároky. To se týká například profesionálních řidičů a pracovníků s těžkými mechanickými stroji. V neposlední řadě můžeme bolesti zad způsobené hyperkinézou vysledovat u profesionálních sportovců. Z těchto důvodů vyplývá potřeba léčby a především včasná identifikace vertebrogenních poruch, a právě analýza přenosu vibrací skrz páteřní systém k tomu může pomoci.

V této práci se zaměřujeme na popis metod využívající mechanické vibrace buď k léčbě konkrétního onemocnění, nebo k diagnostice stavu jednotlivých tkáňových struktur, přičemž sledujeme především axiální systém. Problematika přenosu vibrací je zde řešena metodou critical review. V bakalářské práci popisujeme jednotlivé metody, jež jsou na tomto principu založeny. Ukazujeme, jaké metody se používají při řešení konkrétních problémů, a nabízíme některé výsledky experimentů. Práce také slouží jako výchozí bod pro následný experimentální výzkum.

Hlavní motivací pro řešení zmíněné problematiky jsou výhody, které tyto metody skýtají. Jako největší výhoda zde analyzovaných metod se jeví fakt, že se v naprosté většině jedná o metody neinvazivní a nefarmakologické. To má za následek (při správně zvolených parametrech vibrací) žádné nebo minimální vedlejší účinky a také relativní pohodlí pro zkoumanou osobu. Na druhou stranu se jedná o oblast výzkumu zatím nedostatečně analyzovanou jak teoreticky, tak prakticky. U mnoha metod nejsou známy matematické modely, které by plně popisovaly vztahy mezi vibracemi a odezvou lidského organismu na jejich vystavení. Také u mnoha metod není dosud známa ideální frekvence, amplituda či síla působení (zrychlení) tak, aby docházelo k pozitivním účinkům na lidském organismu. A právě nedostatečný výzkum je dalším z důvodů zadání naší bakalářské práce.

Z velké části se v textu věnujeme metodě TVS (Transfer Vibration through Spine), vyvinuté Mgr. Josefem Zemanem, Ph.D. ve spolupráci s Ústavem termomechaniky AV ČR.

TVS je diagnostická metoda, sloužící k určení materiálových vlastností meziobratlové ploténky a přilehlých struktur. Naměřené hodnoty se následně snaží biomechanicky interpretovat s využitím do oblasti biomedicíny. Pokud by se v následné experimentální části výzkumu podařilo správně interpretovat výsledky získané metodou TVS, jednalo by se o ojedinělou diagnostickou metodu s velkým potenciálem.

2 CÍLE, ÚKOLY A METODIKA PRÁCE

V bakalářské práci se zabýváme problematikou přenosu vibrací skrz páteřní systém. Analyzujeme především takové metody, jež využívají vibrace jako diagnostickou či léčebnou metodu.

Hlavním cílem této bakalářské práce je tyto metody popsat a ukázat jakými způsoby je možné přenos vibrací využívat a jak interpretovat naměřené výsledky. Dále pak některé metody porovnat, ukázat, v čem se shodují a nabídnout některé jejich výsledky. Práce také slouží jako teoretický podklad pro budoucí experimentální výzkum metody TVS. Proto se do velké míry zabýváme fyzikální podstatou a možnostmi teoretického popisu zmiňovaných metod tak, aby následující experimentální výzkum mohl být úspěšně uskutečněn.

Úkoly práce vyplývají z jejich cílů a lze je shrnout do následujících bodů:

1. Prostudovat literaturu na dané téma,
2. anatomicky popsat axiální systém,
3. popsat biomechanické vlastnosti páteře,
4. popsat fyzikální podstatu zkoumaných metod,
5. popsat matematické vztahy k dané problematice,
6. popsat jednotlivé metody,
7. podrobně popsat TVS,
8. shrnout získané poznatky.

Práce je rozdělena na dva hlavní bloky: obecnou část a část věnovanou hlavnímu tématu práce, tedy přenosu vibrací skrz axiální systém.

Do velké míry je volba obsahu obecné části práce ovlivněna potřebami pro metodu TVS. Nejdříve nastíníme a vysvětlíme základní fyzikální a matematické pojmy, které se vážou k dané problematice a jsou důležité pro pochopení fyzikálního principu sledovaných metod. Naznačíme zde některé možné způsoby interpretace výsledků, jež lze vibračními metodami získat. Dále popíšeme anatomii axiálního systému, přičemž se soustředíme jen na komponenty, které jsou podstatné z hlediska námi sledovaných metod. V této části se věnujeme taktéž základním mechanickým vlastnostem axiálního systému. Druhá část textu –

přenos mechanického vlnění páteřním systémem - se zabývá samotnými metodami a podává informace o tom, co je v české a zahraniční literatuře na toto téma napsáno.

Vzhledem k tomu, že se jedná o teoretickou práci rešeršního charakteru, je hlavním metodologickým postupem získávání informací z literatury a jejich následná analýza ve formě shrnutí a porovnání metod a výsledků.

3 OBECNÁ ČÁST

V této části stručně popíšeme a vysvětlíme základní fyzikální a anatomické pojmy, které se vztahují k dané problematice.

3.1 VIBRACE

Mechanickými vibracemi rozumíme každý mechanický periodický pohyb. Veškerý takovýto pohyb je charakterizován svou periodou, frekvencí, amplitudou, výchylkou z rovnovážné polohy, rychlostí a zrychlením (Helebrant, 2004).

Perioda T vyjadřuje dobu, během které projde hmotný bod nebo těleso všemi svými fázemi. **Frekvence f** je převrácenou hodnotu periody, $f = \frac{1}{T}$, jednotkou frekvence Hertz [Hz].

Rovnovážnou polohou rozumíme polohu, ve které jsou síly působící na těleso v rovnováze.

Výchylku z rovnovážné polohy označujeme y . S výchylkou budeme nejčastěji pracovat jako s funkcí času $y(t)$. Protože se jedná o periodický pohyb, bude hodnota výchylky stejná ve všech dobách $t+kT$, kde $k = 0, 1, 2, 3, \dots$ tedy $y(t) = y(t+kT)$. Lze ukázat, že v těchto dobách bude stejná rychlost i zrychlení. Tedy platí:

$$\dot{y}(t) = \dot{y}(t+kT) \text{ a } \ddot{y}(t) = \ddot{y}(t+kT), \quad (1)$$

kde $\dot{y}(t)$ a $\ddot{y}(t)$ vyjadřují první a druhé derivace funkce $y(t)$, které mají fyzikální interpretaci po řadě **rychlosti a zrychlení**. **Amplituda A** kmitavého pohybu je definována jako maximální výchylka.

V této práci řešíme nejčastěji **harmonické kmitání**. Naprostá většina mechanických oscilátorů, které jsou používány jako budiče kmitání, se pohybují harmonicky. Je to patrně z důvodu jejich relativně snadného matematického popisu. Také z hlediska technického uskutečnění experimentu jsou harmonické signály dobře buditelné. Rovnice harmonického kmitání má tvar:

$$y(t) = A \sin(\Omega t) \quad (2)$$

kde Ω značí úhlovou frekvenci kmitů. Úhlová frekvence je pak definována vztahem:

$$\Omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f \quad (3)$$

(Helebrant, 2004). Z vlastností funkce sinus je hned zřejmé, že amplitudy bude dosahováno v čase $t = \frac{\pi}{2\Omega}$. Derivování vztahu (2) dostaneme rovnici rychlosti harmonického kmitání:

$$\dot{y}(t) = A\Omega \cos(\Omega t) \quad (4)$$

Analogicky zavedeme zrychlení jako druhou derivaci funkce $y(t)$ a dostaneme:

$$\ddot{y}(t) = -A\Omega^2 \sin(\Omega t) \quad (5)$$

dosazením levé strany rovnosti vztahu (2) do vztahu (4) dostáváme ekvivalentní tvar pro zrychlení:

$$\ddot{y}(t) = -\Omega^2 y(t) \quad (6)$$

Vyšetřením průběhu funkce (4) zjistíme, že maximální rychlosti dosahuje harmonický oscilátor, když prochází rovnovážnou polohou, a minimální při průchodu amplitudou.

Při výpočtech je často výhodné počítat s výchylkou v komplexním tvaru. Ta má následující tvar (Navrátil, Pluhař, 1986):

$$y(t) = Ae^{i\Omega t}, \quad (7)$$

analogicky derivováním dostaneme rovnice rychlosti a zrychlení:

$$\dot{y}(t) = i\Omega Ae^{i\Omega t} \quad (8)$$

$$\ddot{y}(t) = -\Omega^2 Ae^{i\Omega t} \quad (9)$$

Dosazením vztahu (5) do 2. Newtonova pohybového zákona můžeme vyjádřit sílu, jež způsobuje harmonické kmitání:

$$F = -m\Omega^2 y(t) \quad (10)$$

Často potřebujeme určit sílu harmonického kmitání v závislosti na parametrech našeho oscilátoru či sledované soustavy. Nejjednodušší způsob, který ale zanedbává tlumení soustavy, je vyjádření síly F jako lineární závislost výchylky y :

$$F = -Ky(t) \quad (11)$$

kde K značí tuhost soustavy. Položením předchozích vztahů (10) a (11) do rovnosti dostáváme:

$$-m\Omega^2 y(t) = -Ky(t) \quad (12)$$

dále vyjádřením Ω ze vztahu (12) dostaneme vztah pro vlastní frekvenci mechanického oscilátoru či měřené soustavy:

$$\Omega = \sqrt{\frac{K}{m}} \quad (13)$$

Pokud je měřená soustava rozkmitána vnější silou o stejné frekvenci, jako je její vlastní frekvence, dochází k rezonanci. Při rezonanci je amplituda nuceného kmitání největší. Průběh rezonanční křivky ukazuje obrázek 11. Vlastní frekvence orgánů se pohybují v rozsahu od 0,5 – 80 Hz. Vlastní frekvence páteře jako celku je přibližně 5 Hz (Ravnik, 2002). Vlastní frekvence hrudních obratlů leží v oblasti okolo 18 Hz (Zeman, 2008). Rezonanční frekvence sedícího člověka se pohybuje v rozmezí od 4 do 6 Hz, u stojícího člověka pak 5 – 12 Hz (Navrátil, Pluhař, 1986).

Odlíšné hodnoty naznačují, že rezonance jednotlivých komponent lidského těla je silně ovlivněna materiálovými vlastnostmi a mnoha dalšími faktory, které budou diskutovány později.

Ze vztahu (13) a je pak možné vyjádřit vlastní periodu a frekvenci v závislosti na hmotnosti a tuhosti:

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{m}{K}} \quad a \quad f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{m}}, \quad (14)$$

Téměř všechny metody, které v této práci popíšeme, nejprve rozvibrují zkoumaný segment vnější harmonickou silou. To lze fyzikálně interpretovat jako vynucené kmitání soustavy, kde soustavou rozumíme zkoumanou tkáň. Obecnou pohybovou rovnicí systému s viskózním tlumením má následující tvar:

$$m\ddot{x}(t) + b\dot{x}(t) + Kx(t) = f(t) \quad (15)$$

kde x značí výchylku segmentu, m značí hmotnost segmentu, b viskózní tlumení, K tuhost segmentu a $f(t)$ budící harmonickou sílu (Navrátil, Pluhař, 1986).

Řešení rovnice (15) je závislé na tvaru budící síly $f(t)$ a konkrétním vyjádření koeficientů rovnice. Řešení uvedeme u metody TVS. Koeficienty rovnice (15) uvádíme bez fyzikálního rozměru. Ty se liší v závislosti na tom, jak je konkrétní úloha řešena, tj. co se při výpočtu zanedbává a podobně. Fyzikální význam řešení této diferenciální rovnice je odezva segmentu na vnější budící sílu. Při stanovení vlastností hledané soustavy využíváme faktu, že pokud je budící síla harmonická, tak i odezva soustavy má harmonický průběh. Pokud při experimentu naměříme například zrychlení, není již obtížné spočítat rychlost a výchylku, a následně z rovnice určit hledané vlastnosti soustavy.

Vlivem expozice vibracím vzniká v lidském těle **vlnění**. „*Vlnění je podle ČSN 01 1400 definováno jako pohyb pružného tělesa nebo hmotného prostředí, jehož jednotlivé hmotné body kmitají obecně s nestejnou výchylkou a nestejnou fází, která postupuje prostředím*“ (Navrátil, Pluhař, 1986, s. 20).

Pro matematický popis přenosnosti vln skrze axiální systém používáme **přenosovou funkci**. Přenosová funkce je funkcí frekvence a je obecně definována jako poměr vstupního a výstupního signálu. Konkrétní fyzikální veličiny, reprezentující vstupní a výstupní signál, se v různých studiích liší a jsou závislé na zvolené metodě. Nejčastěji se za odezvový parametr bere výchylka, rychlost nebo zrychlení segmentu. Například ve studii Drahorádové (2008) je vstupním i výstupním signálem zrychlení. Naproti tomu ve studii Fritze (2000) je vstupním signálem budící síla a výstupním signálem je zrychlení. Často se také k analýze používá poměr amplitud vstupního a výstupního signálu.

3.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÝCH MATERIÁLŮ

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

Základní mechanické vlastnosti, které charakterizují jakoukoli látku, jsou **tuhost** a **elasticita (pružnost)**. Tuhostí rozumíme schopnost materiálu odolávat deformacím. Lze ji vyjádřit jako poměr změny síly působící na tkáň a odpovídající změny deformace (Navrátil, Pluhař, 1986). Podle směru působících sil na tkáň rozlišujeme deformaci v tahu, tlaku, ohybu, ve smyku a v kroucení. Při deformaci v tahu působí na těleso dvě síly opačného směru směrem od těžiště tělesa, naopak při deformaci v tlaku působí na tkáň síly opačného směru směrem ke středu tělesa. Při ohybu dochází k deformaci vlivem síly působící na střed tělesa podepřeného na obou koncích. Při deformaci ve smyku působí na těleso dvě síly opačného směru na horní a dolní podstavu tělesa, vrstvy se vůči sobě posunují, ale jejich vzdálenosti jsou stejné (Rosina, 2007).

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

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

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

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

$$\sigma = E\varepsilon \quad (16)$$

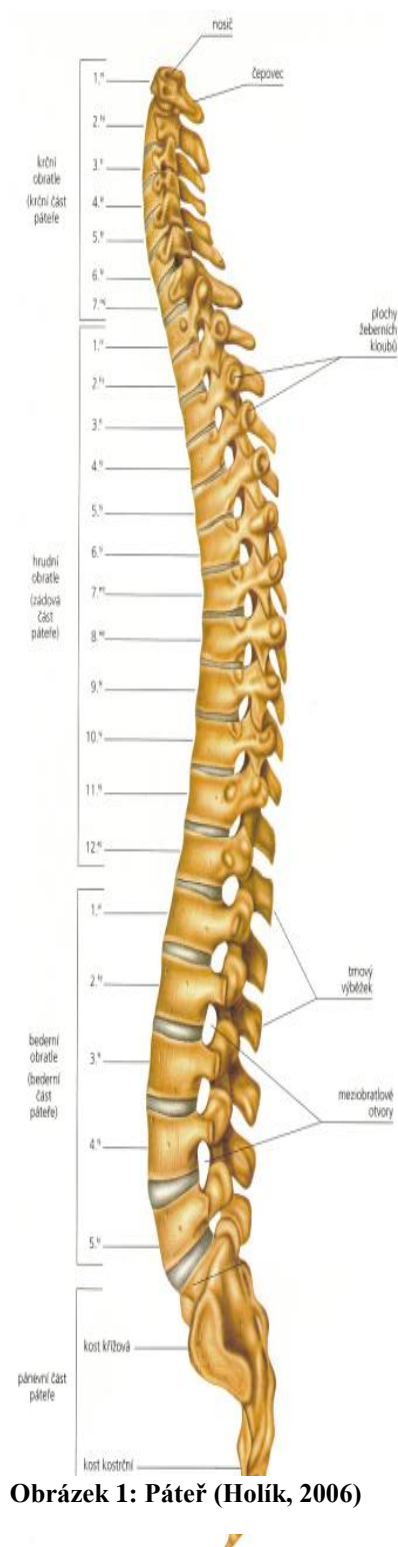
kde **E** je **Yangův modul pružnosti** [Pa] a **ε** vyjadřuje poměr mezi prodloužením daného materiálu při působení síly a délkou materiálu v klidu.

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

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

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

3.3 ANATOMIE AXIÁLNÍHO SYSTÉMU



Obrázek 1: Páteř (Holík, 2006)

Axiální systém je tvořen páteří, spoji na páteři, přilehlými svaly, kosterním základem hrudníku, jeho spoji a dýchacími svaly (Dylevský, 2009). V tomto oddíle popíšeme jen ty anatomické části, které jsou podstatné z hlediska sledovaných metod.

Axiální systém plní tyto tři základní funkce: umožňuje pohyb, udržuje tělo ve vzpřímené poloze, chrání míchu.

Páteř (*columna vertebralis*)

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

Obratel (*vertebra*)

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

Tělo obratle (*corpus vertebrae*)

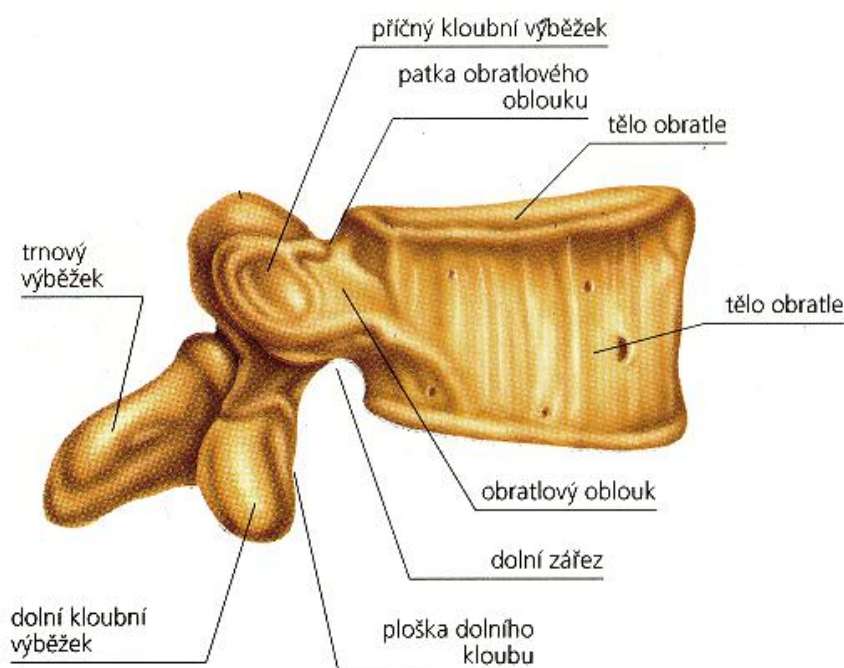
Jedná se o nosnou část obratle. Je tvořeno krátkou kostí s tenkou kompaktní částí na bočních plochách. Na styčných plochách je pak kompaktní část silnější, vnitřek těla obsahuje spongiózní část.

Obratlový oblouk (arcus vertebrae)

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

Obratlové výběžky

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



Obrázek 2: Obratel (Holík, 2006)

Meziobratlové destičky (disci intervertebrales)

©MMG 2002



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

Meziobratlové destičky působí v páteři jako hydrodynamické tlumiče (Dylevský, 2009). Absorbují sílu

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

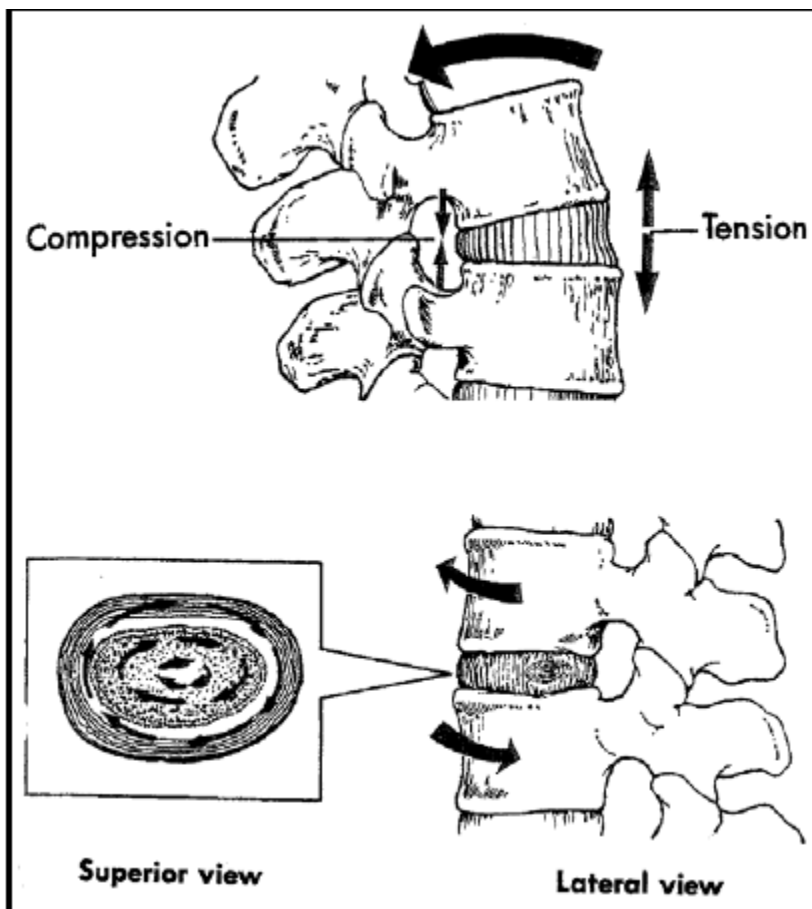
statickou i dynamickou. Mechanické vlastnosti meziobratlové destičky ovlivňují pohyblivost jednotlivých páteřních segmentů. Při dynamickém zatížení dochází k pohybu obratlů, přičemž je ploténka zatížena nerovnoměrně. To může mít za následek její poškození. Mohou vznikat štěrby a trhliny v krycím vazivovém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

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

Modul stlačitelnosti 10 – 1500 kPa

Modul pružnosti ve smyku 5 – 600 kPa

Koeficient smykové viskozity 100 – 1500 Pa.s



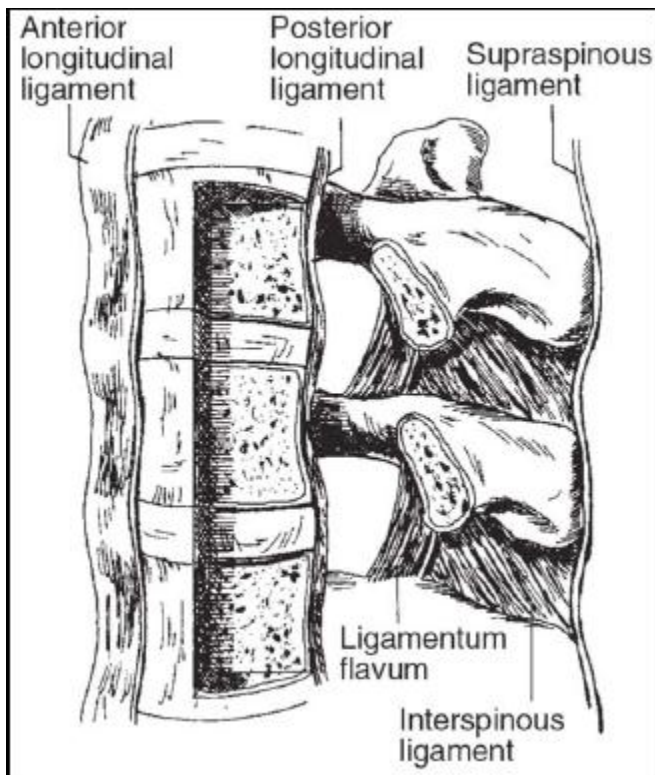
Obrázek 4:Zatížení IVD (Horák, 2009)

Svaly, vazy, mozkomíšní mok

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

Vazy dělíme na dlouhé a krátké, přičemž na fixaci pohybových segmentů se podílí oba typy (Dylevský, 2009). Tlumení těchto tkání je také závislé na frekvenci, jež analyzovaný segment rozkmitává. Některé analýzy ukazují, že k největšímu tlumení dochází v oblasti rezonance jednotlivých obratlů (Zeman, 2008).

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



Obrázek 5:Páteřní vazy (Horák, 2009)

4 PŘENOS MECHANICKÉHO VLNĚNÍ PÁTEŘNÍM SYSTÉMEM

Přenos vln skrz páteřní systém studujeme nejčastěji z těchto tří pohledů:

1. sledujeme, jak vibrace vnějšího prostředí (např. dlouhodobá jízda v automobilu) působí na lidský organismus,
2. záměrně rozvibrujeme zkoumanou tkáň s cílem použít vibrace jako léčebnou metodu,
3. záměrně rozvibrujeme zkoumanou tkáň s cílem použít vibrace jako diagnostickou metodu.

V této části práce popíšeme všechny tyto zde zmíněné přístupy.

4.1 VIBRACE - NEŽÁDOUCÍ VLIV VNĚJŠÍHO PROSTŘEDÍ

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

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

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

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

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

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

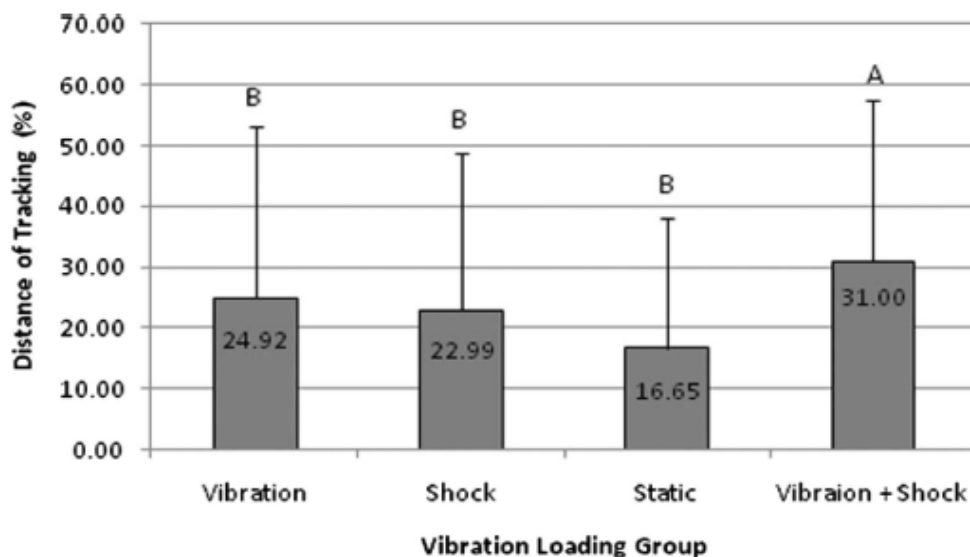
Experimentu se zúčastnili čtyři muži, kterým byly na tělo (kotníky, kolena, kyčle a bederní páteř) připevněny akcelerometry, snímající šíření vibrací vyvolaných oscilující deskou, na které stáli. Žádný z účastníků se necítil po skončení zátěže unavený. Avšak všichni cítili jisté nepohodlí speciálně při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

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

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

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

Tento experiment ukázal, že největší podíl na vyhřeznutí meziobratlové ploténky mají vibrace spojené s rázy. Konkrétní výsledky měření jsou shrnuty v tabulce na obrázku 4.



Obrázek 6: Výsledky experimentu (Yates et al., 2011)

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

4.2 VIBRACE JAKO LÉČEBNÁ METODA

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

Pokud je kost dlouhodobě vystavena působení síly, tak se hustota její trámčiny zvětšuje. Naopak pokud je namáhání kosti příliš malé, tak dochází k úbytku trámčiny a jejímu odvápnění, což může mít za následky obtíže jako je větší náchylnost ke zlomeninám či osteoporóze. S tímto problémem se setkáváme u starých lidí a obecně u lidí trpících

¹ Nejvhodnější podoba je zde chápána z biomechanického hlediska.

hypokinézou. V České republice osteoporóza postihuje přibližně 15% mužů a 33% žen ve věku nad 50 let a 39% mužů a 47% žen ve věku nad 70 let (Vondrová et al., 2006).

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

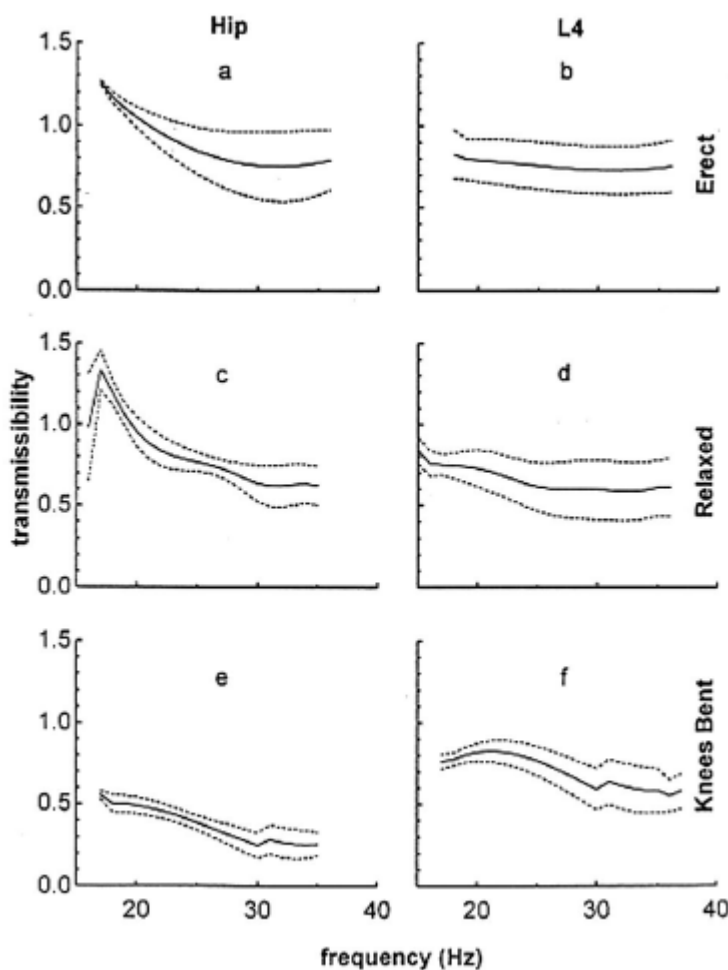
Rubin et al. (2008) prováděli experiment s cílem zjistit, zda je možný efektivní přenos vibrací do míst nejvíce postižených osteoporózou. Experimentu se zúčastnilo pět žen a jeden muž. Každý účastník byl v dobrém zdravotním stavu a v minulosti neměl problémy s bolestí zad. Vibrace se snímaly pomocí akcelerometrů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

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

docházelo v kyčli k rezonanci.

Grafy na obrázku 7 ukazují závislost přenosu vibrací na frekvenci (1=100% přenos). Z grafu a je vidět, že ve vzpřímené poloze při frekvenci do 20 Hz dochází u kyčlí k přenosu vibrací o více než 100%, tedy k rezonanci, zatímco v bederní páteři byl přenos vibrací takřka beze změny i při vyšších frekvencích (graf b). K výraznému tlumení v kyčlích dochází až při frekvencích nad 20 Hz v relaxované poloze (graf c). Nejvyšší tlumení nastává s pokrčenými koleny (graf e).

Ze studie vyplývá, že lze efektivně přenést slabé



Obrázek 7: Výsledky experimentu (Rubin et al., 2008)

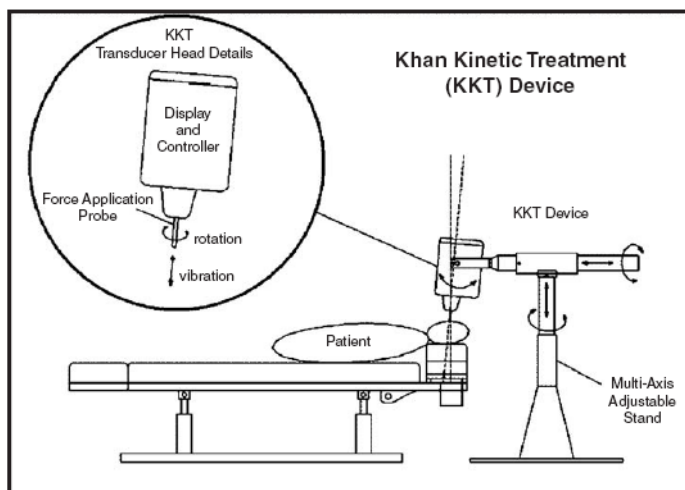
nízkofrekvenční vibrace na místa nejvíce ohrožená osteoporózou. Poznamenejme ještě, že ke stejným výsledkům došli i Verschueren et al. (2004).

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

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

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

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



Obrázek 8: KKT (Desmoulin et al., 2007)

4.3 VIBRACE JAKO DIAGNOSTICKÁ METODA

Metody využívající vibrace jako diagnostickou metodu jsou poměrně časté ve strojírenství a stavitelství. Vibrodiagnostika se užívá k analýze technického stavu a opotřebení objektů, vyhodnocení provozuschopnosti strojů atd. (Helebrat, 2004). V biomechanice či biomedicíně jsou tyto metody ojedinělé.

4.3.1 TVS - Transfer Vibration through Spine

Metoda TVS vychází z vlastnosti látek přenášet vlnění (Maršík, 2010). Jednotlivé charakteristiky prostupující vlny jsou závislé na tom, jakým prostředím vlna prochází. Známeli vstupní parametry vibrací, které vlny způsobují, a odezvu zkoumané látky, můžeme pak zpětně usuzovat vlastnosti analyzované látky. Toho využívá metoda TVS, jež byla vyvinuta Mgr. Josefem Zemanem, Ph.D. za účelem diagnostiky materiálových vlastností axiálního systému. Interpretace naměřených výsledků není v současné době plně vyřešena, a je proto předmětem dalšího výzkumu. V současné době je tato metoda dále vyvíjena a řešena Ústavem termomechaniky AV ČR ve spolupráci s FTVS UK.

Popis metody

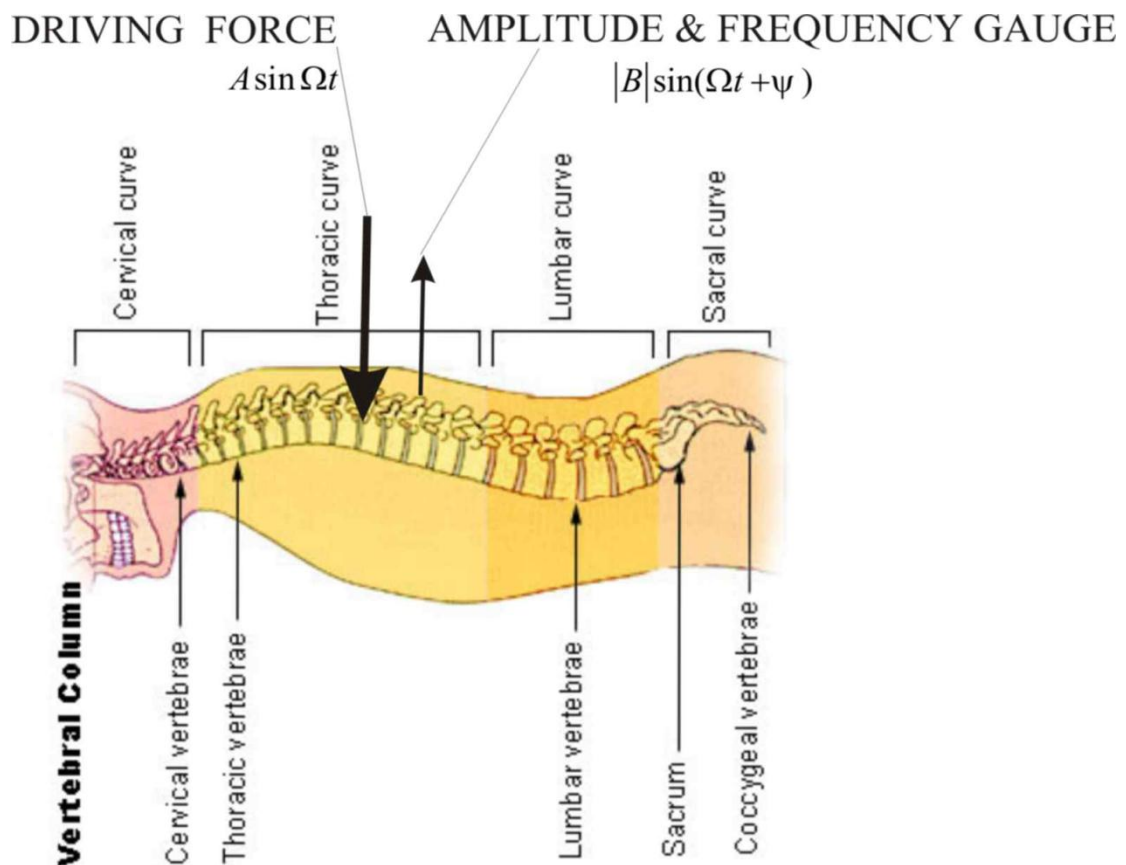
Při samotném měření je zkoumaná osoba v poloze vleže na břiše na nehybné tvrdé podložce. Je vhodné, aby se měřená osoba po celou dobu probíhající procedury nehýbala a byla v co nejvíce relaxovaném stavu tak, aby případné svalové napětí neovlivňovalo charakter prostupující vlny. Následně se umístí harmonický oscilátor na trnový výběžek obratle C7. Ten rozvibruje páteř s budící frekvencí, která se spojitě mění od 5 – 160 Hz během tří minut. Tento děj se opakuje třikrát. Současně je snímáno zrychlení jednotlivých obratlů pomocí akcelerometrů, které jsou lepenkou připevněny na trnové výběžky obratlů C7-S1. Tento proces se pak opakuje po přiložení oscilátoru na L5.

Metodika TVS umožňuje generovat i jiné typy vibrací než ty s harmonickým průběhem. Je možné působit na obratel tzv. δ -pulzem, to znamená vybudit obratel impaktem s délkou trvání pod 10 ms (Zeman, 2008). Rezonanční a útlumové děje v takto rozvibrované páteři trvají výrazně déle, než je doba působící síly. Hodnoty rezonanční frekvence jsou dány především tuhostí vazby rozvibrovaného obratle (Zeman, 2008). Vztah mezi tuhostí a frekvencí při takto zvoleném měření vyjadřuje přibližně vztah: $f \sim \sqrt{K}$ (Zeman, 2008).

Obecně u všech vibračních metod je odezva páteře na budící sílu závislá na elasticitě přidružených tkání a meziobratlové ploténky a na schopnosti těchto komponent vibrace tlumit (Maršík, 2010).

Interpretovat získané výsledky měření je možno několika způsoby. My zde uvedeme metodu, již představuje prof. Maršík (2010). Poznamenejme, že tento matematický model lze použít pro získání informací pouze pro segment obratel - ploténka, jenž je zrovna rozvibrován harmonickou silou. U metody TVS se tedy jedná o C7 a L5.

Princip metody TVS lze matematicky formulovat jako řešení tlumeného harmonického oscilátoru buzeného vnější harmonickou silou tvaru $f(t) = \bar{A}\sin\Omega t$ popsany rovnicí (15). Řešením této rovnice lze získat parametry charakterizující páteřní systém ve smyslu materiálových vlastností.



Obrázek 9: Princip TVS (Maršík, 2010)

Uvedeme zde základní kroky algoritmu, podle kterého lze požadované výsledky získat. Dosazením této vnější síly do pravé strany rovnice (15) a přeznačením koeficientů dostáváme následující tvar rovnice:

$$M\ddot{\varphi}(t) + \gamma\dot{\varphi}(t) + K\varphi(t) = \bar{A}\sin\Omega t, \quad (17)$$

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

Vydělením rovnice (17) koeficientem M a přeznačením ostatních koeficientů dostáváme tvar:

$$\ddot{\varphi}(t) + 2b\dot{\varphi}(t) + \omega_0^2\varphi(t) = A\sin\Omega t, \quad (18)$$

kde

$$b = \frac{\gamma}{2M}, \omega_0 = \sqrt{\frac{K}{M}}, A = \frac{\bar{A}}{M} \quad (19)$$

Řešením rovnice (18) při počátečních podmínkách $\varphi(0)=0$ a $\dot{\varphi}(0)=0$ dostaneme odezvu,

která stejně jako vstupní síla má harmonický průběh a má tvar

$$\varphi(t) = |B|\sin(\Omega t + \psi) \quad (20)$$

kde

$$|B| = \frac{A}{\sqrt{(\omega_0^2 - \Omega^2)^2 + 4b^2\Omega^2}}, \psi = \arctan\left(\frac{2b\Omega}{\omega_0^2 - \Omega^2}\right) \quad (21)$$

kde ω_0 je vlastní frekvence soustavy obratel - ploténka a ψ je fázový posun (Machač, 2011).

Tyto vztahy lze již použít pro stanovení materiálových vlastností měřené soustavy. Ze známé hodnoty amplitudy budící síly a naměřené hodnoty amplitudy odezvy soustavy určíme tlumení a vlastní frekvenci ω_0 . Poměrem amplitud dostáváme vztah

$$\frac{|B|}{A} = \frac{1}{\sqrt{(\omega_0^2 - \Omega^2)^2 + 4b^2\Omega^2}} \left[\frac{1}{s^2}\right] \quad (22)$$

Vynásobením vztahu (22) hodnotou Ω^2 získáme bezrozměrnou veličinu

$$\frac{|B|\Omega^2}{A} = \frac{\Omega^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \Omega^2)^2 + 4b^2\Omega^2}} \quad (23)$$

(Maršík, 2010).

Ze vztahu (23) a z rovnice fázového posunu (21) lze již určit hodnoty b a ω_0 a následně určit γ , K a M . Získané hodnoty tuhosti lze dosadit do vztahu odvozeného Maršíkem (2010)

$$K = \frac{EI}{h} [\text{J}] \quad (24)$$

kde E je Yangův modul [Pa] a h tloušťka meziobratlové ploténky. Velikost deformační energie působící na segment obratel - ploténka lze vyjádřit podle Machače (2011) a Maršíka (2010) vztahem

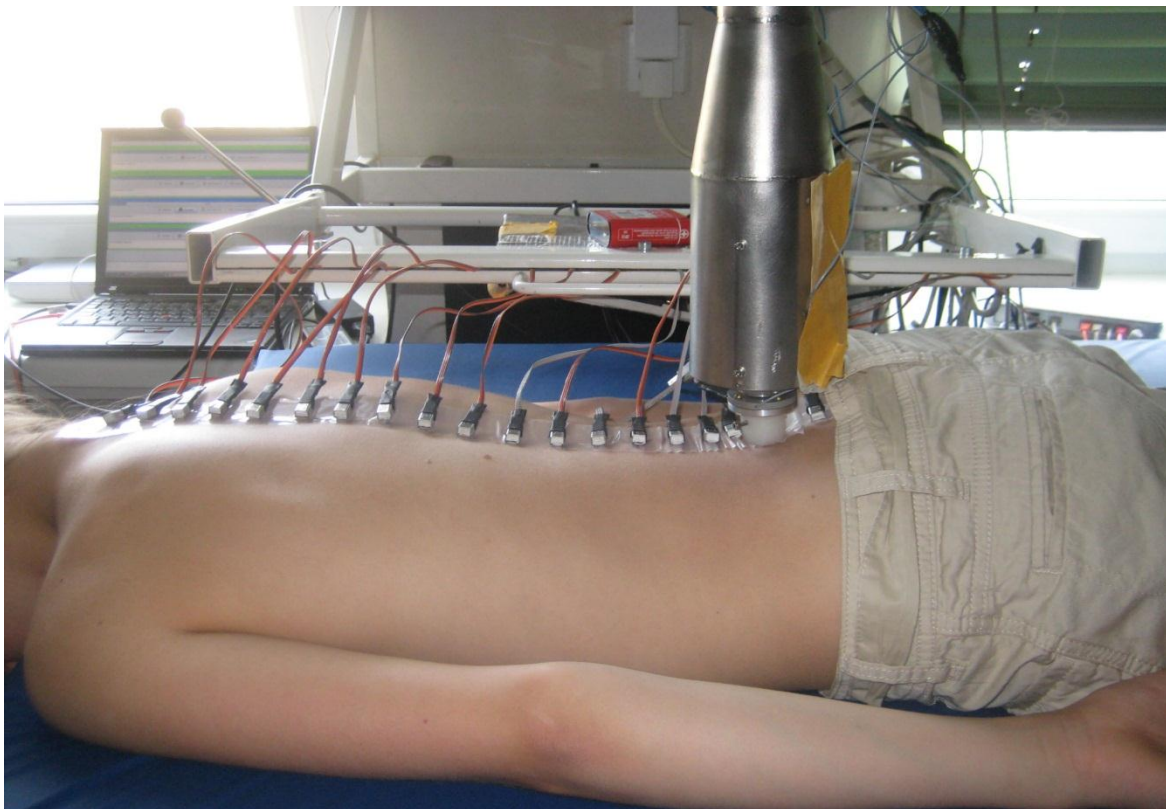
$$W = K\varphi^2 \quad (25)$$

Ze vztahů (24) a (25) vyplývá intuitivně zřejmé tvrzení, že deformační energie segmentu roste, pokud se zvětšuje jeho ohyb. Dále vztahy ukazují, že čím je tloušťka meziobratlové ploténky menší, tím deformační energie roste.

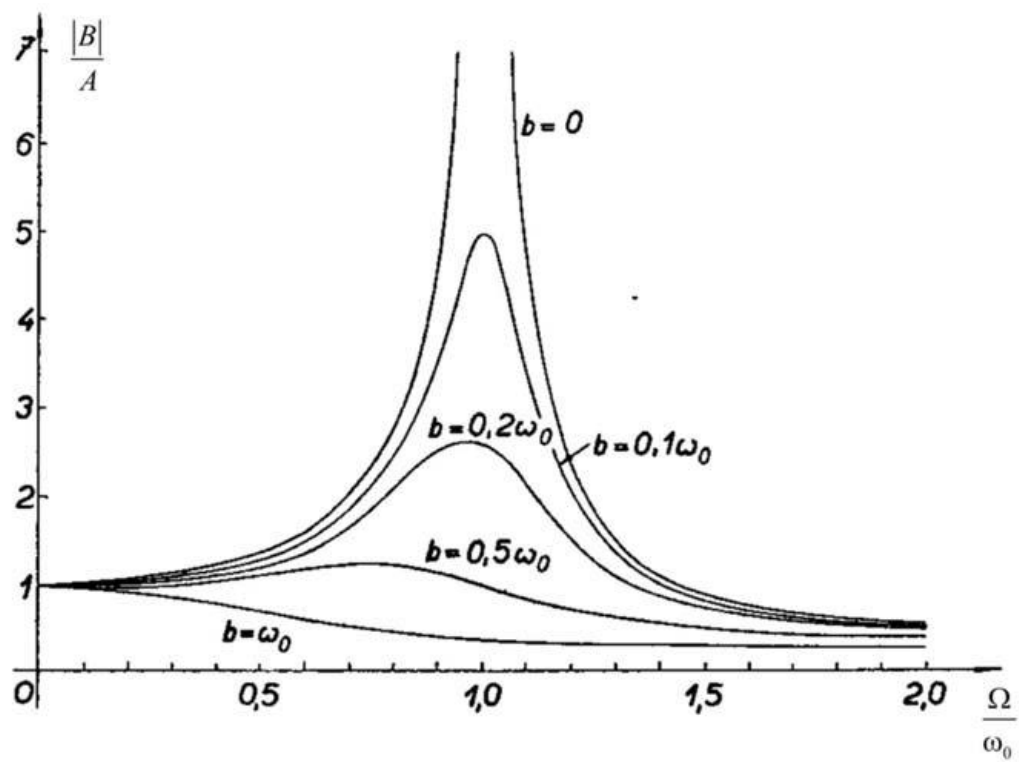
Bez odvození uvedeme ještě vztah, který lze z tohoto matematického modelu získat a který popisuje vztah mezi Yangovým modulem páteře a schopností páteře vibrace tlumit.

$$\frac{\pi a^4 E}{\gamma h \Omega} = \pm \frac{\left(\frac{|B|\Omega^2}{A} \pm \cos\psi\right)}{\sin\psi} \quad (26)$$

kde h je tloušťka meziobratlové ploténky a a její poloměr.



Obrázek 10: TVS: vibrace buzeny na L5 (autorem pořízená fotografie)



Obrázek 11: Závislost amplitudy odezvy soustavy ploténka-obratel na budící frekvenci (Maršík, 2010).

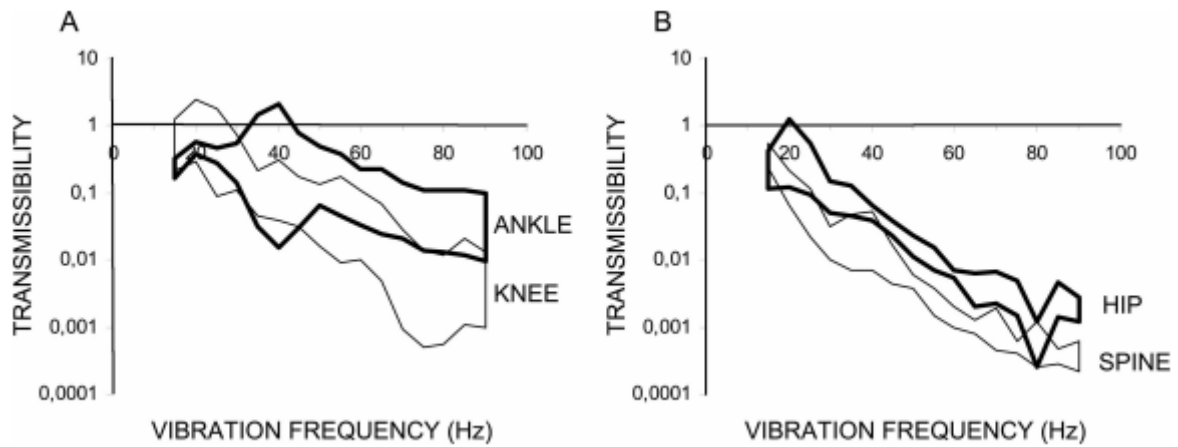
5 SHRNU TÍ

Problematika přenosu vibrací v sobě zahrnuje mnoho problémů, jež zatím znesnadňují jejich přesné vyhodnocení z hlediska aplikace do biomedicíny. Jedním z nejzávažnějších důvodů se jeví fakt, že jednotlivé experimenty jsou často prováděny na velmi úzké škále pacientů. Tato škála je mnohdy nedostatečná jednak svým rozsahem a také variabilitou pacientů (např. věk, pohlaví, zdravotní stav), podstupující experimenty. Konkrétně u metody TVS je dnes naměřeno okolo 130 lidí. K vypracování TVS jako funkční diagnostické metody je třeba výrazně zvýšit počet měřených osob a naměřená data podrobit statistické analýze.

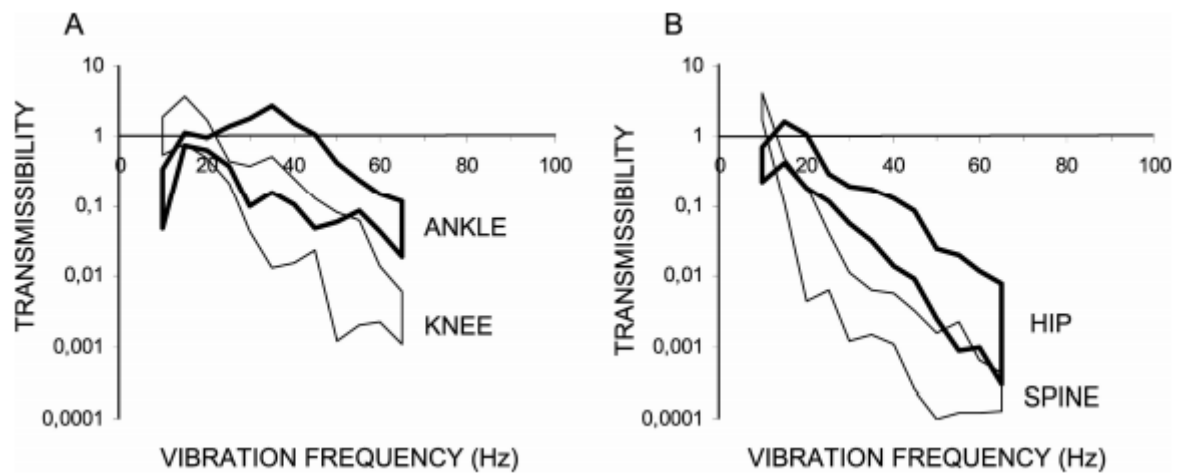
Je známo, že vibrace vyvolávají změny v organismu téměř na všech úrovních tj. úroveň subcelulární, celulární, úroveň tkání, úroveň orgánů a jejich systémů, a úroveň celého těla (Ravnik, 2002; Navrátil, Pluhař, 1986). Avšak přesný popis těchto změn je velmi složitý a dosud nedořešený, jelikož často není znám vliv vibrací na ostatní orgánové soustavy, než na ty, na něž jsou experimenty cíleny. Někteří autoři také uvádějí (např. Navrátil, Pluhař, 1986), že vystavení lidského těla vibracím působí silně na psychiku jedince.

Výsledky, kterých bylo v experimentech zkoumající vliv expozice vibrací na páteř dosaženo, nejsou jednotné. Je to z velké části způsobeno důvody zmíněnými výše a odlišnými metodami, jež jsou pro tyto účely vyvinuty. Velkou roli také hrají cíle experimentů.

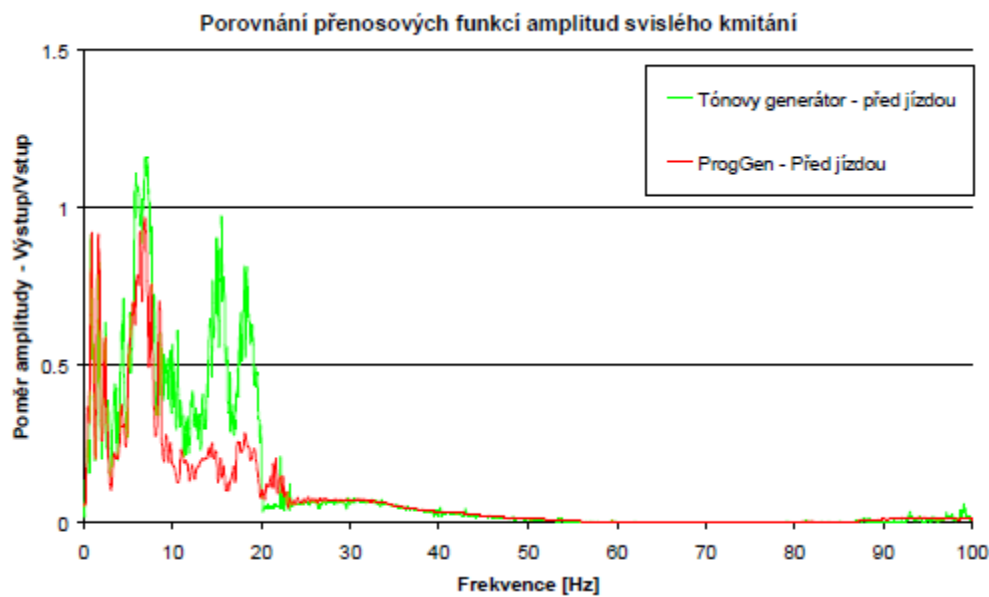
Frekvence oscilátorů, jež rozvibrují analyzovaný segment, se v námi sledovaných pracích nejčastěji pohybovala v rozmezí 20 – 70 Hz (Prisby et al. 2008). Mnoho autorů zmiňuje (např. Kiiski et al., 2008; Drahorádová et al., 2008; Rubin et al. 2008), že k významnému přenosu vibrací dochází převážně při frekvencích přibližně do 30 Hz. Tato část celé problematiky se tedy zdá být jednou z nejlépe vyřešených. Podobnost výsledků můžeme vidět např. v následujících grafech ukazující výsledky z několika experimentů.



Obrázek 12: Přenos vibrací s amplitudou 0,05 mm do kotníku a kolene (A) a do kyčlí a páteře (B), jako funkce frekvence. (Kiiski et al., 2008)



Obrázek 13: Přenos vibrací s amplitudou 0,5 mm do kotníku a kolene (A) a do kyčlí a páteře (B), jako funkce frekvence (Kiiski et al., 2008)



Obrázek 14: Poměr amplitud v závislosti na frekvenci (Drahorádová et al. 2008)

Tyto výsledky potvrzuje např. i Ravník (2002), Navrátil a Pluhař (1986), kteří zmiňují, že v pásmu od 0,5 – 80 Hz leží vlastní frekvence jednotlivých orgánů.

Frekvence menší než 0,5 Hz se u léčebných či diagnostických metod nevyskytují. Jsou analyzovány jen jako vliv prostředí, přičemž negativní důsledky byly pozorovány v malé míře.

Zrychlení, které oscilátory generují, se pohybuje nejčastěji v rozmezí 0,2 – 0,5g (např. Prisby et al. 2008). Výsledky experimentů naznačují, že hodnoty zrychlení nemají na přenos vibrací takový vliv jako jejich frekvence. Amplitudy kmitů dosahují nejčastěji hodnot mezi 0,1 – 3 mm, při některých experimentech hodnoty amplitud dosahovaly až 10 mm (při nízkých frekvencích okolo 8 Hz). Doba expozice vibracím se pohybuje od několika vteřin do několika hodin. Četnost expozice se také velmi různí.

Princip metod používaných k detekci vlivu vibrací na páteřní systém je všude takřka stejný - naměří se některý odezvový parametr a prostřednictvím přenosové funkce popsané v obecné části se výsledky vyhodnotí.

6 ZÁVĚR

Námi nastudovaná literatura na problematiku přenosu vibrací ukázala, že nejvíce experimentů je cíleno na analýzu vibrací jakožto nežádoucího vlivu prostředí. Tato oblast sledované problematiky se jeví jako nejlépe vyřešená. To pravděpodobně vyplývá z praktických potřeb a také z toho, že tyto experimenty jsou většinou nejjednodušší z hlediska uskutečnitelnosti a vyhodnocení.

Vibracím, jakožto léčebné metodě, je v literatuře věnováno o poznání méně prostoru. Oproti experimentům, zmíněných v předchozím odstavci, je u těchto metod obtížné určit parametry vibrací, jež jsou pro danou léčbu ideální. Některé vibrace, které se jeví jako vhodné pro léčbu konkrétního onemocnění, však mohou působit negativně na jiné orgány. To vyplývá například z odlišných rezonančních frekvencí jednotlivých orgánů². Další komplikací může být například stanovení vhodné polohy těla.

Kromě TVS jsme žádné další diagnostické metody využívající vibrace nenašli. Tato unikátnost TVS se jeví jako velmi zajímavá, zároveň však také naznačuje, že vypracování této metody k přesné diagnostice jednotlivých páteřních komponent je velmi nesnadná. Jak bylo naznačeno ve shrnutí, naměřená data získaná TVS je potřeba dále statisticky zpracovat a rozdělit podle mnoha kritérií, jako je například věk, pohlaví a především zdravotní stav. Z nich je pak třeba určit fyziologické normy získaných dat a určit konkrétní interpretace do biomedicíny. Z tohoto důvodu je potřebné, aby na TVS spolupracoval tým odborníků z různých vědních oborů, jako je biomechanika, matematika, fyzioterapie a lékařství, což se v současné době děje.

Právě probíhající experimenty naznačují, že bude možné TVS použít i v oblasti sportu. Je možné sledovat charakter prostupující vlny před a po zátěži sportovce. Z toho lze pak usuzovat, jakým způsobem se zátěž promítne do vlastností páteřního systému, a tím identifikovat možné nežádoucí vlivy.

Získat informace týkající se anatomie axiálního systému a matematických postupů popisující vibrace obecně nebylo obtížné. Anatomie axiálního systému a matematický aparát popisující vibrace je dostatečně vypracovaný a známý. Bohužel matematický aparát k dané problematice je vyřešen jen obecně, nebo v jiných oblastech fyziky, než je biomechanika.

² Některé hodnoty rezonančních frekvencí jsou uvedeny v obecné části práce, pozn. autora.

Problém nastává při matematizaci materiálových vlastností páteřního systému. Vzhledem k nehomogenitě páteřního systému a jeho proměnlivým vlastnostem závislých na mnoha faktorech se jedná o obtížný úkol. Nicméně práce prof. Maršíka (2010) a ing. Machače (2011) naznačují, že i tento problém bude možné dořešit.

POUŽITÁ LITERATURA

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

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

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

FRITZ, M. Description of the Relation Between the Forces Acting in the Lumbar Spine and Whole-Body Vibrations by Means of Transfer Functions. *Clinical Biomechanics* [online]. 2000, vol. 15, pp 234-240. [cit. 2012-02-21]. Dostupný z <http://www.biw.kuleuven.be/aee/amc/staff/WimDC/literatuur/Fritz.pdf>

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

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

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

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

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

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

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

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

MACHAČ, D. *Modelování dynamicky zatěžované páteře: diplomová práce*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, 2011. 58 l. Vedoucí diplomové práce František Maršík.

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

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

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

RHONDA et al. Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: What we know and what we need to know. *Ageing Research Reviews* [online]. 2008, [cit. 2012-05-21]. Dostupné z <http://www.henrylahore.com/Health/WBV/wbv%20what%20we%20need%20to%20know.pdf>

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

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

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

VONDROVÁ, J.; RŮŽIČKA, P.; SEDLÁČEK, R. *Mechanické vlastnosti osteoporotických kostí*. [online]. 2006, [cit. 2012-07-22]. Dostupný z <http://web.fs.cvut.cz/biomechanika.cz/index.php?pg=mechanicke-testovani-osteoporot-kosti>

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

YATES, J.; MCGILL, S. The Effect of Vibration and Posture on the Progression of Intervertebral Disc Herniation. *SPINE* [online]. 2011, vol. 36, no. 5, pp 386–392, [cit. 2012-02-21]. Dostupný z <http://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPhttp://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCGCBFPBP00/fs046/ovft/live/gv023/00002508/00002508-200709000-00005.pdfDDNCGCBFPBP00/fs047/ovft/live/gv031/00007632/00007632-201103010-00006.pdf>

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