

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Identifikace reologických vlastností meziobratlové
ploténky *in vivo* metodou volných oscilací

Autoreferát disertační práce

Autor: Mgr. Petra Zemanová
Školitel: Prof. Stanislav Otáhal, CSc.

Praha 2007

Bibliografická identifikace práce

Název práce: Identifikace reologických vlastností meziobratlové ploténky *in vivo* metodou volných oscilací

Školící pracoviště: Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK Praha

Školitel: Prof. Stanislav Otáhal, CSc.

Autor: Mgr. Petra Zemanová

Disertační práce byla vypracována jako završení autorova doktorského studia v letech 2002-2005.

Datum interní obhajoby na školícím pracovišti:

Oponenti disertační práce:

Termín veřejné obhajoby disertace:

Předseda komise pro obhajobu:

Doktorská práce je původním rukopisem, jehož celé znění je k dispozici v Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK Praha, Jose Martího 31, Praha 6

Souhrn

V této práci jsme se pokusili popsat mechanické chování meziobratlové ploténky v podmínkách *in vitro* metodou volných oscilací. Pro tento typ experimentu byla vypracována originální metodika měření a zkonstruovány dva typy měřících aparatur pro analýzu útlumu pohybu ve směru flexe, extenze a torze a pro zjištění mezisměrového přenosu energie v rozmezí normálního, fyziologického rozsahu pohybu. Získaná data byla analyzována pomocí matematického popisu různých typů kyvadel. Pomocí těchto rovnic byly dopočítány materiálové konstanty pro jmenované směry zatěžování.

Summary

There was tried to describe mechanical behavior of the intervertebral disc in *in vitro* condition by free oscillation method in this dissertation thesis. For this type of experiment was developed original measurement methodology and were constructed two types of measurement devices for analysis of movement damping in flexion, extension and torsion and for analysis of transfer of energy among these movement directions in normal, physiological range of movement. Obtained data were analysed by mathematical discription of different types of pendulum. By help of these equations were calculated material constants of the intervertebral disc for measured directions of movement.

Úvod

Diskogenní onemocnění páteře patří k nejčastějším onemocněním v současné společnosti a jako příčina pracovní neschopnosti stojí na jednom z předních míst především proto, že převážně postihuje nemocné v produktivním věku. Jsou také častou příčinou úplné nebo částečné pracovní neschopnosti. Chirurgii meziobratlových plotének přehledně ukazuje Šourek [16]. V posledním desetiletí se do popředí dostávají náhrady meziobratlových disků různými typy protéz. Kritickému přehledu současně užívaných ploténkových náhražek se ve své diplomové práci věnovala Prokešová [14].

Předkládaná práce se zabývá výzkumem mechanických vlastností meziobratlové ploténky v oblasti malých výchylek hluboko uvnitř fyziologického rozsahu pohybu. Řešení této problematiky započalo i pod vlivem diplomové práce Zemanové [19], při jejímž vypracování vyplynula důležitost přesného popisu mechanických vlastností ploténky jak pro pochopení funkce tohoto lidského konstrukčního prvku tak pro eventuelní návrh konstrukce ploténkových náhražek, neboť takové náhrady, které se s maximální měrou podobají svými vlastnostmi své předloze-ploténce fyziologické, nebudou způsobovat předvídatelné i nepředvídatelné poimplantační komplikace [14]. Některé základní ideje byly načrtnuty již v citované diplomové práci, zde jsou pak konkretizovány, rozšířeny a vypracovány. Detailní znalost a schopnost matematicky relevantního popisu ploténky jako celku, neboť to je hledisko, ze kterého je v rámci celé práce vycházeno, je zajímavé i na obecnější úrovni, neboť popis, ke kterému je směřováno, se zdá být použitelný i pro jiné biologické tkáně jako jsou cévy nebo kůže [21].

Práce má dvě části, část experimentální, ve které se na zvířecích ploténkách prováděla oscilační a úhlová měření pro deformace typu rotace, laterální flexe a flexe především o jednom stupni, ale i o třech stupních volnosti, a část teoretickou, ve které jsou analyzována získaná data a rekonstruován potenciál mechanické energie a vyvozeny závěry o přenosu energie mezi jednotlivými složkami pohybu. Pro výzkumnou práci na tomto úkolu byl udělen tříletý grant GAUK 93/2003/C: Nedestrukční a neinvazivní identifikace mechanických vlastností meziobratlové ploténky, který však byl z důvodů reorganizace grantové agentury Univerzity Karlovy ukončen po prvním roce řešení; výzkum byl pak prováděn především za podpory grantu GAČR 106/03/0958: "Aplikace tkáňové biofluidiky v inovaci biomateriálů", a z určité části i za podpory grantu GAUK 17/2005/C: "Spinální vibrační přenosová funkce určovaná *in vivo*" a grantu Ministerstva průmyslu a obchodu ČR Program TANDEM MPO ČR ev.č.: FT-TA3/13: "Řešení problematiky páteřních onemocnění z pohledu degenerativních a poúrazových stavů s využitím poznatků tkáňového

inženýrství, biomechaniky obratlů, osseointegrace umělých náhrad a studia důvodů jejich selhání”.

Funkce meziobratlové ploténky jsou mnohé, známe jen některé. Abychom vyhověli i těm funkcím, které ještě neznáme, je nutno poznat a napodobit přesné vlastnosti meziobratlové ploténky a zohlednit je v modelech i konstrukci ploténkové náhražky. Meziobratlová ploténka je nesmírně složitá struktura, jejíž mechanické vlastnosti se mění v denním cyklu, s věkem a, bohužel pro zjišťování chování této struktury za fyziologických podmínek, i s okamžikem úmrtí. Jemnostmi těchto typů změn se tato práce nezabývá, je zde měřena pouze vnější reologie, ovšem v plné složitosti. Pro maximální přiblížení živé tkáni byla všechna měření prováděna v technicky nejkratší možné době po porážce, řádově v hodinách.

Pro výše uvedené měření byl zkonstruován přístroj, který umožňuje měřit viskoelastické vlastnosti IVD pro torzi (T), laterální flexi (LF), flexi (F) a extenzi (E). Aparatura prošla během výzkumné práce vývojem podle potřeb měření. Aparatura se zásadně od jiných v literatuře uváděných [23] liší tím, že neomezuje přenos energie z jednoho směru do druhého, a tedy se při identifikaci tohoto mezisměrového přenosu energie více blížíme fyziologickému stavu zatížení této struktury.

Pro bližší pochopení chování meziobratlové ploténky v různých směrech zatížení se teoretická část této práce zabývá i ontogenetickým vývojem měřené struktury, stejně tak i její anatomickou stavbou. S využitím digitálního mikroskopu Olympus se detailní strukturou meziobratlové ploténky za využití fluorescenčních technik zabýval Lukeš [10], z jehož práce zde též vycházíme.

Základní smysl této práce spočívá v určení přenosu energie mezi jednotlivými směry pohybu. Dobrá náhražka meziobratlové ploténky musí být schopná energii i absorbovat a nebýt pouze ”ocelovým” kloubem umožňující pohyb.

Cíle

Cílem této práce je detailní popis některých dosud neprobádaných materiálových a strukturálních vlastností meziobratlové ploténky ve fyziologickém rozsahu pohybu a zatížení. Panuje přesvědčení, že optimální případně později konstruovaná ploténková náhrada by měla popisovat především co nejpřesněji vlastnosti své předlohy, a to zejména právě v oblasti malých a velmi malých výchylek a zatížení ve fyziologickém rozsahu, neboť toto je oblast, ve které bude po implantaci nejčastěji využívána. I drobná odchylka od těchto vlastností může způsobovat následné funkční potíže, byť v současné době chybí predikce jaké [14].

Hypotézy

- H1** Meziobratlová ploténka se oblasti fyziologických výchylek chová jako lineární elastický materiál.
- H2** Útlum v ploténce je lineárně viskózní.
- H3** Existuje korelace mezi vlastní rezonanční frekvencí FSU a frekvencí maximálního útlumu.
- H4** Existuje mezisměrový přenos sil v ploténce.

ad H 1 Tato vlastnost bude zkoumána v torzním kyvadle, kdy jeden obratel bude fixován k nehybné podložce a na druhém bude připevněno vahadlo o známém momentu setrvačnosti. Jedinou mechanickou vazbu mezi obratlem s pohyblivým vahadlem a obratlem pevně fixovaným k podložce bude tvořit meziobratlová ploténka. Kmity takového vahadla v oblasti malých a velmi malých výchylek se chovají tak, že jejich perioda kmitu je amplitudově nezávislá.

ad H 2 Ve stejném experimentu jako v případě H1 bude studován pozvolný amplitudový útlum jednotlivých kmitů a vzájemný vztah těchto amplitud. Při čistě viskózním tlumení je disipace energie přímo úměrná okamžité rychlosti pohybujících se částí. Budeme-li proto snímat rychlost pohybu kyvadla elektromagnetickým měničem, budeme schopni vyhodnotit tvar a lineárnost útlumového procesu.

ad H 3 Citlivost rezonančního systému tvořeného pružně spojenými nepřetlumenými hmotnými částmi je různá pro různé frekvence. Také může obecně platit, že útlumové vlastnosti takové soustavy jsou rovněž frekvenčně závislé. Pokusíme se zjistit pomocí vynucených kmitů různých frekvencí jaké vztahy mezi těmito veličinami v reálné páteři panují. Vynucené kmity budou buzeny na pohyblivém obratli způsobem uvedeným v H1 s k aparatuře přidaným elektromagnetickým měničem.

ad H 4 Zatímco v přímo orientovaném lineárním modelu kmitá daná soustava pouze v rovině původně vybuzených kmitů, dá se předpokládat, že optimalizované biologické soustavy budou mít tendenci nekmitat pouze v původně vybuzeném směru, ale přenést kmitání i do směrů ostatních a rozložit tak namáhání a disipovanou energii do co největšího objemu. Jeden obratel bude opět fixován k nehybné podložce, zatímco druhý bude opatřen třemi navzájem kolmými akcelerometry na konci dvou navzájem kolmých symetrických vahadel. Po vybuzení delta pulzem v některém ze třech směrů (F-E, LF, T) bude pozorován útlumový děj a jeho případná disipace do směrů nekolineárních se směrem původního vybuzení.

Metodika

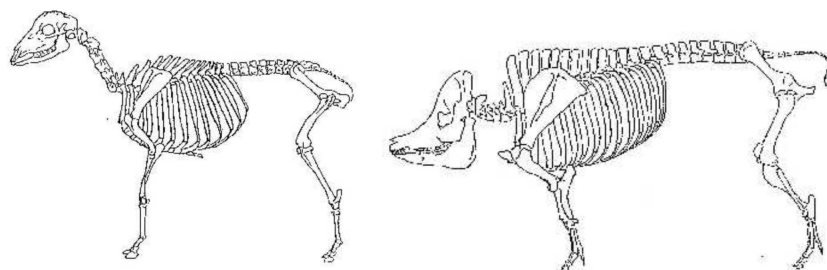
Vycházejíc ze základních prací [23, 18], tématicky podobných prací [25, 20] a především pak vlastní práce [19], provedli jsme, s teoretickým podkladem rozboru různých typů kyvadel několik sérií dvou typů experimentu. První typ experimentu probíhal na postupně se zdokonalující aparatuře, která umožňovala proměřit chování v jednom páteřním segmentu vždy v jedné ose kyvu. Aparatura byla navržena ve všech svých verzích tak, aby umožňovala zafixovat tělo jednoho obratle a tělo sousedního obratle opatřit vahadlem s definovaným momentem setrvačnosti, na který byl připevněn snímač rychlosti pohybu v daném směru. Na rozdíl od druhého typu experimentu (viz dále) byl použitý moment veliký $0,1 - 1,5 [kgm^2]$. Tento moment definoval rovinu kyvu natolik, že bylo možné i bez vnějších mechanických vazeb a s dostatečnou přesností doměřit útlumový děj v jedné rovině.

V druhém typu měření, stejně jako v prvním, byl jeden obratel fixován a druhý opatřen vahadlem se snímači. Na rozdíl od prvního typu měření bylo vahadlo symetrické, opatřené třemi navzájem ortogonálními snímači zrychlení. Moment setrvačnosti zde činil kolem $1 [gm^2]$, byl tedy přibližně 1000x menší než u vahadla v prvním typu měření. Na této aparatuře jsme provedli série experimentů zaměřených na stanovení přenosu pohybové energie mezi jednotlivými stupni volnosti pohybu.

Experimentální materiál

Jako lidské ploténce biomechanicky rovnocenný materiál, který se pro výzkum této tkáně běžně užívá [20, 25], jsme použili vzorky bederní a hrudní páteře ovce domácí (*ovis domestica*) a prasete domácího (*sus scrofa*) (obr. 1.1) resp. páteřní pohybovou jednotku (obratel-ploténka-obratel) zbavené svalů a vazů (obr. 1.2). Základní anatomické odlišnosti páteře ovce, prasete a člověka shrnuje tabulka 1.1 [13, 12]. Pro většinu měření byl navíc prováděn řez intervertebrálními klouby a tím došlo k odstranění dorzální části vzorku včetně míšního kanálu. Pro získání vzorku byla porážena vždy zvířata podobného stáří (*ovis domestica* 3-6 měsíců, samci; *sus scrofa* 9-12 měsíců, samci). Zvířata k porážce poskytla a porážku provedla firma Jan Růžička, soukromý zemědělec, Slivenec Praha. Pro vyloučení zkreslujících vlivů konzervace jsme použili vždy vzorky nekonzervované a měření probíhala v co nejkratším možném čase od porážky, ve střední hodnotě 8 hodin od porážky. Experimentálně jsme určovali vliv stárnutí a teploty na mechanické vlastnosti vzorku, poté jsme dopočítali korekce na nulové stáří a tělesnou teplotu (tab. 1.2). Pro opakované měření byly vzorky

vlhčeny Ringerovým roztokem (tab. 1.3), aby se zamezilo jejich nadměrné dehydrataci.



Obrázek 1.1: Kostra ovce domácí (*ovis domestica*) a prasete domácího (*sus scrofa*).

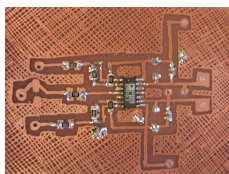


Obrázek 1.2: Biologický materiál připravený k měření. Vzorky byly zbaveny svalů a vazů, dorzální část páteře byla odstraněna vertikálním řezem páteřním kanálem. Řez je naznačen modře.

Popis měřících aparatur

K analýze vlastností plotének byly použity dva měřící přístupy. Lišily se jak stupněm volnosti pohybu, tak snímanou veličinou. V obou případech byl k digitalizaci signálu použit AD převodník firmy PaPouch DRAK5. Tento byl přes sériový port připojen na počítač a námi napsaným programem v jazyce C obsluhován z operačního systému Linux (distribuce Debian). Samplovací frekvence pro všechna měření byla nastavena na 1000 vzorků/s. V případě měření s jedním stupněm volnosti byly použity magnetoelektrické snímače zhotovené z ramének harddisků. Vzhledem k této konstrukci byla snímána rychlost pohybu. V případě trojdimenzionálního měření byly použity citlivé akcelerometry firmy Sensor Modular System, s.r.o. typu SV162 pracující na piezoelektrickém principu obsahující střížně namáhaný křemíkový krystal. Ten byl připojen na nábojový zesilovač vlastní konstrukce (obr. 1.3 a 1.4).

Veškeré experimenty totiž probíhaly při amplitudách nepřevyšujících $\frac{1}{10}$ fyziologického rozsahu charakteristického pro dané obratlové spojení. Proto i zrychlení, která jsme měřili, nepřevyšovala 1 mms^{-2} .



Obrázek 1.3: Osazený plošný spoj dvoukanálového nábojového zesilovače a 30-ti násobného předzesilovače k akcelero-
metru SV163.



Obrázek 1.4: Kompletní podoba nábojového předzesilovače umožňuje být jako redukce připojena přímo na DRAK5
bez nutnosti použití dalších součástek, např. propojovacích kabelů.

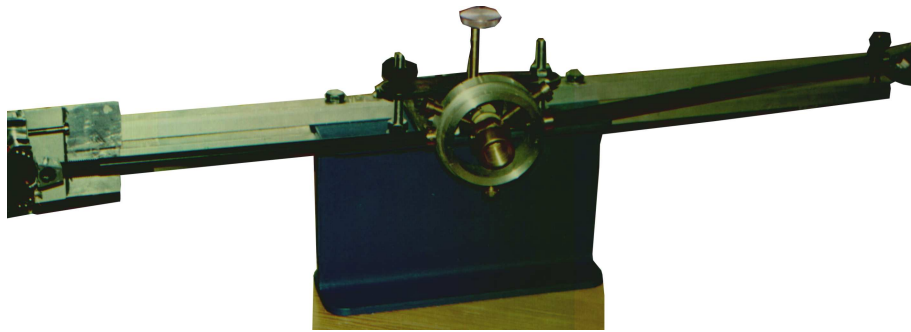
Všechna naše měření na všech vzorcích probíhala pro torzi, flexi a laterální flexi. V těchto směrech se ploténka jeví minimálně jako desetkrát méně tuhá než v axiálním směru, pro který bychom museli zvolit pro přesná měření zcela jinou konstrukci aparatury. První verze aparatury (obr. 1.5) umožňovala měření rychlosti vahadla vždy pouze pro jeden směr pohybu. Vahadlo se k obratli připojovalo přímo třemi vruty. Závaží vyvolávající moment se na vahadlo pokládala a udržela pouze vlivem suchého tření indukovaného hmotou závaží. Tento způsob připevnění vahadla na vzorek měl jednu výhodu: u žádné z pokročilejších verzí měřící aparatury se nám nepodařilo vytvořit upevnění méně hmotné a vyvozuující menší moment.



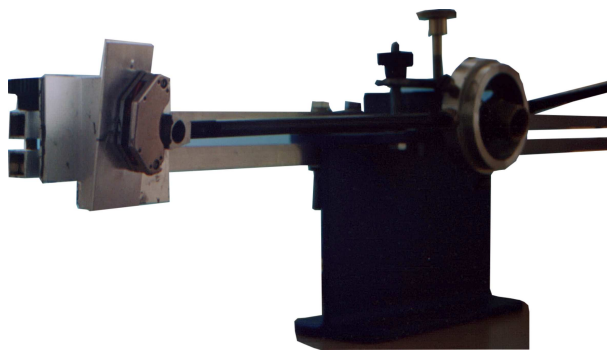
Obrázek 1.5: Pionýrské začátky.

Pokročilejší verzi aparatury vidíme na obrázcích 1.6 až 1.8.

Tato aparatura již umožňovala buď měření okamžité rychlosti vahadla ve dvou osách pohybu nebo současné měření pohybu a jeho buzení za pomoci programovatelného DA převodníku firmy PaPouch, s.r.o. ProgGen. Závaží se upevňovalo již přítlačným šroubovým hrotem na vahadlo kruhového průřezu. K upínání vahadla na vzorek sloužily tři šrouby



Obrázek 1.6: Druhá verze aparatury ke snímání kmitů v rovině obsahovala snímací prvky pro větší citlivost umístěné až na konci vahadla. Moment se nastavoval posunem závaží po ramenech vahadla a měnil se tak se vzdáleností od středu otáčení mechanický moment, aniž by se měnilo předpětí vzorku.

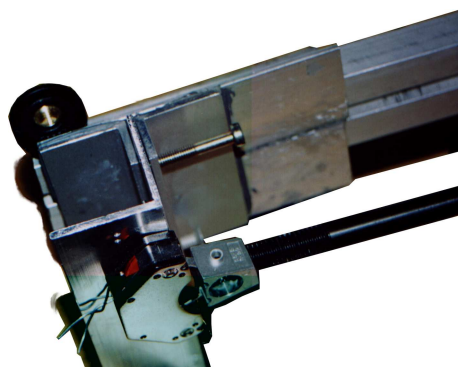


Obrázek 1.7: Tatáž aparatura z jiného úhlu pohledu.

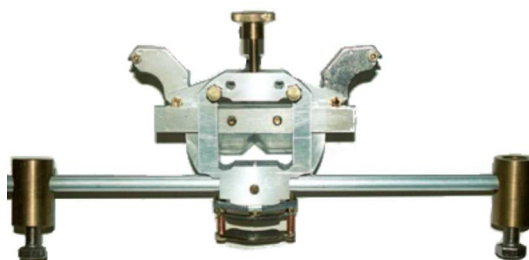
rozmístěné po $\frac{2}{3}\pi$ po obvodu kruhového nosníku tak, aby se jejich konce opatřené hroty střetávaly při maximálním utahení v centru kružnice tvořené nosníkem. Tento způsob upínání byl mnohem rychlejší a umožňoval vyloučit dlouhé prostoje mezi odměřením jednotlivých vzorků. S touto aparaturou bylo odměřeno asi padesát vzorků.

Naší nejdokonalejší aparaturu umožňující velmi snadnou výměnu vzorků a současně měření ve dvou osách pohybu při zapnutém buzení generátorem ProgGen jsme vytvořili za přispění ze zdrojů grantu GAUK 93/2003/C. Od předchozí verze se kromě konstrukce upínače (zde je tvořen jakousi tupou gilotinou ovládanou jediným šroubem) liší především existencí třetí cívky umístěné kolmo k cívce budící a rotaci snímající (obr. 1.9 až 1.13).

Velká výhoda všech těchto tří generací měřící aparatury spočívala v použití mechano-magneto-elektrického převodníku, který je teplotně téměř nezávislý a hlavně měří přímo rychlost, čili určení okamžité kinetické energie nečiní žádných potíží na rozdíl od převodníku piezoelektrického, který, byv použit při velké citlivosti, má tendenci patrně vlivem pomalých teplotních změn měnit stejnosměrnou složku a velice nepříjemňovat při výpočtech numerickou integraci zrychlení, které měří, neboť hodnoty rychlosti, a zvláště pak polohy, s oblibou úspěšně divergují. Použité mechano-magneto-elektrické převodníky byly získávány ve všech případech ze starších harddisků, přičemž bylo využito jak značné homogenity permanentního magnetického pole v nich, tak i kruhové symetrie uchycení hard-



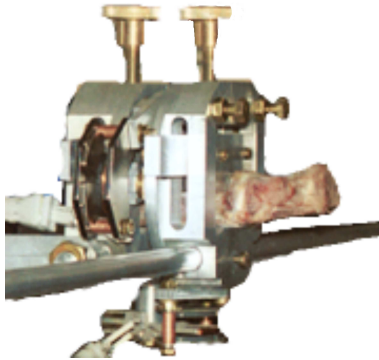
Obrázek 1.8: Detail prvku snímajícího rychlost vahadla při torzi. Při flexi jej bylo nutno otočit o $\frac{\pi}{2}$.



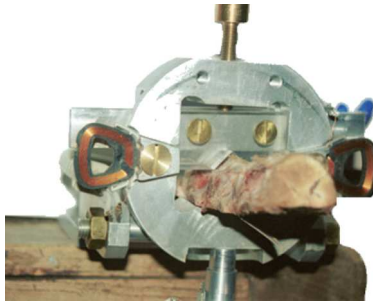
Obrázek 1.9: Nejdokonalejší verze aparatury měřící rychlost pohybu raménka ve dvou směrech a umožňující i jeho harmonické buzení byla vybavena pohyblivými závažími, kterými bylo lze měnit mechanický moment kmitadla v poměrně širokém rozmezí (1 : 30) bez nutnosti změny mechanického předpětí vzorku.

diskových hlaviček. Nutno říci, že s přibývajícím počtem snímačů a budičů bylo nastavení aparatury pro každý vzorek stále komplikovanější, neboť hrozil kontakt snímací cívky s permanentním magnetem a tím vznik suchého tření, čímž by bylo měření do značné míry znehodnoceno. Na této poslední, nejdokonalejší aparatuře bylo provedeno cca tři sta měření.

Dalším typem aparatury byl trojdimenzionální akcelerometrický kmitoměr (obr. 1.14), koncepčně zcela odlišný od třech výše uvedených modifikací principiálně stále stejné aparatury. Při konstrukci této aparatury jsme rezignovali na maximální přesnost dosahovanou v předcházejících případech. Odměnou nám bylo naprosté uvolnění kmitavého pohybu a umožnění snímat přelévání mechanické energie δ pulsem vybuzeného útlumového děje mezi jednotlivými složkami. Základní předpětí vzorku je u této aparatury velmi malé, což je značnou výhodou. Závislostí mechanických parametrů na předpětí se zabýval White a Panjabi [18]. Při tomto měření je jeden obratel pevně fixován mocným svěračem k nehybné podložce a druhý pak je přímo čtyřmi vruty v rovině kolmé k ose páteře upevněn pevný symetrický kříž o délce ramen 0,15 m, na jejichž koncích je optřen třemi piezoelektrickými akcelerometry typu SV 162 (obr. 1.14). I přesto, že krystaly v těchto snímačích jsou již namáhány stříhově, na rozdíl od jejich předchůdců dovážených z NDR (typ KD 35 a KD 17 firma Metra Mess-U Frequenztechnik MMF RADEBEUL) namáhaných ještě ještě

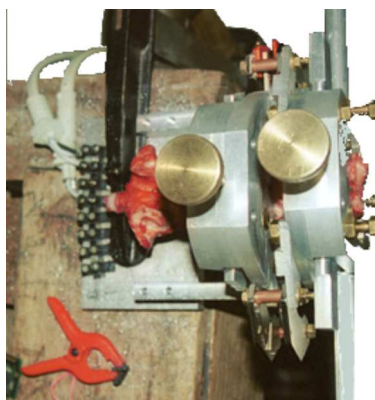


Obrázek 1.10: Způsob uchycení biologického vzorku do měřící aparatury byl snadný.



Obrázek 1.11: Při odklopených keramických permanentních magnetech je dobře vidět budící i snímací cívku.

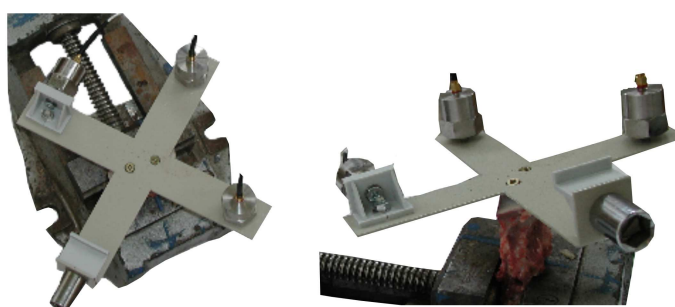
tlakově a používaných se střídavými úspěchy dříve, je vliv teplotních změn při citlivostech námi používaných ještě velmi patrný, přestože již asi třicetkrát menší. Tato měnicí se stejnosměrná složka znesnadňuje některé matematické operace.



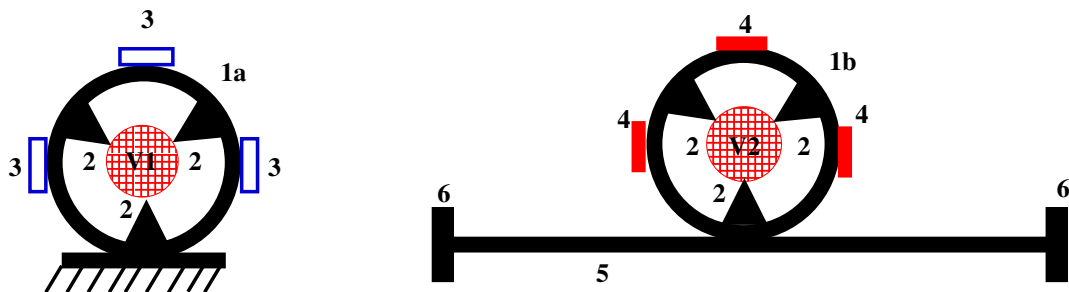
Obrázek 1.12: Vzorek horní krční ovčí páteře upnutý do aparatury.



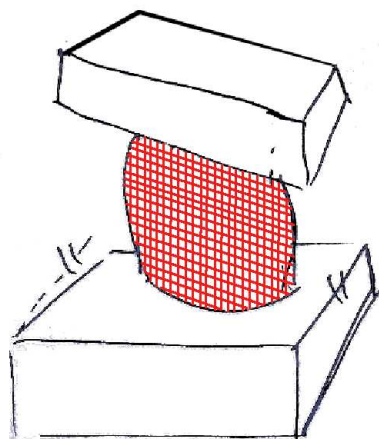
Obrázek 1.13: Celkový pohled na měřící aparaturu se vzorkem ovčí ploténky.



Obrázek 1.14: Aparatura se třemi stupni volnosti. Akcelerometry typu SV 162 jsou připevněny k pevnému kříži ve vzájemně kolmých směrech.



Obrázek 1.15: Schema konečné verze měřící aparatury. Přípravek (1a) pro uchycení prvního těla obratle (V1) k pevné nehybné podložce; přípravek 1b připojuje na tělo sousedního obratle (V2) momentovou tyč (5) a současně permanentní magnety (4), které tvoří pohyblivou součást snímačů rychlosti pohybu vahadla (momentové tyče). Na momentovou tyč se navléká symetricky závaží (6) určující jednak předpětí, hlavně pak ale moment kmitadla; (2) upevnění obratlů do přípravků.



Obrázek 1.16: Náčrt způsobu zatěžování meziobratlové ploténky v aparatuře se třemi stupni volnosti.

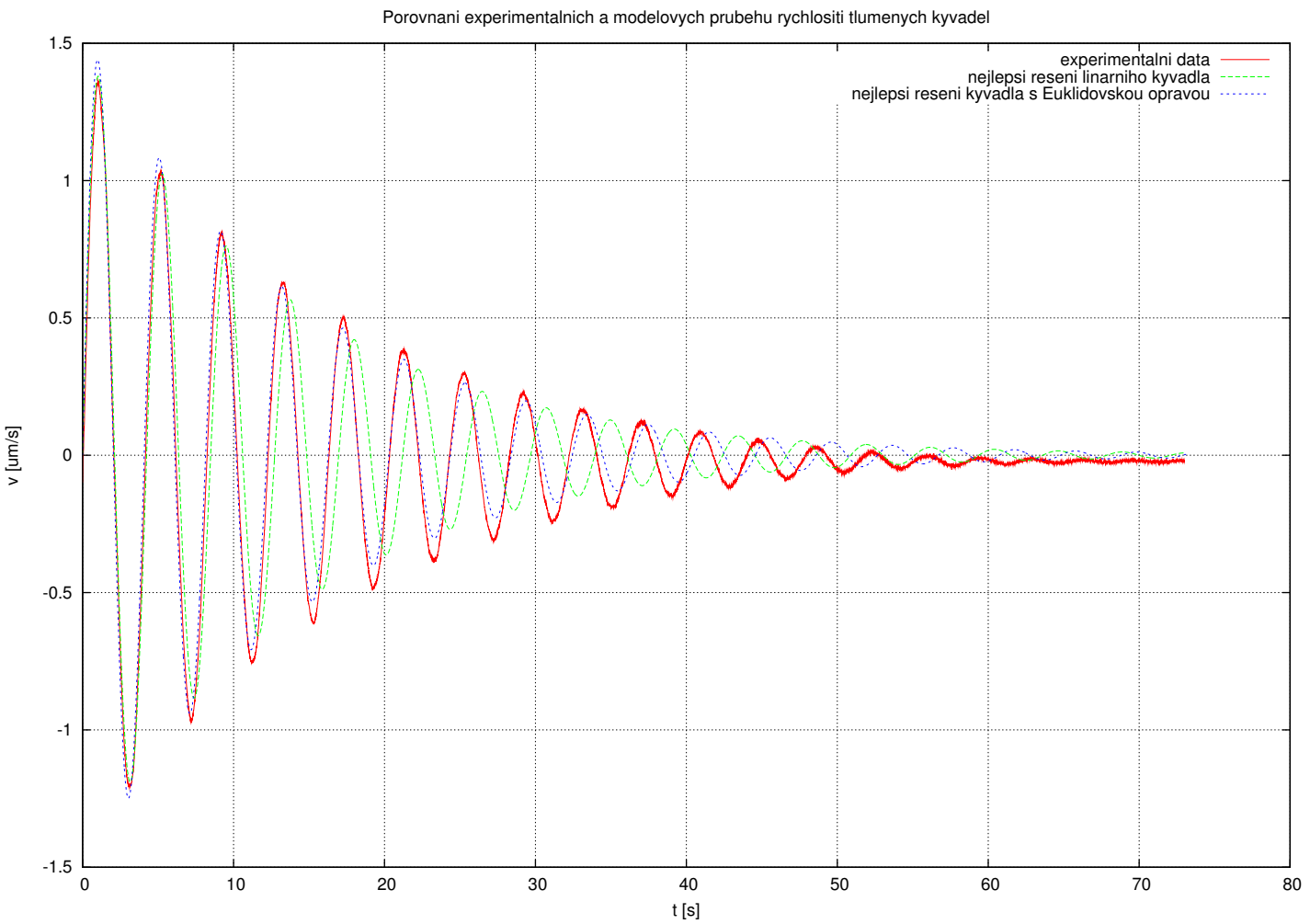
Diskuze

Obecně se v modelech meziobratlové ploténky předpokládá tuhost nezávislá na amplitudě pohybu nebo rostoucí s amplitudou. Tato práce ukazuje, že toto platí pouze pro amplitudy na horním okraji fyziologického rámce nebo i za ním. V oblasti malých výchylek hluboko uvnitř tzv. Panjabiho neutrální zóny [18], jejíž existenci tímto zpochybňujeme, však zcela jednoznačně platí opak, tedy měknutí se vzrůstající amplitudou. Je nepochybné, že k určení viskoelastických vlastností meziobratlové ploténky je vhodné přistupovat různými měřicími metodami. Naše poměrně nekonvenční metoda má mimo jiné za cíl nezaujatě vyhledat maximálně účelně skupinu parametrů popisujících v nejlepší možné míře hlavní vlastnosti ploténky v oblasti jejího nejčastějšího využití. Ačkoli u některých nekonvenčních parametrů, které navrhujeme pro posouzení rozdílu jak autentických plotének tak meziobratlových implatnátů, například koeficient γ , nevíme, jaké reálné přímo měřitelné veličině mohou odpovídat, pokládáme je však za velmi účelné, a to i přesto, že naše pokusy přímou rekonstrukcí potenciálů z naměřených dat nepřinášejí příliš povzbudivé výsledky a nedá se říci, že by jednoznačně potvrzovaly vhodnost vysvětlení zkrácení periody s klesající amplitudou jako deformaci potenciálové jámy. Naproti tomu je korelace průběhu řešení rovnice 1.1 s naměřenými útlumovými daty typu jako na obr. 1.17.

Tento obrázek ukazuje reálnou možnost popisu změny periody s amplitudou jako odchylky od kvadratického potenciálu. Pokud by to tak bylo, znamenalo by to rozpor s tvrzením prof. Ďoubala [21], který naměřil podobné závislosti pro cévní stěny a kůži, ovšem interpretuje je (bez matematického popisu) jako únavu materiálu. Konečnou odpověď na otázku, která z interpretací je správná, může nejspíše dát jen jiný typ experimentu:

Budeme-li například elektromechanickým budičem budit na konstantní frekvenci oscilace na vzorku v blízkosti jeho rezonanční frekvence, bude možné pozorovat buď zhruba dvacetiprocentní zmenšení amplitudy během cca třiceti až padesáti kmitů, pak dá příroda za pravdu spíše prof. Ďoubalovi, anebo se amplituda měnit nebude, resp. bude po začátku buzení jen monotónně stoupat, pak bude pravda je spíše na naší straně.

Jinou zajímavou otázkou je analýza přelivu energie u kmitání s třemi složkami. Zatím se nám nepodařilo popsat mezisložkový energetický přenos natolik, abychom byli schopni napsat vazební podmínky q_{ij} takové, aby zaručovaly jednostrannost energetického přenosu (obr. 1.19) nebo aby naopak mohlo v rámci jediného útlumového děje docházet k mnohonásobným energetickým přesunům mezi jednotlivými složkami oscilačního pohybu (obr. 1.20). Nejsme ani schopni rozhodnout, který z těchto dvou typů útlumu je v ploténce realizovatelný, potažmo pro ni optimální.



Obrázek 1.17: Porovnaní experimentálních dat (*sus crofa* L4-5, torze) rovinného kyvadla s ložiskem tvořeným ploténkou s nejlepšími možnými řešeními rovnic matematického kyvadla $\ddot{x} + 0,145\dot{x} + 2,21x + \frac{0,1}{\sqrt{1+x^2}} = \delta$.

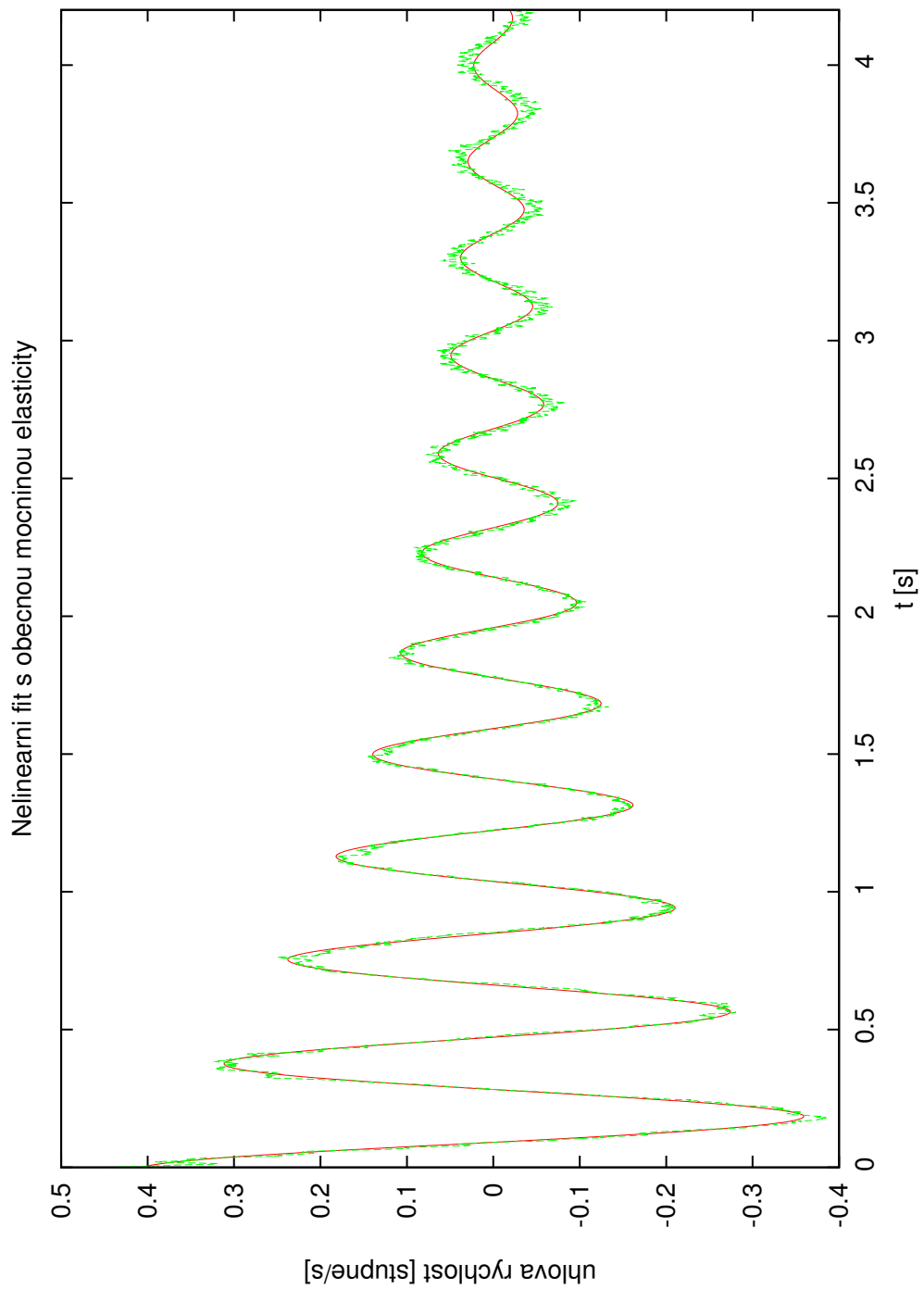
Také se můžeme například ptát, zda je možné, aby amplituda v primární budící složce byla ve fyziologickém případě v nějaké části útlumu menší než v sekundárně vybuzeném směru oscilace. Ještě podstatnější otázkou však je, zda celkový energetický útlum v sekundárním směru může překročit energii utlumenou ve směru primárního pohybu. Jakou asi podmínku pro q_{ij} by tato omezení znamenala?

Podářilo se nám naopak ukázat, že mezisložkový přeliv energie je velmi rychlý s relaxační dobou kolem dvou period rezonančního kmitu. Jsme přesvědčeni, že další analýza takto rozvolněného útlumového děje by odkryla další strukturální prvky popisu ploténkového útlumu.

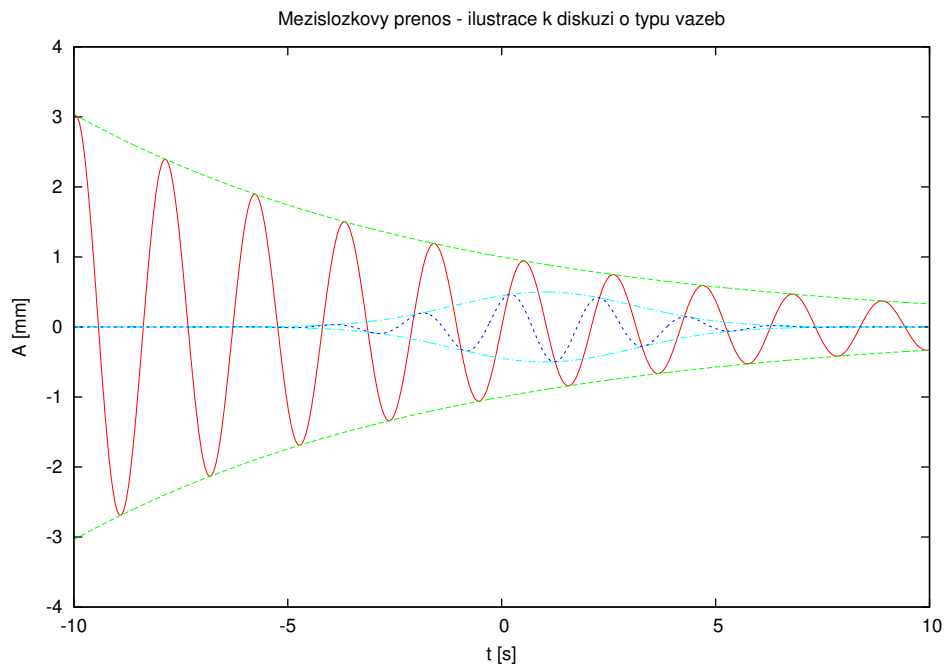
Co se týče použitého biologického materiálu potvrzujeme v podstatě skutečnosti udávané v literatuře [25], že totiž na použitém konkrétním zvířecím druhu je charakter naměřeným dynamických veličin nezávislý. Toto tvrzení je platné i přestože počet lamel *annulus fibrosus* je u ovcí typicky třikrát vyšší (tloušťka naopak pětkrát nižší) a *nucleus pulposus* je mnohem hutnější.

Daleko větší problém než typ zvířete je podle našich zkušeností stáří vzorku. Svalstva a šlach zbavená páteř si uchovává bez použití Ringerova roztoku svoje mechanické vlastnosti jen několik desítek minut, při vlhčení Ringerovým roztokem asi desetkrát déle. Zamrazení vzorku, byť obaleného ochranným textilním materiálem napuštěným tímto roztokem a uzavřeným v neprodyšném polyetylenovém krytu, ponechaný tak po několik týdnů, ovlivní po opětovném rozmrazení vzorku mechanické hodnoty minimálně o desítky procent. Získávání biologického materiálu ve vhodné podobě nebyl díky soukromým zemědělcům a chovatelům větší problém a vzorky se podařilo měřit velmi čerstvé. Většina zvířat pocházela od soukromého chovatele p. J. Růžičky z Prahy-Slivence. Rozmanipulováním zvířat řezníkem nepředstavovalo problém zejména u ovcí a jehňat, u prasat a selat bylo zapotřebí vyhledat řezníka ochotného provádět porážku takovým způsobem, aby se nepoškodila páteř. Tento způsob rozmanipulování je však běžný u soukromých chovatelů v celých jižních Čechách, čili ani to nepředstavovalo větších problémů.

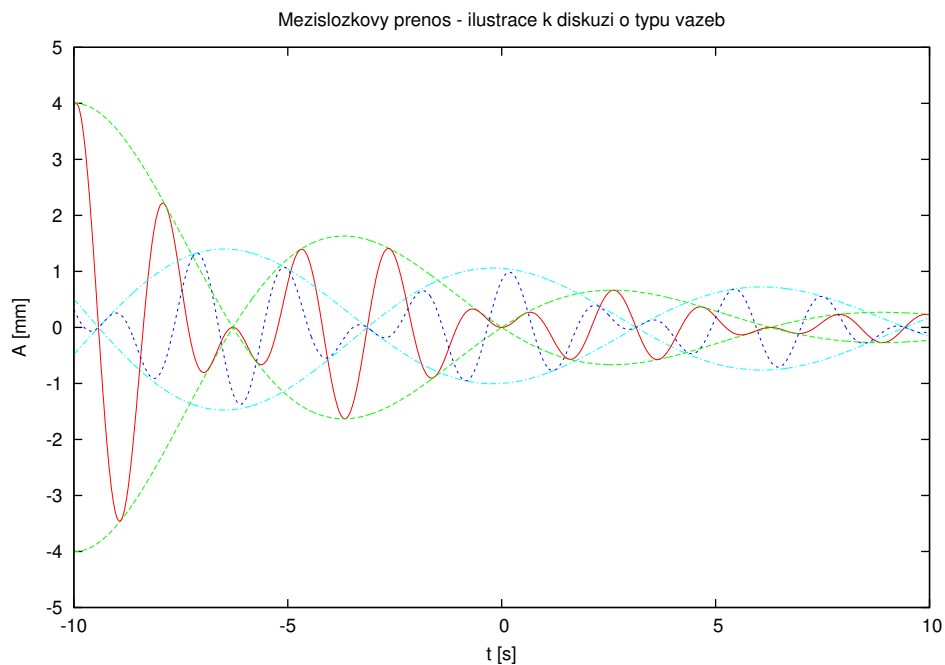
I přestože jsme dosáhli ve výpočtu parametrů z tabulky 1.4 pomocí vzorců 1.3, 1.4 a 1.5 s literaturou srovnatelných hodnot youngových modulů a viskozit (pro smykový Youngův modul pružnosti G přibližnou hodnotu $G = 1,6 \cdot 10^6 [Pa]$, a pro dynamickou viskozitu ν hodnotu $\nu = 8 \cdot 10^3 [Pa \cdot s]$), hlavní přínos této práce vidíme zvláště ve vytvoření dvou nových metodik, které jsou s to bez přídavných mechanických vazeb velmi jemně ukázat charakter nelinearity meziobratlového spojení i pro velmi malé výchylky. Tento charakter byl poměrně úspěšně popsán pomocí rovnice s mocninnou tuhostí (rov. 1.2), kde jsme zavedli parametr γ a mnohými měřeními ukázali jeho stabilitu a prospěšnost.



Obrázek 1.18: Porovnání nejlepšího naitovaného řešení rovnice $\ddot{x} + \beta\dot{x} + \omega^2|x|^\gamma \text{sign}(x) = 0$ a naměřených dat pro ploténku L4 ukazuje téměř dokonalou shodu v periodicitě signálu, avšak mírně se zvětšující odchylku maximálních amplitud způsobenou nelinearitou viskózního disipačního členu, který není dosud v rovnici zahrnut.



Obrázek 1.19: Náčrtek případu, kdy je energie disipována i ve druhé složce volnosti, avšak nedochází již k jejímu zpětnému přenosu. V obrázku jsou kromě konkrétního oscilačního průběhu zakresleny i obalové křivky.



Obrázek 1.20: Tlumený záznějový děj, kde dochází k několikanásobnému přelivu energie mezi složkami pohybu. V obrázku jsou kromě konkrétního oscilačního průběhu zakresleny i obalové křivky.

Závěr

Metodou volné oscilace, která se nám zdá pro určení viskoelastických vlastností ploténky jako celku vhodnější než konvenční trhací techniky [20], se nám podařilo identifikovat nelineárnost tuhosti v oblasti malých fyziologických kmitů pro flexe a rotaci. Za pomoci detailní analýzy útlumové křivky jsme stanovili poměrně úspěšnou opravu k potenciálu v rovnici matematického tlumeného kyvadla.

Tento opravný koeficient tvoří obecnou mocninu tuhosti a pohybuje se u čerstvých vzorků v rozmezí 0,92-0,95. Pro vzorky starší konverguje k 1. Tento opravný člen úspěšně vystihuje velkou část charakteru tuhosti, tedy měknutí materiálu při větších výchylkách. Ukazuje se, že tentýž koeficient je vhodné použít pro popis velmi malých oscilací i jiných tkáňových struktur jako je kůže či cévy [21]. Kupodivu i u nich se nalézá jeho hodnota ve stejných rozmezích jako u zde zkoumané ploténky.

Nyní již k samotným hypotézám této práce, viz vytýčené cíle (str. 5).

- ad **H1** Vyvrácena. Ukázalo se, že i v tak malém rozmezí deformací, kde probíhá deformace ploténky za života jedince běžně, a kterou nazýváme fyziologický rozsah deformací, platí, že deformace na deformační síle nezávisí beze zbytku lineárně, ale je třeba zde zavést nelineární opravný koeficient. Pozoruhodné je, že tento koeficient má za úkol vystihovat právě opačný trend, než by se z dříve publikovaných prací dalo předpokládat. Pro větší výchylky se totiž v této oblasti mikrovýchylek dynamického zatížení ploténka jeví jako méně tuhá než pro výchylky menší. Tento poznatek je ve svém důsledku v přímém rozporu s teorií tzv. Panjabihho neutrálních zón [22], které vymezují oblast klesající nebo až nulové tuhosti.
- ad **H2** Potvrzena. Přestože se ukazuje, že větší amplitudy jsou i ve fyziologických rychlostech deformace tlumeny rychleji než by odpovídalo prostému lineárnímu tlumení, je tato oprava velmi malá.
- ad **H3** Potvrzena. Ukazuje se, že útlum FSU jako celku nabývá svého maxima při vlastní rezonanční frekvenci stejné FSU.
- ad **H4** Potvrzena. Struktura ploténky je "navržena" tak, aby co možná nejrychleji odvedla přetížení z daného směru do směrů ostatních a zrovnoměnila tak zatížení svých struktur.

Modifikací měřicí aparatury jsme získali možnost experimentálně zkoumat mezisměrové energetické přenosy v rámci jednoho útlumového děje. O těchto přenosech jsme přesvědčeni, že významnou měrou přispívají k rozložení zátěže do všech substruktur ploténky, a tím k její větší odolnosti, stejně jako k maximálnímu útlumovému efektu.

Přestože jsme si vědomi nelineárnosti charakteru ploténky, pokoušíme se nejprve popsat mezisměrový přenos mechanické energie v ploténce jako lineární soustavu rovnic, což nám umožňuje stanovit tři vlastní frekvence a tři vlastní vektory systému ploténky, které, jak se dalo předpokládat, vycházejí téměř kolineárně s hlavními osami symetrie ploténky.

Tato práce především poukázala na neprobádanost mechanických přeměn a přenosu v meziobratlové ploténce v oblasti malých výchylek. Tedy takových, které jsou během života jedince nejčastěji používány a o přesné až o úzkostlivě přesné dodržení charakteru vazeb bychom se měli snažit. V rámci této práce byly vytvořeny především metody jak tyto vazby efektivně zkoumat (třebaže v podmínkách *in vitro*). Zde rozpracované metody se zdají být nástrojem velmi kvalitním pro porovnávání vhodnosti nových ploténkových náhrad, jakož i pro další výzkum parametrů a charakteru vazeb meziobratlového ploténkového spojení.

Příloha-rovnice a tabulky

Obratle	Ovce	Prase	Člověk
Krční	7	7	7
Hrudní	13	14-15	12
Bederní	6-7	6-7	5
Křížové	4	4	5
Ocasní (kostrč)	16-24	20-23	5

Tabulka 1.1: Základní anatomické rozdíly páteře lidské a v této práci měřené.

	tělesná teplota	tepová frekvence	dechová frekvence	dechový objem
Ovce domácí	$39,5^{\circ}C$	$60 - 120/min$	$19/min$	$300 ml$
Prase domácí	$39,0 \pm 0,5^{\circ}C$	$58 - 86/min$	$10 - 20/min$	$420 ml$

Tabulka 1.2: Srovnání vitálních charakteristik ovce domácí a prasete domácího.

$$U(x) = \frac{k_0}{2}x^2 + \alpha\sqrt{1 + \beta x^2}, \quad (1.1)$$

$$\ddot{x} + \beta\dot{x} + \omega^2|x|^{\gamma}sign(x) = 0 \quad (1.2)$$

$$\phi = Ae^{-\frac{r^4\nu}{4lJ}t} \sin\left(\sqrt{\frac{r^4G}{2lJ} - \frac{r^4\nu}{4lJ}} t + \alpha\right) \quad (1.3)$$

$$\frac{(\omega^2 + \beta)2lJ}{r^4} = G \quad (1.4)$$

$$\nu = \frac{4lJ\beta}{r^4} \quad (1.5)$$

$$\ddot{u} + 2b_p\Omega\dot{u} + \Omega^2u = 0, \quad (1.6)$$

Voda	1000 ml
Chlorid sodný	860 g
Chlorid draselný	0,30 g
Chlorid vápenatý 2 H_2O	0,33 g
Osmolarita	309 mOsm/l
Titrační acidita (pH 7,4)	< 0,3 mmol/l
pH	5,0 – 7,0

Elektrolyty	mmol/l
Sodík	147
Draslík	4,0
Vápník	2,3
Chloridy	156

Tabulka 1.3: Složení 1000ml Ringerova roztoku.

T_{max}	$\beta[m^{-1}s^{-1}]$	$\omega[s]$	$v_0[m/s]$	$\sqrt{\sum s^2}$
2.0	0.705842	8.855772	0.028329	0.000324
3.0	0.737315	8.887579	0.028528	0.000665
4.0	0.750027	8.916015	0.028595	0.001487
5.0	0.765199	8.939243	0.028712	0.002733
6.0	0.778611	8.958149	0.028826	0.004405
7.0	0.793356	8.970145	0.028989	0.006272
8.0	0.806981	8.977314	0.029156	0.007896
9.0	0.818162	8.978633	0.029317	0.009021
10.0	0.824395	8.978108	0.029411	0.009559
11.0	0.824335	8.977943	0.029405	0.009758
12.0	0.826938	8.977418	0.029451	0.009796

Tabulka 1.4: Fitovaná data od třetího průchodu kyvadla nulovou polohou. V prvním sloupečku tabulek je uveden čas, do kterého jsou fitovaná data brána v úvahu pro daný fit, výpočet sumy čtverců odchylek je uveden v posledním sloupečku. Druhý sloupeček obsahuje fitem získaný nejlepší koeficient β , třetí sloupeček lineární elastický člen ω , ve čtvrtém sloupečku vidíme hodnoty fitem získaných počátečních rychlostí. Nejlepší řešení rovnice (1.6).

Literatura

- [1] ARNOLD, V. I.: *Matematiceskije metody klassičeskoj mehaniki*. Moskva: Vydavatelství Nauka 1979.
- [2] BREPTA, R., PŮST, L., TUREK, F.: *Mechanické kmitání*. Praha: Sobotáles 1994.
- [3] BROŽ.: *Základy fyzikálních měření I*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství 1983.
- [4] BROŽ.: *Základy fyzikálních měření II*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství 1983.
- [5] DEPALMA, A. F., ROTHMAN, R. H.: *The Intervertebral Disk*. Philadelphia: W. B. Saunders Company 1970.
- [6] DOOB, M.: *Jemný úvod do T_EXu. Manuál pro samostatné studium*. Praha: Karolinum 1990.
- [7] HORÁK, J., KRLÍN, L.: *Deterministický chaos a matematické modely turbulence*. Praha: Academia 1996.
- [8] KOPKA, H., DALY, P. W.: *A Guide to L^AT_EX 2_ε*. Padstow: TJ Press 1995.
- [9] KOPKA, H., DALY, P. W.: *L^AT_EX Podrobný průvodce*. Brno: Computer Press 2004.
- [10] LUKEŠ, J.: *Microstructure and microrheology of intervertebral disc*. Diplomová práce ČVUT. Praha 2005.
- [11] MARŠÍK, F., DVOŘÁK, I.: *Biotermodynamika*. Praha: Academia 1998
- [12] MARVAN, F. & kol.: *Morfologie hospodářských zvířat*. Praha: Nakladatelství Brázda 1998.
- [13] NAJBRT, R. & kol.: *Veterinární anatomie*. Praha: Státní zemědělské nakladatelství 1973.
- [14] PROKEŠOVÁ, E.: *Moderní náhrady bederních meziobratlových plotének z pohledu biomechaniky a fyzioterapie*. Diplomová práce FTVS UK. Praha 2004.
- [15] REKTORYS, K. & SPOL.: *Přehled užití matematiky*. Praha: Nakladatelství Prometheus, s.r.o. 1995.

- [16] ŠOUREK, K.: Chirurgie meziobratlových bederních plotének. 1. vydání. Praha: Avicenum 1984.
- [17] WEINSTEIN, J. N., WIESEL S. W.: The Lumbar Spine. Philadelphia: W. B. Saunders Company 1990.
- [18] WHITE A, PANJABI M.: Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd Ed. Philadelphia, PA: J.B. Lippincott Co. 1990.
- [19] ZEMANOVÁ, P.: Popis struktury a viskoelastických vlastností meziobratlové ploténky. Diplomová práce FTVS UK. Praha 2001.
- [20] IATRIDIS, J. C., MACLEAN, J. J., RYAN, D.A.: Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading. In Journal of Biomechanic 2005 Vol. 35, Issue 9, Pages 1163-1171.
- [21] ĎOUBAL, S.: Reologické vlastnosti viskoelastických těles-identifikace modelů a odhad parametrů. *Česká a slovenská farmacie*, Vol. XLIX, Num. 3, pp. 124-130, 2000.
- [22] PANJABI, M. M., KRAG, M. H., CHUNG, T. Q.: Effects of Disc Injury on Mechanical Behavior of the Spine. *Spine* 7, Vol. 9, pp. 707-713, 1984.
- [23] PANJABI, M. M., KRAG, M. H., GOEL, V. K.: A Technique for Measurement and Description of Three-Dimensional Six Degree-of-Freedom Motion of a Body Joint with an Application to the Human Spine. *J. Biomechanics* 14, pp. 447-460, 1981.
- [24] PANJABI, M. M., BROWN, M., LINDHAL S. & AL.: Intrinsic Disc Pressure as a Measure of Integrity of the Lumbar Spine. *Spine* 8, Vol. 13, pp. 913-917, 1988.
- [25] WILKE, H. J., KETTLER, A., CLAES, L. E.: Are Sheep Spines a Valid Biomechanical Model for Human Spines? *Spine* 22(20), Vol. 15, pp. 2365-2374, 1997.
- [26] TAYLOR, T. K. F., MELROSE, J., BURKHARDT, D.: Spinal Biomechanics and Aging Are Major Determinants of the Proteoglycan Metabolism of Intervertebral Disc Cells. *Spine* 25 (23), Vol. 1, pp.3014-3020 2000.
- [27] www.mems.rice.edu/TAFSM/PROJ/AS/parachute.html. Staženo 19.8.2005.
- [28] www.nlm.nih.gov. Staženo 6.8.2005.
- [29] www.learntech.uwe.ac.uk. Staženo 6.8.2005.
- [30] www.emba.uvm.edu. Staženo 6.8.2005.
- [31] www.chirogeek.com. Staženo 7.8.2005.
- [32] www.spineuniverse.com. Staženo 7.8.2005.

- [33] <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/axsystem.php>.
Staženo 24.8.2005
- [34] <http://www.bartleby.com/107/>. Staženo 24.8.2005
- [35] <http://moon.ouhsc.edu/dthompso/namics/trunk.htm>. Staženo 24.8.2005
- [36] <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article107.html>. Staženo 24.8.2005
- [37] <http://iacuc.cwru.edu/policy/shgtaa.html>. Staženo 2.10.2005.