

**Univerzita Karlova v Praze**  
**Farmaceutická fakulta v Hradci Králové**  
katedra biofyziky a fyzikální chemie



Viskoelastické vlastnosti biologických materiálů  
(diplomová práce)



Hradec Králové, 2006

Zdeněk Cihlář

Děkuji Prof. RNDr. Ing. S. Ďoubalovi, CSc. za odborné vedení, asistenci a ochotu při vypracování mé diplomové práce a Doc. RNDr. P. Klemmerovi, CSc. za pomoc při vyhodnocování naměřených výsledků.

Zdeněk Cihlář

## Obsah

1. Úvod.....	4
2. Teoretická část.....	7
2.1. Struktura kosti.....	8
2.1.1. Obecná stavba kosti.....	8
2.1.2. Mikroskopická a makroskopická stavba kosti.....	9
2.1.3. vývoj a růst kostí.....	10
2.2. Biologické materiály z hlediska mechaniky a reologie.....	10
2.3. Reologie.....	14
2.3.1. Dynamické charakteristiky (impulsní, přechodová a frekvenční).....	15
2.3.2. Křivky toku.....	17
2.3.3. Reologické modely.....	19
2.4. Stanovení Youngova modulu pružnosti na základě měření v ohybu.....	22
2.5. Měření impulsní odezvy.....	24
2.5.1. Měřicí aparatura.....	25
3. Úkoly práce.....	28
4. Experimentální část.....	30
4.1. Metodika měření.....	31
4.2. Vlastní měření.....	31
4.2.1. Měření pro zatěžování v ohybu.....	31
4.2.2. Měření impulsní odezvy.....	32
5. Výsledky.....	33
6. Diskuze.....	44
7. Závěr.....	47
8. Literatura.....	49

## 1. Úvod

Reálná tělesa podléhají při mechanickém namáhání ve větší či menší míře deformacím. Klasická teorie pružnosti a pevnosti studuje v převážné míře závislosti mezi deformacemi a namáháními v situaci, kdy síly i deformace nabývají ustálených hodnot. Popis mechanických vlastností materiálu se obvykle zaměřuje na zjištění modulů pružnosti či na zatěžovací diagramy. Vzhledem k tomu, že tyto parametry a charakteristiky jsou zpravidla měřeny v ustálených stavech, jedná se o statické charakteristiky, které neobsahují informace o dynamice deformační odezvy /4/.

Biologické materiály, jako stěny cév, kosti, šlachy, pojivové tkáně atd., jsou za reálných podmínek zatěžovány dynamicky. Zatěžování probíhá v mnoha pravidelných či nepravidelných cyklech. Znalost dynamiky je tedy zcela zásadní například pro posouzení zdravotního stavu, průběhu hojení a regenerace, kompatibility tkání a náhradních materiálů (cév a cévních náhrad, kostí a implantátů) .

Mechanické vlastnosti biologických materiálů závisejí na věku a zdravotním stavu organismu, lze tedy očekávat jejich využití jako indikátoru funkčního (biologického) věku v gerontologii a jako diagnostického prostředku v medicíně.

Velká většina biologických materiálů stojí svými vlastnostmi mezi pevnými a pružnými tělesy a kapalinami. Patří mezi viskoelastická tělesa, jejichž dynamika deformační odezvy výrazným způsobem závisí na vlivu viskózní a elastické složky materiálu /1/.

Do kategorie viskoelastických těles lze zařadit např. kůži, kosti, stěny cévy, mnohé struktury vnitřních orgánů, šlachy, chrupavky, aj.

Obvykle se při popisu mechanických vlastností biologických materiálů vychází z mechaniky pevných pružných těles. Tyto metody jsou však pro dostatečný popis mechanického chování viskoelastických těles nevhodné. Metodika kvantitativního popisu mechanických vlastností viskoelastických těles je známa z reologie. Jejich mechanické chování má částečně pružný (elastický) a částečně plastický (viskózní) charakter.

Pro měření dynamických charakteristik (například frekvenční, impulsní či přechodové) nejsou prakticky k dispozici vhodné, komerčně dostupné měřicí

přístroje, ani není ucelená teorie kvantitativního popisu deformační dynamiky. Dílčí řešení pro lineární dynamické mechanické systémy spočívá v určování dynamické tuhosti či komplexní mechanické impedance a také ve vytváření reologických modelů viskoelastických těles.

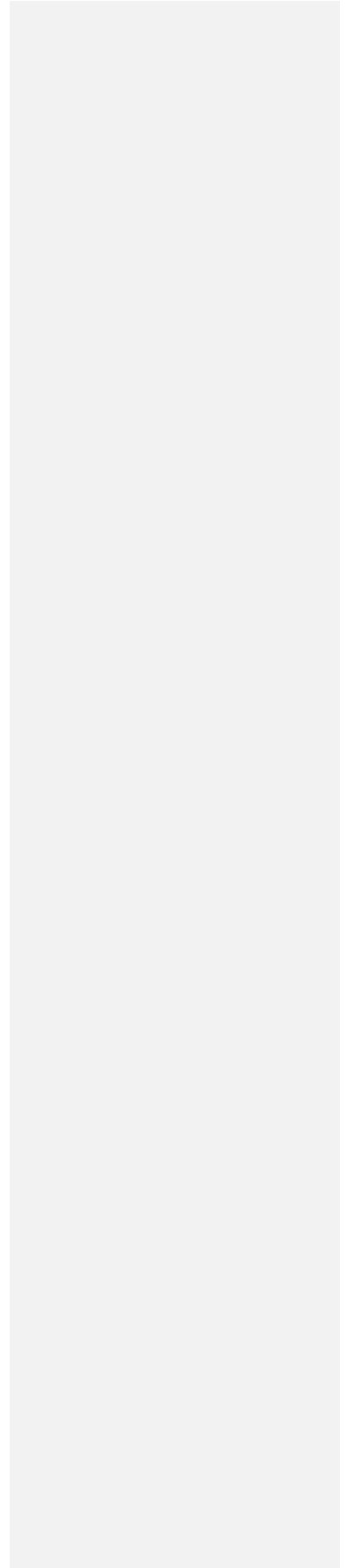
Dynamiku deformačních reakcí je možno měřit pomocí dynamického elastometru, který byl vyvinut na Farmaceutické fakultě UK v Hradci Králové. Je k dispozici teorie i software pro určení obecného popisu dynamického chování biologických (a podobných) materiálů na základě měření.

Jedná se zpravidla o měření dynamických charakteristik, tj. závislosti deformace na čase. Z průběhu charakteristik lze pak určit jak elastické, tak plastické parametry vzorků materiálů.

Cílem této práce bylo vypracovat metodiku měření viskoelastických vlastností bažantích kostí za použití vhodné měřicí aparatury, navržené na katedře biofyziky a fyzikální chemie, která umožňuje měřit dynamické charakteristiky. Metoda stanovení viskoelastických parametrů kosti je založena na měření deformační odezvy bažantí kosti na deformující sílu ve tvaru obdélníkového impulsu, tedy na měření tzv. křivky toku, a na měření tlumených kmitů na základě krátkého účinku deformující síly. Na základě experimentálně zjištěných křivek toku lze odvodit reologický model. K hodnocení mechanických vlastností měřeného materiálu pak slouží struktura těchto modelů a hodnoty jejich parametrů.

Ptačí lopatky byly zvoleny díky dostupnosti biologického materiálu a návaznosti na probíhající dlouhodobý pokus. Očekáváme, že metodiku bude možno aplikovat i na vzorky lidských kostí.

## **2. Teoretická část**



## 2.1. Struktura kosti

### 2.1.1. Obecná stavba kosti

Stavba ptačího těla je podřízena letovým schopnostem. Ptačí kosti jsou velmi lehké a tvrdé. Jejich lehkost je dána tím, že na rozdíl od ostatních obratlovců mají kosti duté. Zatímco u savců tvoří hmotnost kostry 15-30%, u ptáku dosahuje jen kolem 4% hmotnosti těla. Kostní dřevina, která u savců vyplňuje téměř všechny kosti, se u ptáků vyskytuje velmi omezeně. Nachází se hlavně mezi kostní trámčinou dlouhých kostí a v páteři.

Kostní tkáň je typem pojiva pro které je typická mineralizace mezibuněčné hmoty. Minerální složku tvoří až 65% hmotnosti kosti. Kost je bílá, tvrdá, a do jisté míry pružná. Slouží jako opora měkkým tkáním těla a jako mechanická ochrana vnitřních orgánů a zásobárna vápníku a fosforu.

Základní hmota má část ústrojnou a neústrojnou. Tyto části kosti lze od sebe oddělit a zjistit jaký má význam každá z nich. Ponoříme-li kost na několik dní do kyseliny chlorovodíkové, dojde k rozpuštění neústrojných solí. Takto odvápněná kost si podrží svůj tvar, ale dá se lehce stlačit a přitom je pružná a dá se krájet.

Vyžeháme-li kost, spálíme ústrojnou část kosti a zbydou jen neústrojné soli. Vyžehaná kost je sice pevná, ale velice křehká a snadno se drobí. Neústrojné soli na jedné straně zajišťují pevnost kosti, ale na druhé straně mohou zavinit její křehkost.

Základní hmota kostní tvoří buď nepravidelné pletivo, anebo je upravena ve vrstvičky – lamely. Podle toho se rozlišuje kost fibrilární – vláknitá, a kost lamelózní – vrstevnatá. U člověka se vláknitá kost vyskytuje pouze za ontogeneze. V dospělosti pak např. v místech kostních drsnatin a při úponech svalů a vazů. Nejčastěji má kost typickou stavbu lamelózní.



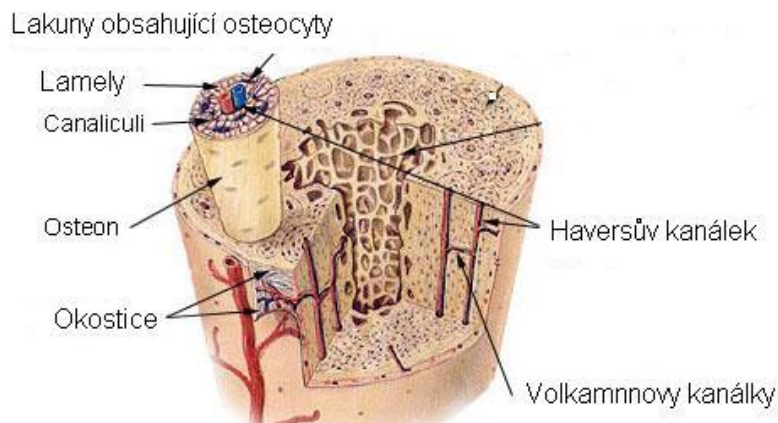
### 2.1.2. Mikroskopická a makroskopická stavba kosti

Kost vzniká činností buněk zvaných osteoblasty, které se podílí na tvorbě organických složek mezibuněčné hmoty. Osteoblasty mají bohatou organelovou výbavu a pomocí dlouhých výběžků jsou v kontaktu s ostatními osteoblasty a s cévou přivádějící živiny. Do nemineralizovaná kostní hmoty dochází k ukládání minerálů až postupem času. V okamžiku, kdy se osteoblast obklopí vyprodukovanou mezibuněčnou hmotou, změní se v osteocyt. Vznikají lakuny a kanálky kolem buněčných těl a výběžků. Osteocyt je uzavřen okolní kostí v lakunách, s okolím je spojen pouze výběžky, které vstupují do jemných kanálků - canaliculi ossei. Tudy probíhá látková výměna látková mezi osteocytem a okolní mezibuněčnou hmotou.

Osteoklasty jsou obrovské mnohobuněčné buňky, které naopak kostní tkáň odbourávají. Produkují proteolytické enzymy jako kyselou fosfatázu a kolagenózu, čímž resorbují vytvořenou kostní tkáň a umožňují přestavbu kosti.

Povrch kosti kryje vazivový obal neboli periostem (okostice). Tvoří jej dvě vrstvy. Vrstva zevní fibrózní a vrstva hlubší kambiová, obsahující větší množství vazivových buněk a vláken. Např. Sharpeyova vlákna, jež pronikají i do povrchových vrstev kosti. Okostice zajišťuje cévní zásobení kosti, umožňuje růst kostí do šířky, upínají se na ni svaly a umožňuje hojení zlomenin. Cévy pronikající do kosti tzv. Volkmanovými kanálky.

Osteon je válcovitá struktura, probíhající rovnoběžně s povrchem kosti. Uprostřed osteonu se nachází Haversův kanálek vyplněný řídkým vazivem, kterým vedou cévy a nerv. Stěnu osteonu tvoří 6-15 trubcovitých lamel. Ve stěnách lamel jsou jamky (lakuny) v nichž jsou uloženy osteocyty případně osteoblasty. Lamely jsou tvořeny kolagenními vlákny v mineralizované amorfní mezibuněčné hmotě. Haversovy kanálky jsou navzájem propojené příčně probíhajícími Volkmanovými kanálky. Kromě fibroblastů, elastických a kolageních vláken obsahuje cévní pleteně a nervová zakončení.



Obr. č. 1 Stavba kosti

### 2.1.3. vývoj a růst kostí

Kost se tvoří procesem zvaným osifikace. Osifikační děj je složitý. Pokud dochází k osifikaci z vaziva jde o desmogenní osifikaci (typická pro některé ploché kosti) pokud z chrupavky jde o osifikaci chondrogenní (typické pro některé ploché kosti). Jak při osifikaci ve vazivu, tak ve chrupavce vychází impuls z buněk, které jsou umístěny podél krevních cév a diferencují se v tzv. osteoblasty.

## 2.2. Biologické materiály z hlediska mechaniky a reologie

Biologické materiály zajišťují funkčnost organismu po mechanické stránce. Máme na mysli ty materiály, které bez působení vnějších sil zachovávají svůj tvar a mají tedy v zásadě charakter pevných těles (tělesnými kapalinami se nebudeme zabývat). Jedná se o velmi různorodou skupinu materiálů. Patří sem například kůže, šlachy, kosti, chrupavky, pojivové struktury, nejrůznější blány a pleny, stěny cév a dalších trubic, vlasy, nehty atd. Ve fyziologických podmínkách má pro popis mechanického chování těchto materiálů hlavní význam vztah mezi silami a deformacemi. V extrémních

situacích a v některých patologických stavech nás dále zajímají meze pevnosti, popřípadě křehkost, lámavost či tažnost těchto materiálů. Spíše okrajový význam má pak tvrdost biologických materiálů.

U výše zmiňovaných biologických materiálů je v reálných podmínkách charakter zatěžování dynamický a časově proměnný. Pro popis mechanického chování musíme proto hledat nejen závislosti mezi silami a deformacemi v ustálených stavech, ale musíme získat informace o dynamice těchto závislostí.

V podstatě lze říci, že reálná tělesa podléhají při mechanickém namáhání ve větší či menší míře deformacím, přičemž klasická teorie pevnosti a pružnosti pro posouzení mechanických vlastností biologických materiálů zcela nepostačuje. Studuje převážně závislost mezi deformacemi a namáháními v situaci, kdy síly a deformace nabývají ustálených hodnot. Využívá tedy statické charakteristiky, které neobsahují informace o dynamice deformační odezvy (modul pružnosti, zatěžovací diagramy).

Deformaci lze charakterizovat jako změnu tvaru a objemu těles, které se mění pod vlivem působení vnějších sil. U tuhých průmyslových těles lze říci, že deformace mohou být pružné (elastické) nebo trvalé (plastické). Toto tvrzení však u viskoelastických těles neplatí. Pro popis chování viskoelastických těles využíváme reologické modely (viz dále).

Platí všeobecné pravidlo, že při malých silách dochází k pružným deformacím, které po vymizení působící síly mizí, zatímco při velkých silách dochází k takovým změnám, které v určité míře přetrvávají, i když deformující síla přestane působit.

Podle schopnosti podléhat v různé míře deformacím lze reálná tělesa rozdělit na:

- tuhá tělesa – která si zachovávají tvar i při působení vnějších sil (síly nezpůsobí deformace)
- pevná pružná tělesa - jsou taková, u nichž síly působí jen pružné deformace, které po vymizení působící síly zanikají

- reálná pevná tělesa – jsou taková, u nichž síly působí pružné i trvalé deformace. Při větších silách se vyskytuje tok /4/.

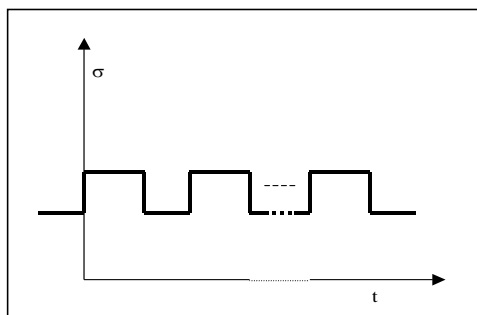
Obecně lze říci, že většina látek se v určitém rozsahu malých deformujících sil chová tak, že deformace je lineárně závislá na působícím napětí. Tak je tomu až do meze úměrnosti. Prakticky se při malých napětích většina materiálů chová jako dokonale pružná látka. Robert Hooke vyjádřil tento poznatek tvrzením: „Deformace je přímo úměrná namáhání.“

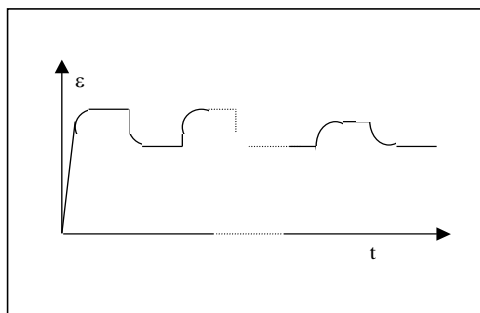
Schopnost látek vrátit se po odeznění namáhání do původního tvaru se nazývá pružnost. Míra pružnosti látek se určuje rozsahem oblasti v diagramu závislosti mezi namáháním a deformací, ve které látka reaguje pouze pružnými deformacemi (oblast pružnosti).

Poměr mezi napětím a relativní deformací se nazývá modul pružnosti a udává tuhost materiálu.

Poměr mezi deformací a napětím (převrácení hodnota pružnosti) udává poddajnost materiálu.

Obr. č. 2 a 3 Cyklické zatěžování a typická odezva biologických materiálů





Při opakovaném zatěžování probíhá zatěžovací křivka po hysterezní smyčce. V některých případech se smyčka posunuje a mění svoji plochu. Je-li zatěžování v takovém rozsahu, že nedochází k porušení jeho struktury, je tento jev obvykle reverzibilní. Pokud kost na dostatečně dlouhou relaxační dobu odlehčíme, kost se vrací k původním vlastnostem.

Specifičnost mechanických vlastností biologických materiálů vyplývá z jejich vnitřní struktury. Struktura vnitřní stavby těchto materiálů je ovšem velmi rozmanitá. V situacích, kdy vztahy mezi silami a deformacemi neovlivňují aktivní metabolické procesy (nebudeme se zabývat například aktivní činností svalů), je pro většinu biologických materiálů typické, že jsou složeny ze struktur více méně pružných (chovajících se jako pevná pružná tělesa) a amorfní viskózní matrix, která tyto elastické struktury obklopuje. Pružné složky mají často vláknitou strukturu, stočenou mnohdy do spirálních útvarů, nebo mají charakter lamel či trámčů. V řadě případů je takováto základní struktura hierarchicky uspořádána do více úrovní /4/.

S jistou licencí lze říci, že pružné struktury určují statickou deformační odezvu, kdežto celková dynamika odezvy je určena interakcí pružných struktur a viskózní, amorfní matrix. Komplexnost stavby biologických materiálů pak vede k obecně nelineárnímu chování, jak v dynamickém, tak statickém zatěžovacím režimu.

Nelinearita deformační odezvy značně komplikuje popis deformačního chování. Často však lze využít i lineární metody popisu. Zejména v případě

cyklického zatěžování a v případech, kdy jsou deformace dostatečně malé, tak aby bylo možné nelineární závislost linearizovat.

## 2.3. Reologie

Reologii je možno definovat jako nauku o přetváření materiálů, deformacích a toku. Zbývá se hlavně dynamikou těchto procesů. Na rozdíl od klasických metod hodnocení mechanických vlastností vycházejících u pevných těles z teorie pružnosti a pevnosti, u kapalin z hydromechaniky, respektuje reologie fakt, že reálné materiály mají do jisté míry současně vlastnosti kapalin (reagují tokem) i pevných látek (reagují pružně), tzn., že se chovají jako tělesa viskoelastická.

Reologie rozděluje tělesa podle viskózních a elastických vlastností následujícím způsobem:

- Tuhé těleso – nemá žádné pružné či viskózní vlastnosti
- Pevné pružné těleso – reaguje jen pružně
- Reálné pevné těleso – převažuje pružné chování, jen malý vliv viskózních vlastností
- **Viskoelastické těleso** – současně se vyskytují pružné i viskózní vlastnosti
- Neneutronovská (reálná) kapalina – převažují viskózní vlastnosti s jistým vlivem pružnosti
- Newtonovská kapalina – má jen viskózní vlastnosti
- Ideální kapalina

Reologické axiomy

- a) Každý materiál má vlastnosti, které jsou souhrnem všech typů reologických vlastností (obvykle elasticity a viskozity).
- b) Pokud materiál projevuje jen jednu reologickou vlastnost, je to v důsledku potlačení ostatních reologických vlastností.
- c) Za působení hydrostatického tlaku reagují všechny materiály pružně.

Primárním zdrojem informací v reologii jsou reologické diagramy (reogramy). Vyjadřují závislost reologických vlastností na čase. Mezi nejdůležitější a nepoužívanější reogramy patří křivky toku (creep curves), na jejímž základě lze odvodit parametry odpovídajících reologických modelů. Další základní dynamické charakteristiky jsou přechodová, impulsní a frekvenční.

### 2.3.1. Dynamické charakteristiky (impulsní, přechodová a frekvenční)

Biologické materiály (jak jsme již uvedli v úvodu) jsou v běžných situacích namáhány nejen staticky, ale převážně dynamicky. Vztahy mezi deformujícími silami a deformacemi nelze tedy plně popsat klasickými metodami odvozenými z teorie pružnosti a pevnosti, protože používané vztahy a charakteristiky jsou založeny na statických měřeních. Implicitně se v této situaci předpokládá, že materiál reaguje na deformující síly okamžitě (nebo že doba reakce je pro daný účel nepodstatná). Pouze omezeně se v některých případech provádějí dílčí dynamická měření. Jedná se především o měření zatěžovacích křivek při různých rychlostech zatěžování, případně opakovaná měření v cyklech. Z těchto měření lze získat dílčí informace o linearitě chování mechanických systémů, trvalých deformacích a pod., úplný popis dynamiky však na základě těchto měření získat nelze.

U těles viskoelastických je dynamika mechanického chování podstatná. Běžně prováděná měření křivek toku patří do skupiny dynamických měření. Z těchto měření lze sice principiálně získat popis dynamiky mechanického chování těles, popřípadě identifikovat reologický model (tj. určit jeho strukturu) i vypočítat parametry prvků modelu. Běžně uváděné postupy při identifikaci reologických modelů a při odhadu parametrů prvků jsou však neúplné a nesystematické. V další části uvedeme proto obecnější teorii a praktický postup při její aplikaci.

#### Impulsní charakteristika

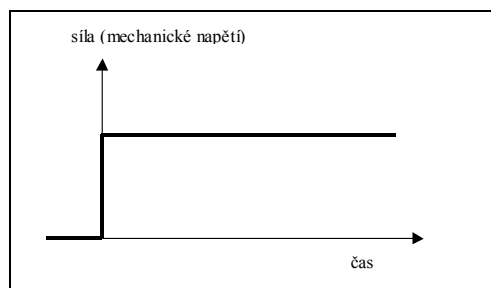
Jedná se o deformační odezvy na impuls deformující síly trvající po velmi krátkou dobu. Teoreticky by mělo být vstupní působení nekonečně krátké. Prakticky řádově kratší než jsou časové konstanty systému. Mírou velikosti impulsu je plocha impulsního časového průběhu. Princip spočívá v tom, že

system se impulsem uvede rychle do „pohybu“, po ukončení impulsu se deformace systému dále mění, dynamika deformace je v tomto případě závislá pouze na parametrech systému. Prakticky bývá problém zajistit vhodný průběh vstupního impulsu (velikost a krátké trvání). Tato metoda se používá hlavně při měření rezonančních a při měření vlastních tlumených kmitů systému.

#### Přechodová charakteristika

V nejjednodušší formě se jedná o deformační odezvu na skok deformující síly. Deformující působení je ve formě velmi rychlé změny vstupu z nulové úrovně na konstantní velikost.

Pro určení dynamiky deformační odezvy je tato metoda často prakticky schůdnější než měření impulsní charakteristiky. Kromě určení parametrů lineárních systémů lze tuto metodu aplikovat i u systémů nelineárních. Proměřením odezvy na skoky mezi vhodně volenými hladinami vstupu lze zjistit, zda se systém chová lineárně, a v případě nelineárního chování lze charakterizovat a popsat nelinearity.



Obr. č. 4 Průběh vstupní veličiny pro měření přechodové charakteristiky.

#### Frekvenční charakteristiky

Frekvenční charakteristiky jsou deformační odezvy na harmonické změny deformující síly. Měření se provádí zpravidla tak, že vstupní veličina (síla, mechanické napětí) má sinusový průběh, konstantní či definované amplitudy a fáze. V průběhu měření se mění jeho frekvence. Měří se amplituda



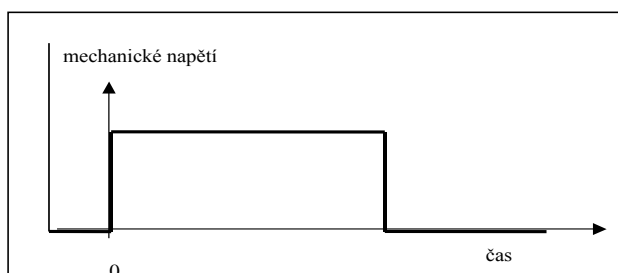
a fáze výstupní veličiny (deformace). Měření je náročné, v mechanice se používá zejména pro určování tzv. komplexního modulu pružnosti  $E/2$ .

### 2.3.2. Křivky toku

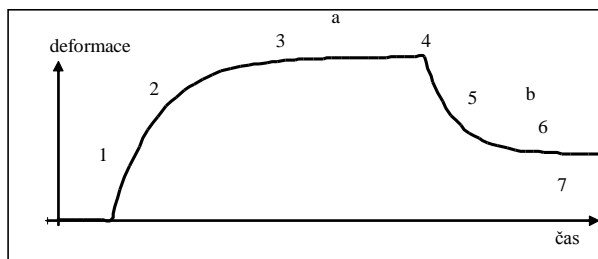
Křivky toku jsou dynamické charakteristiky udávající časovou závislost deformace viskoelastického tělesa jako odezvu na obdélníkový impuls deformujícího napětí.

Deformační odezva je sledována během působení deformujícího napětí a ještě jistou dobu po odstranění napětí.

Deformující napětí může být obecně libovolného typu (tahové, tlakové, torzní, atd.). Z praktických důvodů se často konstruuje křivka toku jako odezva na deformující sílu



Obr. č. 5 Průběh vstupní veličiny pro měření křivky toku.



Obr. č. 6 Příklad modelového průběhu křivky toku pro viskoelastická tělesa

Pokud křivka toku dosáhne v průběhu trvání vstupního impulsu (obr. 6. část a) konstantní úrovně, lze ji považovat za složení dvou přechodových charakteristik (obr. 6, část a a část b). Tato situace je typická pro řadu viskoelastických materiálů při relativně malých zatíženích. Takto reagují mnohé biologické materiály ve fyziologických podmínkách namáhání (cévy, šlachy, kůže a pod.). Při vyšších zatíženích, či u materiálů, jejichž chování se blíží ke kapalinám, může po určité době trvání impulsu docházet po určitou dobu k lineárnímu prodlužování (lineárnímu toku).

Na křivce toku lze nalézt oblast rychlé odezvy (1). V této oblasti se těleso chová přibližně jako těleso pevné pružné. Dále nastupuje tzv. oblast viskoelastivity (2), kdy těleso vykazuje zřetelně vlastnosti elastické a viskózní a dále oblast tzv. lineárního toku (3), kdy převažují vlastnosti viskózní (těleso teče – chová se přibližně jako kapalina). Bod (4) reprezentuje maximální dosaženou deformaci. Po ukončení deformující síly obsahuje graf oblast 5 (tzv. pružný odskok) a oblast 6, která se nazývá oblast zpětného toku. Dále křivka obsahuje oblast (7), která představuje trvalé změny ve tvaru tělesa po ukončení námahy.

Výše uvedený způsob hodnocení křivek toku viskoelastických těles ovšem neumožňuje plně využít informací obsažených v experimentálně získaných křivkách toku. Je proto vhodné analýzu křivek toku doplnit navržením vhodného reologického modelu a provést identifikaci tohoto modelu /1/.

### 2.3.3. Reologické modely

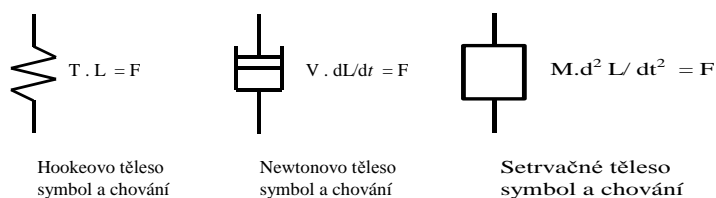
Mechanické chování reálných těles je souhrnem elastických, plastických (viskózních), setrvačných, nelineárních a dalších vlastností. Jak již bylo uvedeno předchozích analýzách, chování viskoelastických těles obsahuje rysy elastických a rysy viskózních těles. Popis chování takového systému je z matematického hlediska obtížný.

Prakticky je proto přijatelnější popisovat chování viskoelastických těles pomocí tzv. reologických modelů. Vychází se ze základního reologického axiómu, který předpokládá, že mechanické chování těles obsahuje současně elastickou i plastickou složku. Tyto vlastnosti sice jsou "rozptýleny" v celém prostoru tělesa, nicméně celkové chování je často možné vystihnout pomocí modelů.

Reálné těleso se nahrazuje pro účely analýzy popisu chování modelem, který je zpravidla tvořen kombinací tzv. Hookeových a Newtonových těles. Tyto prvky se chovají lineárně a můžeme proto mluvit o lineárních modelech. Takto vytvářené modely velmi často nepostihují chování reálných systémů, dokonce ani v situacích, kdy je splněna podmínka lineariry chování, protože neberou v úvahu vliv setrvačných sil. Jsou použitelné jen za předpokladu, že setrvačné síly (dané součinem hmotnosti a zrychlení) jsou zanedbatelné. Tato podmínka často není splněna a vede k chybným výsledkům. Obecně je třeba modely doplnit ještě setrvačným členem .

Hookovo těleso je idealizované těleso, mající jen elastické vlastnosti. Odpovídá definici pevného pružného tělesa. V reologických modelech se Hookeovo těleso znázorňuje jako stylizovaná pružina a prezentuje čistě elastické vlastnosti.

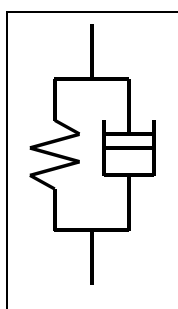
Newtonovo těleso odpovídá vlastnostem newtonovské kapaliny a prezentuje čistě viskózní vlastnosti. V reologických modelech se znázorňuje jako stylizovaný píšť.



Obr. č. 7 Model a symbolika Hookeova tělesa (pevné pružné těleso), Newtonova tělesa (Newtonovská kapalina) a setrvačného tělesa.  $L$  je délka,  $F$  je síla působící deformaci či tok,  $T$  resp.  $V$  jsou koeficienty vyjadřující tuhost Hookeova tělesa resp. vnitřní tření Newtonova tělesa.

Kombinací těchto těles můžeme získat různě složité modely. Modely se volí podle reologických vlastností těles tak, aby se vlastnosti modelu co nejvíce blížily skutečnosti.

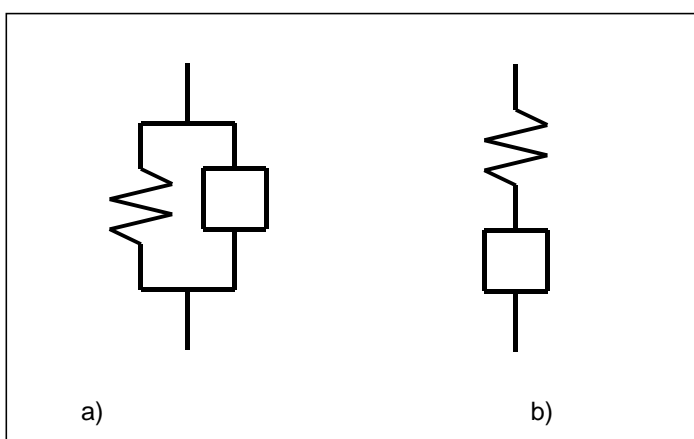
Mezi jednoduché modely patří model Voigtův, který vznikl paralelním spojením Hookova a Newtonova tělesa. Nebere však v úvahu vliv setrvačných sil. Dobře vystihuje chování řady jednoduchých materiálů, jako jsou nitě, náplasti, plastické hmoty apod.



Obr. č. 8 Voigtův model

#### Hookeovo těleso se setrvačným členem

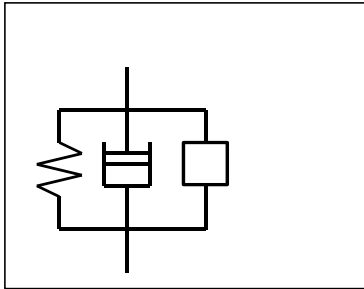
Pevné pružné těleso, mající nezanedbatelné setrvačné vlastnosti odpovídá chováním pružiny se závažím, bez tlumení (tzv. mechanického oscilátoru). V souladu se zavedenou symbolikou je model na obr. č. 9 a. Pro pružinu (se zanedbatelnou hmotností) ve spojení s hmotným tělesem (těleso na pružině) je odpovídající model na obr. č. 9 b.



Obr. č. 9 Hookeovou těleso se setrvačným členem

#### Voightův model se setrvačným členem

Mnohé viskoelastické materiály se s dostatečnou přesností chovají podle Voightova modelu. Voightův model je použitelný v případě, kdy při odezvě na obdélníkový impuls nezůstávají trvalé deformace a pokud odezvy mají tvar exponenciály. Takto se chovají také čtené plastické materiály a některé biologické struktury.



Obr. č. 10 Voightův model se setrvačným členem

## 2.4. Stanovení Youngova modulu pružnosti na základě měření v ohybu

V řadě případů je přesnější a praktičtější určovat Youngovy moduly nepřímo, na základě deformací v ohybu. Platí to především v situaci, kdy deformace v tahu jsou malé, v důsledku velké tuhosti materiálu. Vzorky materiálů zpravidla používáme ve tvaru tyče válcového tvaru, nebo tyče ve tvaru hranolu se čtvercovým nebo obdélníkovým průřezem. Délka tyče se obvykle volí výrazně delší (o řád) než rozměry základny. Měření je možno provádět při upevnění vzorku na jednom konci, přičemž deformující síla působí na druhém konci (ve vzdálenosti  $l$ ).

Rovnovážnost sil

$$F = M \frac{d^2 L}{dt^2} + V \frac{dL}{dt} + T L$$

Kde  $F$  je externí síla,  $M$  je hmotnost,  $V$  je Newtonův koeficient,  $T$  je Hookův koeficient materiálu,  $L$  je deformace.

Rovnováha pohybu pro dynamické zatěžování při ohybu je následující

$$M \frac{d^2 L}{dt^2} + a_i \eta \frac{dL}{dt} + b_i E L = 0$$

Kde  $a_i$  a  $b_i$  jsou koeficienty, které závisí na tvaru vzorků a typu zátěže,  $\eta$  je viskozita,  $E$  je Youngův modul pružnosti.

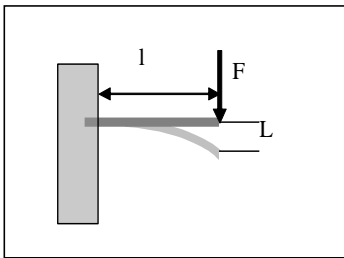
V případě, že používané vzorky mají tvar hranolu, pro koeficient  $a_i$  platí následující:

$$a_i = b_i = \frac{wt^3}{4l^3}$$

Kde  $w$  je šířka vzorku,  $t$  je tloušťka a  $l$  je délka vzorku.

Vzorec pro výpočet Youngova modulu  $E$  při zatěžování v ohybu je tento:

$$E = \frac{F}{L} \frac{4l^3}{wt^3}$$



Obr. č. 11 Měření namáhání v ohybu pro dvoubodové měření

## 2.5. Měření impulsní odezvy

Měřili jsme odezvu na impuls a křivky toku. Obě odezvy (jak impulsní tak měření v ohybu) jsou dynamické. Protože dynamické parametry se lépe určují z impulsních charakteristik, použili jsme pro jejich výpočty impulsní charakteristiku. Z křivky toku jsme počítali jen velikost statické odezvy (odezvy v ustáleném stavu) a z ní pak statický modul.



Obr. č. 12 Měření impulsní odezvy

Na konci vzorku je upevněno těleso o hmotnosti  $M$ , které vyvolává setrvačné síly řádově větší, než jsou setrvačné síly vyvolávané samotným vzorkem. Parametry vzorku a přídavná hmotnost jsou voleny tak, aby soustava vykonávala po jednorázovém vnesení energie tlumené kmity.

Dynamická rovnováha sil

$$0 = M \cdot d^2L/dt^2 + V \cdot dL/dt + T \cdot L$$

Pro frekvenci tlumených kmitů platí:

$$\omega = \frac{\sqrt{4MT - V^2}}{2M},$$

z toho vyplývá

$$\omega = \sqrt{\frac{T}{M} - k^2}$$



z toho lze určit  $T$

$$T = (\omega^2 + k^2)M$$

Tlumení harmonických kmitů:

$$L = A e^{-kt}$$

$$k = \frac{V}{2M}$$

z toho lze určit  $V$

Pro amplitudu kmitů (jako odezvy na impuls síly) platí:

$$A = \frac{\Delta l}{M} \cdot e - \left( \frac{V}{2M} \right) \cdot t$$

$$A = \frac{\Delta l}{M} \cdot e^{-\frac{V}{2M} t}$$

Pro homogenní vzorek platí:

$$V = \frac{3\eta J}{l^3}$$

$$T = \frac{3E \cdot J}{l^3}$$

pro obdélníkový průřez (rozměry průřezu  $a$ ,  $b$ ,  $b$  je ve směru síly) platí:

$$J = \frac{a \cdot b^3}{12}$$

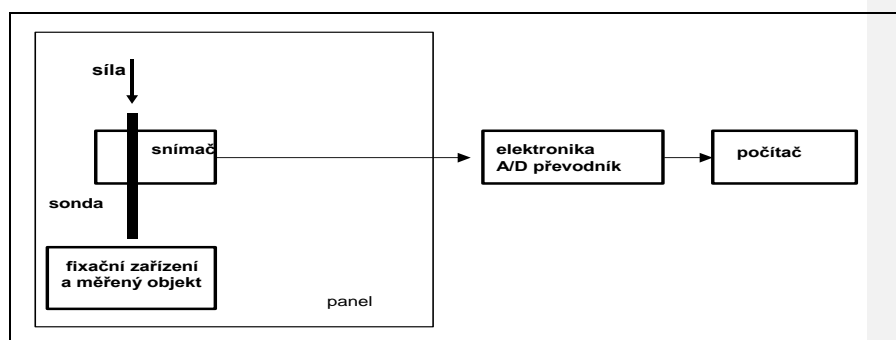
Pro homogenní průřez lze tedy z předchozích vztahů určit modul pružnosti  $E$  a viskozitu  $\eta$ .

### 2.5.1. Měřicí aparatura

Měřicí aparatura byla vyvinuta na katedře Biofyziky a fyzikální chemie a používá se na měření křivek toku viskoelastických materiálů. Je určena zejména pro měření biologických materiálů jako jsou kůže, cévy, šlachy, kosti atd.

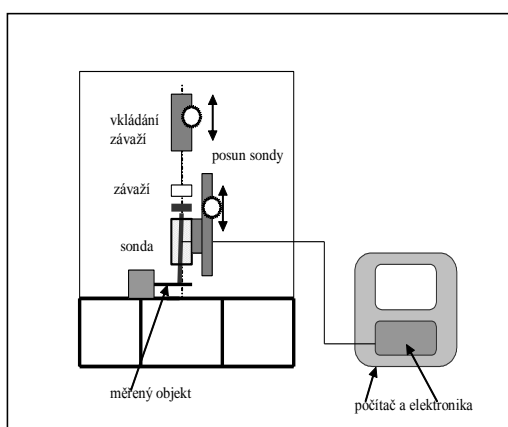
Výsledkem měření jsou jednak statické charakteristiky (moduly pružnosti, závislosti deformací na mechanickém namáhání, trvalé deformace atd.), jednak

dynamické charakteristiky (křivky toku, přechodové charakteristiky atd.). Naměřená data lze zpracovat pomocí počítače vybaveného potřebným softwarem.



Obr. č. 13 Konstrukční uspořádání aparatury

Aparatura se skládá z panelu, na němž je připevněn převodník s měřicí sondou a zařízení pro aplikaci deformační síly, dále je součástí aparatury fixační zařízení pro upevnění měřeného objektu, elektronika a počítač.



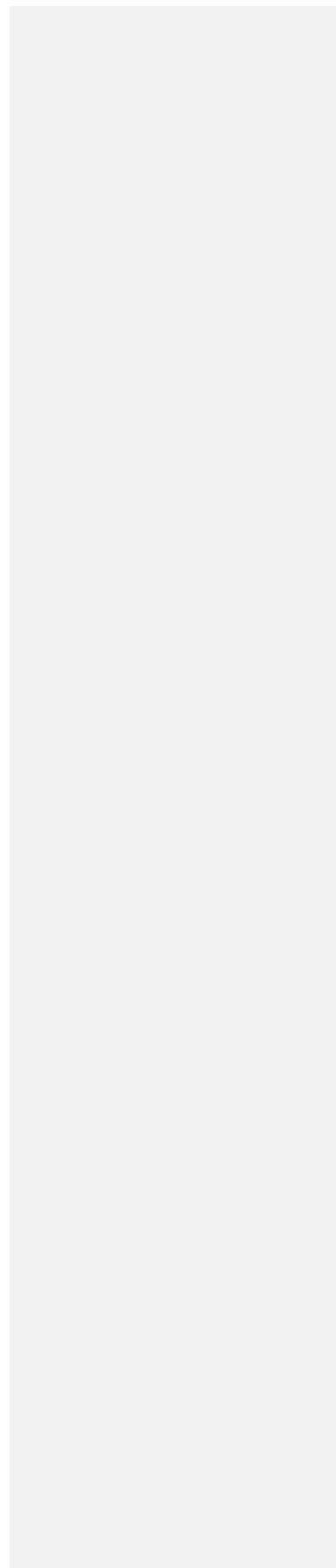
Obr. č. 14 Nákres pracoviště

Vstupní veličinou je síla, vyvozována mechanickým vkládáním závaží na sondu. Sonda tak působí na měřený objekt, který je vhodným fixačním zařízením udržován v klidu a v definované poloze. Sonda je tvořena skleněnou tyčinkou ukončenou v místě kontaktu s měřeným objektem vodorovným páskem.

Snímač je tvořen elektromechanickým čidlem individuálního typu a elektronickým obvodem pro zpracování signálu ze snímače. Citlivost měření je omezena hlavně rušivým vlivem vnějších magnetických polí. V našem provedení dosahuje hodnoty okolo 0,05mm. Je ovšem předpoklad, že pečlivým stíněním by bylo možno citlivost ještě poněkud zvýšit, pro praktické aplikace na běžných biologických materiálech však udávaná citlivost postačuje.

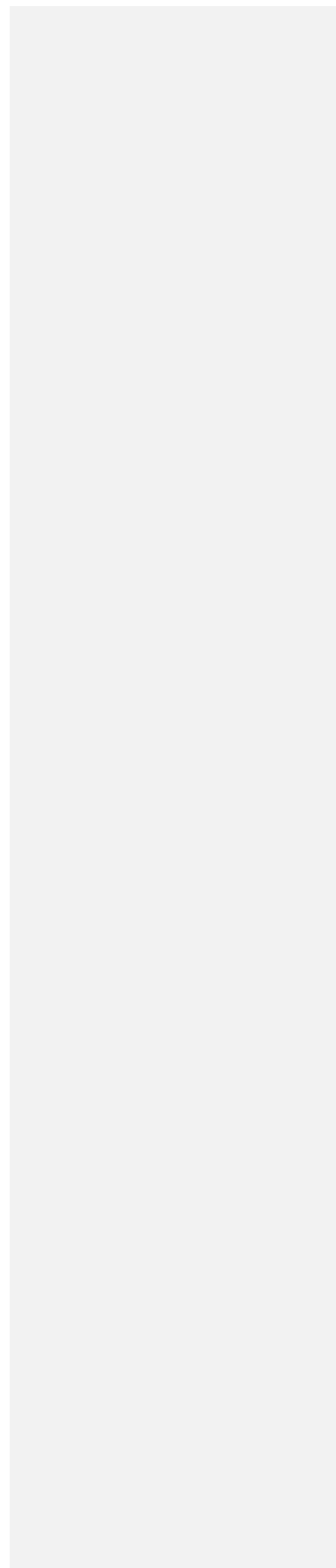
Signál je prostřednictvím A/D převodníku přenášen se vzorkovací frekvencí 100 Hz on-line do počítače a zaznamenáván na disk. Software, vyvinutý na katedře Biofyziky a fyzikální chemie, data dodatečně analyzuje a provede identifikaci modelu.

### **3. Úkoly práce**



Vypracovat a ověřit metodiku pro měření mechanických vlastností  
bažantích lopatek při dynamické odezvě a pro zatěžování v ohybu.

## **4. Experimentální část**



## 4.1. Metodika měření

Jak jsem již uváděl v předchozích částech, byla pro měření použita aparatura vyvinutá na katedře Biofyziky a fyzikální chemie. Jedná se o zařízení na měření křivek toku viskoelastických materiálů a je určena zejména pro měření biologických materiálů, a to jak in vitro, tak pro měření in vivo. V našem měření využijeme aparaturu k měření vlastností bažantích kostí.

Měří se za prvé deformační odezva kosti na obdélníkové impulsy tlakové síly. Síla je vyvozována válcovou sondou zakončenou závažím o hmotnosti 5 - 50 g. A za druhé se měří tlumené kmity po jednorázovém vnesení energie do soustavy tvořené vzorkem kosti a sondou o hmotnosti 11,64g a setrvačnickem o hmotnosti 16,76g. Měření je prováděno na bažantích lopatkách.

## 4.2. Vlastní měření

Vlastnímu měření předcházelo provádění kalibrace nutné pro výpočet přechodové a impulsní charakteristiky. Před měřením mechanických vlastností bažantích kostí bylo nutné vlastní očištění kosti od zbytků tkáně a vytemperování na pokojovou teplotu. Poté byla kost fixována na podložní stolek aparatury.

### 4.2.1. Měření pro zatěžování v ohybu

Před začátkem měření je nutné nastavit sondu do pracovní polohy (proti rysce). Deformující síla se vyvozuje mechanickým vkládáním závaží v rozsahu 5 – 50 g na miskou sondy. Deformace kosti byla snímána odporovým čidlem a signál čidla byl zesilován a veden do počítače. Na monitoru se zobrazovaly jednotlivé křivky toku, vyjadřující průběh deformace pro každé cyklické měření, přičemž vstupním signálem byla konstantní tlaková síla a výstupním signálem byla mechanická deformace kosti. Data byla vyhodnocována na počítači pomocí speciálního software vyvinutého na katedře Biofyziky a fyzikální chemie.

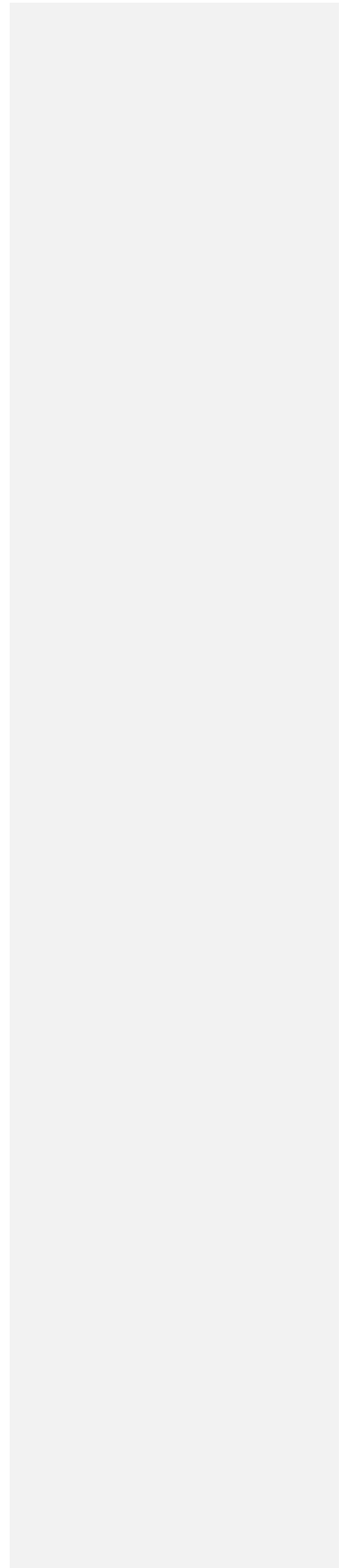
**Komentář [PK1]:** opravdu odporovým čidlem???

#### 4.2.2. Měření impulsní odezvy

Na volný konec kosti se upevní setrvačnick o předem definované hmotnosti. Na vnější okraj setrvačnicku se postaví sonda a nastaví se do pracovní polohy. Na miskou sondy se pomocí pinzety lehce klepne a snímá se tlumené kmitání soustavy. Naměřená data se opět vyhodnocují na počítači vybaveným software, který byl vyvinut na katedře Biofyziky a fyzikální chemie pro automatické provádění výpočtu.



## 5. Výsledky



Tabulka č. 1 – výsledky měření lopatky 1 v ohybu

lopatka 1				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,53	10,45	10,56	10,78
	10,57	10,29	10,73	10,74
	11,20	10,39	10,71	10,61
	10,13	10,25	10,63	10,61
		10,33	10,71	10,58
		10,17	10,64	10,67
		10,34	10,63	10,66
		10,12	10,56	10,63
		10,12	10,65	10,68
		10,27		10,57
		10,51		10,50
		10,49		
		10,47		
průměr	10,61	10,32	10,65	10,64
směrodatná odchylka průměru	0,44	0,14	0,06	0,08
podíl hodnot (%)	4,16	1,33	0,58	0,75

Tabulka č. 2 – výsledky měření lopatky 2 v ohybu

lopatka 2				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,11	10,06	10,87	11,27
	10,493	10,12	10,71	11,67
	11,00	10,02	10,79	10,95
	10,58	9,98	10,88	11,37
	10,11	10,08	10,88	11,51
	11,94	10,20	11,11	11,52
	10,41	10,26	10,93	
	11,55	10,71	10,97	
	10,90	10,41	10,82	
	11,34			
	10,67			
	10,54			
	10,36			
průměr	10,77	10,20	10,883	11,38
směrodatná odchylka průměru	0,56	0,23	0,11	0,25
podíl hodnot (%)	5,16	2,29	1,05	2,22

Tabulka č. 3 – výsledky měření lopatky 3 v ohybu

lopatka 3				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	9,22	10,81	10,93	10,63
	9,70	11,36	10,93	10,59
	9,10	11,17	10,95	10,67
	8,73	11,46	10,95	10,60
	9,09	11,13	10,84	10,56
	9,16	11,32	10,95	10,57
	9,10	11,17	10,95	10,32
	8,91	10,99	10,95	11,13
	8,85	11,32	11,16	11,31
	9,16	11,27	11,03	11,32
	9,10	11,03	10,95	11,32
	9,25	11,17	11,01	11,32
		11,32	10,99	11,33
		11,41	10,97	11,33
	11,17	10,82		
		11,08		
průměr	9,11	11,21	10,96	10,93
směrodatná odchylna průměru	0,24	0,17	0,08	0,39
podíl hodnot (%)	2,63	1,54	0,75	3,57

Tabulka č. 4 – výsledky měření lopatky 4 v ohybu

lopatka 4				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,04	10,91	10,11	10,25
	9,51	11,03	10,52	10,32
	9,51	11,31	10,09	10,24
	9,94	11,18	10,30	10,41
	9,94	11,21	10,24	10,27
	10,04	11,37	10,13	10,24
	9,70	11,28	10,15	10,27
	9,99	10,50	10,21	10,28
	9,99	10,94	9,93	10,36
	9,94	10,53	10,21	10,36
	9,94	10,53	10,34	10,40
	9,84	11,03	9,97	
	10,04	10,76		
	9,94	10,47		
9,94				
9,75				
průměr	9,88	10,93	10,18	10,31
směrodatná odchylna průměru	0,17	0,32	0,16	0,07
podíl hodnot (%)	1,76	2,97	1,57	0,63

Tabulka č. 5 – výsledky měření lopatky 5 v ohybu

lopatka 5				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	9,92	9,88	9,84	9,62
	9,26	9,87	9,78	9,76
	9,72	9,73	9,82	9,77
	9,78	9,80	9,81	9,72
	9,64	9,73	9,90	9,76
	9,61	9,73	9,85	9,75
	9,58	9,77	9,86	9,88
	9,55	9,86	10,04	9,78
	9,78	9,90	9,99	
	9,58	9,77	9,98	
	9,69	9,67	9,94	
	9,55	9,84	9,98	
	9,58	9,80		
	9,66	9,90		
průměr	9,64	9,80	9,90	9,75
směrodatná odchylka průměru	0,15	0,07	0,08	0,07
podíl hodnot (%)	1,56	0,75	0,86	0,73

Tabulka č. 6 – výsledky měření lopatky 6 v ohybu

lopatka 6				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,89	11,02	11,49	10,87
	10,82	10,78	10,73	10,51
	10,82	10,85	10,48	10,90
	10,95	10,88	10,86	10,79
	11,09	10,88	10,62	10,64
	10,95	10,95	10,67	10,59
	11,09	10,81	10,53	10,69
	10,50	10,91	10,84	10,65
	10,25	11,02	11,05	10,78
	10,69	11,02	10,91	10,59
	10,69	11,02	10,94	10,72
	10,89	10,74	11,05	10,77
	10,69	10,71	10,50	10,71
	10,75		10,75	10,71
průměr	10,79	10,89	10,82	10,71
směrodatná odchylka průměru	0,23	0,11	0,27	0,11
podíl hodnot (%)	2,09	1,00	2,50	1,01

Tabulka č. 7 – výsledky měření lopatky 7 v ohybu

lopatka 7				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,46	9,97	10,00	10,42
	10,12	10,02	9,94	10,45
	10,03	9,84	9,96	10,56
	10,08	9,93	9,99	10,42
	9,72	9,80	10,11	10,45
	9,85	9,86	10,14	10,47
	9,94	10,00	10,04	10,30
	9,94	10,04	10,01	10,50
	9,94	10,02	10,21	10,42
	9,94	10,07	10,01	10,48
	10,26	10,11	10,04	10,41
	9,76	10,09	9,96	10,42
	9,72	10,11	10,01	10,43
	9,98	9,97		10,455
průměr	9,98	9,99	10,03	10,44
směrodatná odchylka průměru	0,21	0,10	0,08	0,06
podíl hodnot (%)	2,07	1,00	0,78	0,54

Tabulka č. 8 – výsledky měření lopatky 8 v ohybu

lopatka 8				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,57	10,92	10,59	11,15
	10,49	10,65	10,59	11,07
	10,33	10,57	10,90	11,06
	10,77	10,61	10,77	11,06
	10,57	10,67	10,80	10,97
	10,65	10,71	10,79	11,05
	10,99	10,63	10,68	10,92
	10,57	10,43	10,76	10,81
	10,53	10,69	11,06	10,83
	10,53	10,49	10,73	10,93
	10,86	10,45	10,75	11,01
	11,21	10,42	10,64	10,92
	10,69	10,74	10,82	11,03
	10,53	10,74	10,71	10,89
průměr	10,66	10,62	10,75	10,98
směrodatná odchylka průměru	0,23	0,14	0,12	0,10
podíl hodnot (%)	2,14	1,33	1,14	0,91

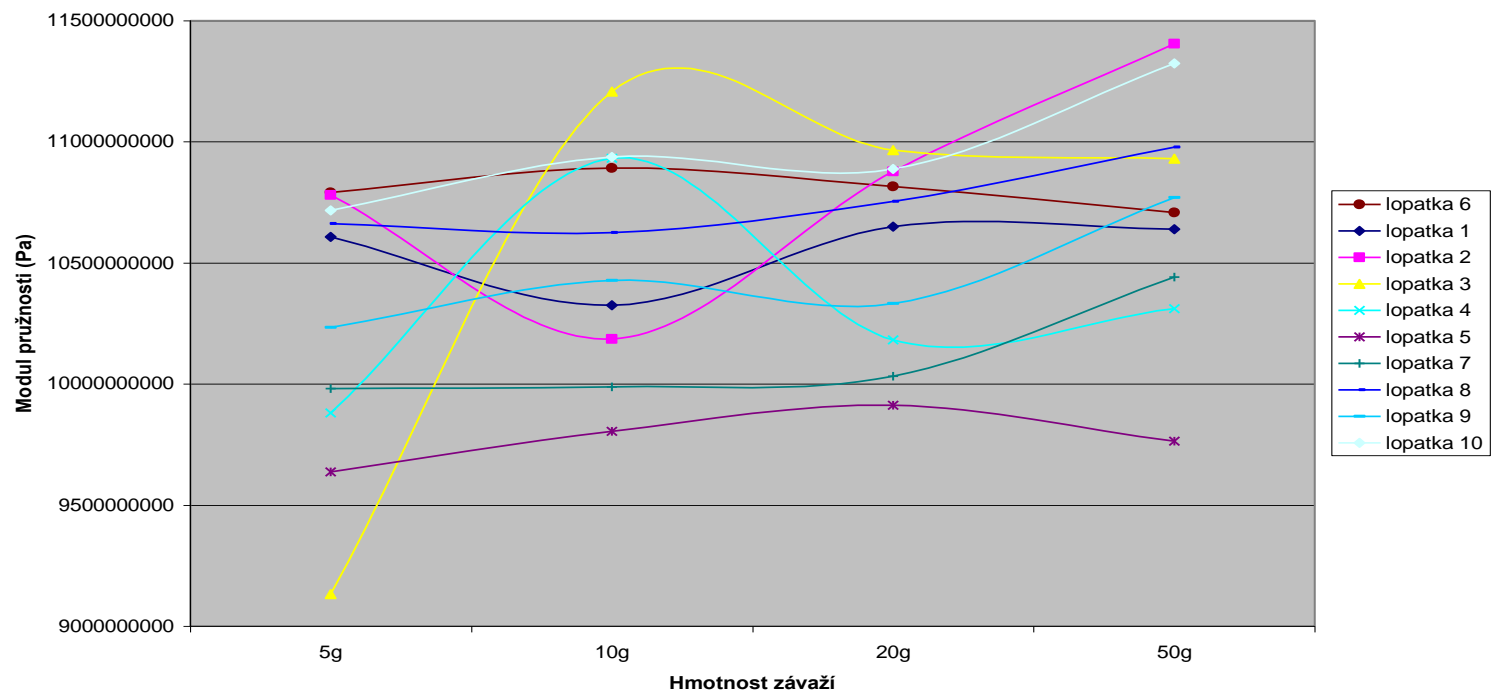
Tabulka č. 9 – výsledky měření lopatky 9 v ohybu

lopatka 9				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,31	10,26	10,35	10,68
	10,24	10,71	10,45	10,64
	9,86	10,82	10,49	10,61
	10,45	10,54	10,58	10,57
	9,68	10,71	10,24	10,54
	10,048	10,07	10,49	10,95
	9,86	10,86	10,33	10,79
	10,59	10,54	10,28	10,91
	10,24	9,94	10,27	10,88
	10,38	10,30	9,72	10,79
	10,52	10,23	10,41	10,81
	10,11	9,94	10,21	10,87
	10,66	10,10	10,25	11,09
10,31	10,97	10,58		
průměr	10,23	10,43	10,33	10,78
směrodatná odchylka průměru	0,29	0,35	0,22	0,16
podíl hodnot (%)	2,86	3,40	2,10	1,52

Tabulka č. 10 – výsledky měření lopatky 10 v ohybu

lopatka 10				
hmotnost závaží	5g	10g	20g	50g
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,79	11,35	10,87	11,39
	10,67	11,38	11,17	11,26
	10,63	11,33	10,79	11,30
	10,79	10,10	10,97	11,36
	10,87	10,30	11,10	11,26
	10,92	11,75	10,76	11,21
	10,67	10,84	11,33	11,13
	10,67	10,78	10,74	11,23
		10,35	10,77	11,66
		10,60	11,07	11,12
		10,72	10,80	11,38
		10,98	10,71	11,32
		11,82	10,76	11,33
		10,82	10,60	11,59
	průměr	10,75	10,94	10,89
směrodatná odchylka průměru	0,11	0,53	0,21	0,152
podíl hodnot (%)	0,99	4,83	1,90	1,35

Hodnoty modulu pružnosti v závislosti na velikosti zatížení



Tabulka č. 11 – naměřené hodnoty viskózního členu při impulsní odezvě

	lopatka 1	lopatka 2	lopatka 3	lopatka 4
naměřené hodnoty viskózního členu (MPa.s)	6,49	10,82	3,79	10,22
	7,71	8,03	3,49	5,19
	5,73	6,61	3,27	6,88
	6,00	6,66	3,38	6,19
	6,38	7,31	3,42	5,20
	7,04	6,27	3,35	5,26
	6,28	5,93	3,37	5,22
	5,97	5,95	2,32	7,24
	5,96	5,64	2,56	7,92
	5,99	4,74	2,28	10,19
	5,60	5,20	2,48	9,35
	5,31	4,67	2,49	9,42
	5,37	4,57	2,39	8,24
	5,34	5,31	2,26	8,24
	5,34	5,19	2,35	6,37
	5,24	4,09	2,52	7,50
	5,54	4,45	2,81	9,93
	5,53	4,29	2,93	9,59
	5,62	4,55	2,91	9,49
	6,31	4,51	3,19	9,81
5,61	4,29	2,87	9,82	
průměr	5,92	5,67	2,88	7,97
směrodatná odchylka průměru	0,62	1,60	0,48	1,84
podíl hodnot (%)	10,49	28,21	16,63	23,10



Tabulka č. 12 – naměřené hodnoty viskózního členu při impulsní odezvě

	lopatka 5	lopatka 7	lopatka 8	lopatka 9
naměřené hodnoty viskózního členu (MPa.s)	11,45	4,48	6,09	7,64
	10,25	4,46	5,81	7,92
	7,92	4,48	5,70	6,62
	7,60	5,54	5,82	6,08
	8,81	4,65	5,91	6,21
	8,72	4,76	6,00	5,98
	7,30	4,77	6,47	6,14
	7,65	4,49	6,80	6,21
	6,16	3,88	6,85	6,23
	5,99	3,86	6,90	7,74
	5,86	3,96	7,14	6,94
	7,60	4,59	7,12	5,99
	7,79	4,58	6,12	6,24
	7,55	4,56	5,89	6,01
	5,93	5,77	5,81	6,10
	5,89	4,57	7,06	6,19
	5,89	4,58	7,51	6,95
	6,90	5,06	7,95	6,79
	4,86	4,44	8,09	6,99
	5,89	4,67	6,44	5,78
5,09	3,81	7,58	5,97	
průměr	7,20	4,57	6,62	6,51
směrodatná odchylka průměru	1,66	0,49	0,75	0,63
podíl hodnot (%)	23,04	10,61	11,38	9,74

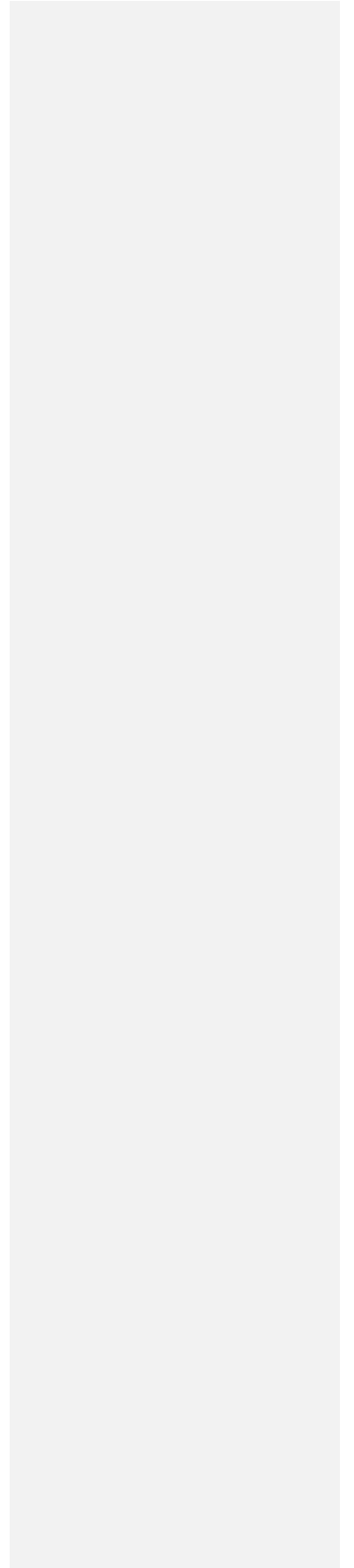
Tabulka č. 13 – naměřené hodnoty modulu pružnosti při impulsní odezvě

	lopatka 1	lopatka 2	lopatka 3	lopatka 4
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	10,74	10,45	10,68	10,86
	10,66	10,59	10,72	10,79
	10,69	10,20	10,65	10,58
	10,82	10,07	10,70	10,68
	10,73	9,83	10,62	10,76
	10,76	10,00	10,70	10,78
	10,72	9,94	10,91	10,46
	10,79	10,04	10,82	10,59
	10,79	10,13	11,23	10,47
	10,81	10,09	10,95	10,69
	10,83	10,17	11,18	10,93
	10,83	10,13	11,01	10,83
	10,79	9,94	11,10	10,51
	10,79	10,00	11,04	10,67
	10,73	10,18	10,54	10,61
	10,80	10,12	10,60	10,73
	10,89	10,06	10,48	10,80
	10,80	10,10	10,64	10,73
	10,41	10,56	10,58	10,38
	10,71	10,37	10,63	10,45
	10,70	10,11	10,53	10,47
	10,78	10,21	10,64	10,60
	10,80	10,31	10,66	10,33
	10,82	10,34	10,67	10,55
	10,79	9,93	10,50	10,63
	10,79	10,05	10,55	10,71
	10,60	9,98	10,72	10,72
	10,72	10,09	10,78	10,70
	10,68	10,03	10,73	11,07
	10,88	10,04	10,71	11,01
	10,68	10,04	10,36	10,59
	10,83	10,05	10,52	10,68
10,73	9,98	10,16	10,96	
10,89	10,01	10,42	10,82	
10,82	9,98	10,25	11,15	
10,89	10,03	10,55	11,12	
10,83	10,01	10,68	10,81	
10,90	10,06	10,74	10,88	
11,12	10,40	10,30	11,16	
11,01	10,30	10,47	11,15	
10,75	10,15	10,57	11,24	
10,88	10,12	10,61	11,31	
průměr	10,79	10,12	10,66	10,76
směrodatná odchylna průměru	0,11	0,17	0,23	0,24
podíl hodnot (%)	1,02	1,66	2,16	2,24

Tabulka č. 14 – naměřené hodnoty modulu pružnosti při impulsní odezvě

	lopatka 5	lopatka 7	lopatka 8	lopatka 9
naměřené hodnoty modulu pružnosti (GPa)	9,91	10,14	10,83	10,51
	10,21	10,20	10,92	10,36
	9,85	10,26	10,41	10,30
	10,02	10,31	10,70	10,18
	10,15	10,02	10,87	10,12
	10,07	10,22	11,00	10,16
	10,21	10,43	10,92	10,07
	9,98	10,42	11,03	10,14
	9,55	10,08	10,68	10,11
	9,77	10,27	10,86	10,14
	10,36	10,15	11,36	10,03
	10,10	10,26	11,21	10,14
	10,19	10,09	10,55	10,18
	10,01	10,22	10,84	10,21
	9,53	10,09	11,05	10,17
	9,78	10,25	11,05	10,30
	9,70	10,05	10,74	10,60
	9,74	10,17	10,96	10,40
	9,62	10,51	10,90	10,31
	9,68	10,46	11,00	10,36
	9,70	10,16	10,71	10,22
	9,74	10,22	10,98	10,23
	9,89	10,18	10,71	10,10
	9,88	10,25	10,90	10,20
	10,07	10,18	10,47	10,27
	9,89	10,32	10,71	10,23
	9,78	10,16	10,99	10,35
	9,80	10,24	11,02	10,31
	9,72	10,12	11,06	10,18
	9,75	10,24	11,09	10,31
	9,87	10,07	11,24	10,07
	9,87	10,21	11,21	10,16
	10,15	9,94	11,27	10,38
10,03	10,17	11,26	10,34	
9,63	10,24	11,39	10,27	
9,74	10,28	11,37	10,34	
9,97	10,16	11,27	10,14	
9,92	10,21	11,22	10,24	
9,81	10,09	10,90	10,26	
9,83	10,19	11,03	10,29	
9,88	10,46	10,74	10,19	
9,90	10,48	10,93	10,25	
průměr	9,89	10,22	10,96	10,24
směrodatná odchylka průměru	0,19	0,13	0,24	0,12
podíl hodnot (%)	1,94	1,25	2,18	1,15

## **6. Diskuze**



V rámci studia mechanických vlastností byl na katedře Biofyziky a fyzikální chemie Farmaceutické fakulty UK navržen a vyzkoušen přístroj pro měření dynamických charakteristik, tj. závislosti deformace na čase, pro biologické materiály. Z průběhu charakteristik lze pak určit jak elastické, tak plastické parametry vzorků. Viskoelastometr má široké využití. Hodnotí se jím mechanické vlastnosti mnohých viskoelastických materiálů, mezi něž patří cévní stěny, struktury vnitřních orgánů, kosti, šlachy i chrupavky. Je používán i pro měření mechanických vlastností kůže jako indikátoru biologického opotřebení organismu. Nachází uplatnění i v oblasti farmaceutické technologie, a to pro hodnocení pomocných látek, které svými vlastnostmi stojí mezi pevnými pružnými tělesy a kapalinami.

Měření bylo prováděno na bažantích lopatkách. Stáří bažantů bylo 2,5 roku. Největší komplikací při měření bylo určení výšky vzorku. Poněvadž jsou kosti ptáků duté, nešlo ani pomocí mikrometru určit výšku vzorku dostatečně přesně pro výpočet mechanických parametrů.

Výšku vzorku jsme tedy měřili nepřímo pomocí metody ponorného tělíska: nejdříve jsme zvážili samotný vzorek a potom jsme vzorek zvážili ve vhodné tekutině, v našem případě v destilované vodě. Pomocí vzorce:

$$\rho_{vzorku} = \frac{m_1 \rho_{vody}}{m_1 - m_2}$$

( $m_1$  je hmotnost samotného vzorku a  $m_2$  je hmotnost vzorku v tekutině) jsem určili hustotu vzorku. Z hustoty pak lze pomocí vzorce:

$$v = \frac{m}{\rho \cdot S}$$

( $m$  je hmotnost,  $\rho$  je hustota,  $S$  je plocha a  $v$  je výška vzorku) vypočítat požadovanou výšku.

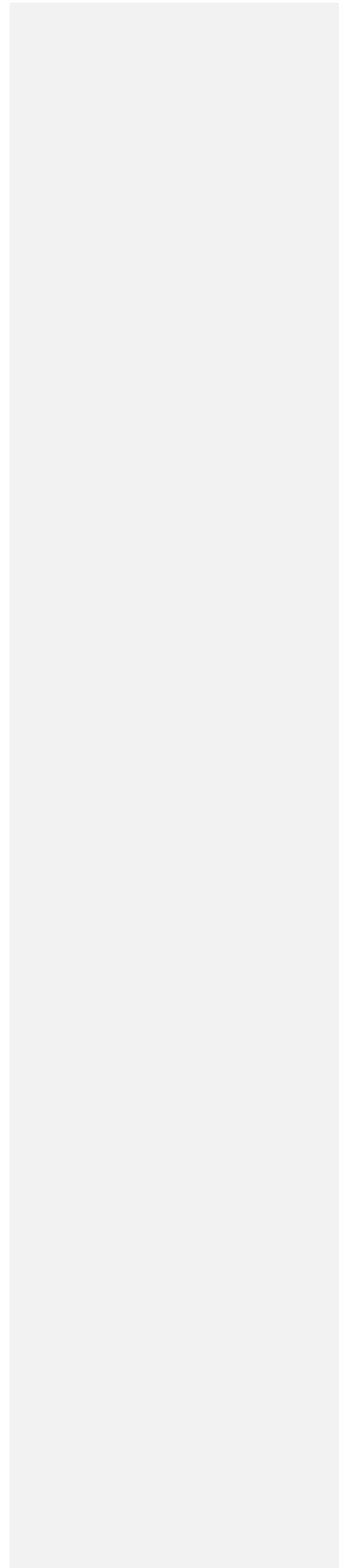
Graf č. 1 ukazuje závislost hodnoty modulu pružnosti na měnící se velikosti deformační síly. Graf má převážně stupající charakter, tzn. že se u vzorku se zvyšujícím se zatížením, zvyšuje tuhost.

Naměřené hodnoty modulu pružnosti při ohybu se pohybují v intervalu od 8,7 do 11,7 GPa, při impulsní odezvě od 9,6 do 11,1 GPa. U viskózního členu se hodnoty pohybují v intervalu od 2,2 do 10,2 MPa.s. Na dynamické chování má viskozita nezanedbatelný vliv a totéž lze očekávat i u (některých) kostí jiných druhů, včetně člověka.

Relativní chyba se u modulu pružnosti pohybuje do 5%, u viskózního členu se chyba pohybuje maximálně do 30%, což odpovídá přesnosti měření materiálu a následného znásobení chyby při použití vzorce pro výpočet viskozity.

Z předešlých výsledků lze usoudit, že námi vypracovaná metodika funguje a může být aplikována i pro měření lidských kostí.

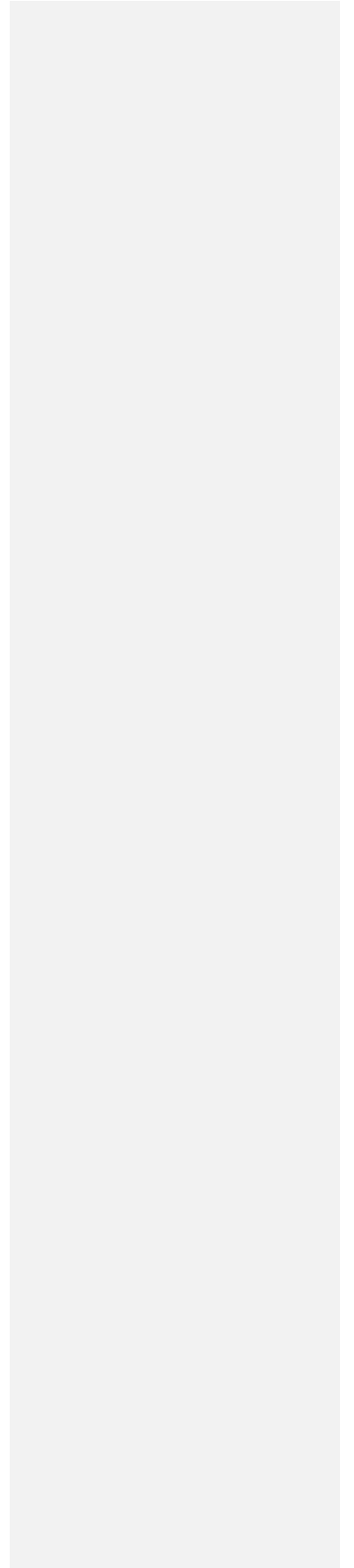
## **7. Závěr**



Námi vypracovaná metodika se osvědčila a tudíž ji lze využít i pro další práce v této oblasti např.: měření závislosti parametrů na věku a podobně proměřit i lidské kosti. Ze získaných výsledků bychom mohli získat poznatky o riziku zlomenin při dynamickém zatěžování (zvýšení viskozity snižuje riziko, resp. snižuje křehkost). U lidí by naměřené parametry měly význam i pro konstrukci náhrad, poněvadž by měly mít obdobné parametry jako jsou u kostí.



## **8. Literatura**



1. Ďoubal, S., Klemera, P. : Aparatura pro měření toku viskoelastických materiálů. Lékař a technika, 4/2001, s. 95-99
2. Ďoubal, S., Kučová, D. : Vybrané kapitoly z fyziky a biofyziky, Karolinum, Praha, 1994
3. Lázníčková, A., Ďoubal, S., Gasparič, J., Ditrich, M. : Fyzikální chemie pro posluchače farmacie II. díl., ISBN, Praha 1997
4. Ďoubal, S., Měření mechanických vlastností biologických a dalších viskoelastických materiálů, dáno do tisku
5. Klemera, P. :Sobor programů „Reokomplet“ pro vyhodnocování viskoelastických parametrů biologických materiálů.