

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

Rigorózní práce

2013

Mgr. Zdeněk Cihlář

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

Rigorózní práce

Viskoelasticita kostí – metodika měření

Vypracoval: Mgr. Zdeněk Cihlář

Vedoucí katedry: Ing. Vladimír Kubíček, CSc.

Konzultant: Prof. RNDr. Ing. Stanislav Ďoubal, CSc.

Oponent: Mgr. Monika Kuchařová, Ph.D.

2013

Prohlašuji, že tato práce je mým původním autorským dílem. Veškerá literatura a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpal, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

V Hradci Králové

3.9.2013

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

Obsah

1. Úvod	1
2. Teoretická část	3
2.1. Struktura kosti.....	3
2.1.1. Obecná stavba kosti	3
2.1.2. Mikroskopická a makroskopická stavba kosti	4
2.1.3. Mechanické vlastnosti kostí	6
2.2. Materiály z hlediska mechaniky	7
2.3. Pracovní (zatěžovací) diagramy.....	8
2.4. Biologické materiály z hlediska mechaniky a reologie	9
2.5. Reologie.....	13
2.5.1. Dynamické charakteristiky (impulsní, přechodová a frekvenční)	14
2.5.2. Křivky toku.....	16
2.5.3. Reologické modely	18
2.5.4. Měřicí aparatura.....	27
3. Úkoly práce	28
4. Experimentální část.....	29
4.1. Použité vzorky	29
4.2. Měření v ohybu	30
4.3. Namáhání v torzi	33
4.4. Stanovení Poissonova čísla.....	34
5. Výsledky	36
5.1. Výsledky měření v ohybu	36
5.2. Výsledky měření namáhání v torzi	41
5.3. Vypočtené hodnoty Poissonova čísla.....	44
6. Diskuze	45
7. Závěr.....	46
8. Literatura.....	47
9. Abstrakt	48
10. Abstract	49

1. Úvod

Při mechanickém namáhání podléhá reálné těleso ve větší či menší míře deformacím. Převážná část teorie pružnosti a pevnosti vychází se statických měření. Studují se především závislosti mezi deformacemi a namáháními v situacích, kdy síly i deformace nabývají ustálených hodnot a popis mechanických vlastností se obvykle zaměřuje na zjištění modulů pružnosti nebo na zatěžovací diagramy. Tato statická měření ale neobsahují informace o dynamice deformační odezvy na měnícím se namáhání a nelze z nich určit viskózní parametry. Dle reologických axiomů je v každém tělese v nějaké míře obsažena viskózní složka chování. Popis mechanických vlastností těles na základě statických měření vyhovuje pouze v případě, kdy těleso reaguje na namáhání téměř okamžitě a vliv viskozitních a setrvačných sil je zanedbatelný. Reálně tato situace nastává u méně rozměrných těles z kovů, betonu, keramiky apod., v případě, že rychlost změny namáhání není příliš veliká. Avšak i u těchto materiálů jsou statická měření nedostatečná, pokud se jedná o dlouhé objekty /1/.

Řada biologických materiálů stojí svými mechanickými vlastnostmi mezi pevnými pružnými tělesy a kapalinami. Jejich dynamika deformační odezvy závisí na viskózní a elastické složce materiálu. Jedná se o tzv. viskoelastické materiály nebo viskoelastická tělesa. Do této skupiny můžeme zařadit například stěny cév, kosti, šlachy, pojivové tkáně, struktury vnitřních orgánů atd. /2, 3/.

Ve fyziologických podmínkách má pro popis chování těchto materiálů hlavní význam vztah mezi silami a deformacemi. Biologické materiály jsou v reálných podmínkách zatěžovány trvale dynamicky. Zatěžování probíhá v mnoha pravidelných či nepravidelných cyklech a časové odezvy jsou relativně pomalé. Proto je u biologických struktur popis závislosti mezi deformací a namáháním pouze statickými charakteristikami vhodný jen ve velmi omezené míře. To samé platí pro tělesa vyrobená z plastických materiálů, gumy, textilií apod. V těchto případech je nutné zabývat se viskoelastickým chováním těles /3/.

Informace o viskoelastických parametrech biologických materiálů jsou významné například pro hodnocení zdravotního stavu organismu, průběhu hojení a regenerace a pro posuzování kompatibility tkání a náhradních materiálů (cév a cévních náhrad, kostí a implantátů) /4/.

Pro měření dynamických charakteristik (například frekvenční, impulsní, přechodové či křivky toku) 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 /1/.

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 viskózní parametry vzorků materiálů /2, 3/.

Cílem této práce bylo ověření metodiky měření viskoelastických parametrů lidských 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 na deformující sílu ve tvaru obdélníkového impulsu působícího na vzorek hlavice kosti stehenní při zatěžování v ohybu a měření impulsní charakteristiky při namáhání v torzi. V případě namáhání v ohybu se tedy jedná o měření tzv. křivky toku a tlumených kmitů na základě krátkého účinku deformující síly.

2. Teoretická část

2.1. Struktura kosti

2.1.1. Obecná stavba kosti

Kost je žlutobílá, tvrdá, a do jisté míry pružná pojivová tkáň. Slouží jako opora měkkým tkáním, mechanická ochrana vnitřních orgánů i jako zásobárna vápníku a fosforu v těle.

Kostní tkáň, stejně jako ostatní pojiva, se skládá z buněk a mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota obsahuje složku organickou (ossein) a anorganickou (minerální). Minerální složka, tvořící až 65% hmoty, dodává kosti pevnost, tvrdost a určitou pružnost /5/.

Organickou a anorganickou složku lze od sebe oddělit a zjistit jejich význam. Po vložení kosti do roztoku slabé kyseliny, např. chlorovodíkové, na několik dní, se z kosti odstraní minerální soli. Takto demineralizovaná kost si podrží svůj původní tvar, ale je měkká, pružná a dá se krájet.

Vyžiháním se naopak spálí organická část a zbydou jen minerální soli. Vyžihaná kost je pevná, ale velice křehká, snese jen velmi malé zatížení v tahu a snadno se drobí. Anorganické soli tedy zajišťují pevnost kosti, ale jsou také příčinou jisté křehkosti.

Vzájemný poměr solí v minerální složce je stálý. Kostní popel obsahuje kolem 85% fosforečnanu vápenatého (většinou ve formě hydroxyapatitu) a 10% uhličitanu vápenatého. Zbytek tvoří fosforečnan hořečnatý, fluorid vápenatý, chlorid vápenatý a stopy sodných a draselných solí. Soli nejsou v kosti vázány trvale, ale mohou být zčásti uvolněny a rychle doplněny /5/.

Vzájemný poměr mezi osseinem a anorganickou složkou není během života stálý, podíl minerální složky se s věkem zvyšuje. V dospělosti je její podíl 60% a více, zatímco kost novorozence má asi 48%. Z toho důvodu jsou kosti v mládí pružnější a v pozdním věku křehké.

Kostní tkáň tvoří buď nepravidelné pletivo, anebo je upravena ve vrstvičky, lamely. Podle toho rozlišujeme kost fibrilární, vláknitou a kost lamelární, vrstevnatou. U člověka je vláknitá kost dočasná, vyskytuje se pouze během ontogeneze. V dospělosti najdeme vláknitou kost ve stěně nitroušního labyrintu, u švů lebečních kostí a v místě úponu svalů a vazů. Všude jinde má kost u člověka typickou vrstevnatou, lamelární stavbu. Nejtypičtější úpravou lamel jsou osteony. Osteon neboli Haversův systém je válcovitá struktura probíhající rovnoběžně s povrchem kosti. Uprostřed osteonu se nachází Haversův kanálek a stěnu tvoří 6-15 trubicovitých lamel. Haversův kanálek je vyplněn řídkým kolagenním vazivem, kterým vedou cévy a nervová vlákna. Mezi lamelami a zčásti i v jejich stěnách, jsou lakuny pro osteocyty. Každý osteon je obklopen mineralizovanou amorfni hmotou a malým množstvím kolagenních vláken. Haversovy kanálky jsou navzájem propojené příčně probíhajícími Volkmannovými kanálky, které nejsou koncentrickými lamelami obaleny, ale pronikají jimi. Volkmannovy kanálky přivádějí cévy a nervy z periostu k Haversovým kanálkům /5/.

2.1.2. Mikroskopická a makroskopická stavba kosti

Kost vzniká činností buněk nazývaných osteoblasty. Produkují základní hmotu kosti ve formě prekurzorů, kterou se obklopují. Osteoblasty mají bohatou organelovou výbavu a pomocí dlouhých výběžků jsou v kontaktu s ostatními osteoblasty a cévou, která přivádí živiny. Ze začátku vzniká nemineralizovaná kostní hmota. K ukládání minerálů dochází až postupem času. Ve chvíli, kdy se osteoblast zcela obklopí základní hmotou kosti, mění se v osteocyt.

Osteocyty nevytváří základní hmotu kosti, ale podílí se na uvolňování minerálních látek z kostní hmoty a tím jsou zapojeny do regulace hladiny vápníku v tělních tekutinách. Osteocyty se mohou přeměnit zpět v osteoblasty nebo transformovat v buňky retikulární /5/.

Osteocyty jsou podlouhlé, vřetenovité, oploštělé buňky s četnými jemnými odstupujícími výběžky. Jsou uzavřeny okolní kostí v dutinkách (lakunách)

základní hmoty. S okolím jsou spojeny pouze výběžky, které vstupují do jemných kanálků – canaliculi ossei. Prostor v kanálcích mezi výběžky osteocytů a stěnou kanálků je vyplněn proteinopolysacharidovým gelem, kterým probíhá látková výměna mezi osteocytem a okolní mineralizovanou mezibuněčnou hmotou.

Organická složka mezibuněčné hmoty kosti, ossein, je tvořena svazky kolagenních fibril obklopených základní amorfni hmotou, kterou tvoří osteoalbumoid a osteomukoid. V této organické složce je uložena složka anorganická – krystaly solí /5/.

Splýváním buněk charakteru makrofágů vznikají mnohoaderné buňky, osteoklasty. Obsahují až 50 jader a jsou schopné pohybu. Jejich hlavní funkcí je odbourávání kostní tkáně. Produkují kyselou fosfatázu, kolagenázu a další proteolytické enzymy, čímž resorbují vytvořenou kostní tkáň a umožňují přestavbu kosti. Aktivita osteoklastů je přísně regulována různými cytokiny, parathormonem a kalcitoninem.

Přestavba kosti (odbourávání a novotvorba) probíhá po celý život. Ve stáří a při některých chorobách převažuje odbourávání nad novotvorbou, kosti řídnu. Tento proces se nazývá osteoporóza. Ve stáří nejsou osteoporózou postiženy všechny kosti stejně. Nejvíce bývají zasaženy obratle, kosti pánevní, klíční a horní konce stehenních kostí /5/.

Zevní povrch kosti kryje téměř všude tuhý a pevný vazivový obal, periosteum (okostice). Má dvě charakteristické vrstvy. Fibrózní zevní vrstva je složena z hustšího vaziva a hlubší vrstva, kambiová, obsahuje větší množství vazivových buněk a nepravidelně uspořádaných vláken, např. Sharpeyova vlákna, která pronikají do kosti. Dále obsahuje četné cévy, které z okostice prochází do kosti Volkmanovými kanálky a zajišťují cévní zásobení kosti.

Tvar kostí se obecně rozeznává trojí: dlouhé kosti s tělem a s charakteristicky odlišenými kloubními úseky na obou koncích, krátké kosti nepravidelného tvaru s nepravidelnými kloubními plochami různých tvarů a ploché kosti, jako jsou kost hrudní a některé kosti lebeční. Kostí všech tvarových typů jsou tvořeny kostní tkání. Je to substantia compacta (kostní tkáň hutná) a substantia spongiosa (kostní trámčina). Substantia compacta tvoří zpravidla povrch kostí a substantia spongiosa je v nitru kostí /5/.

Dlouhé kosti mají tělo duté, tvořené silným pláštěm kompaktní kosti. Jejich kloubní konce jsou na povrchu tvořeny tenčí vrstvou kompaktní kosti, uvnitř pak spongiosní kostí uspořádanou v charakteristické, funkčně podmíněné linii kostních trámečků, jež typicky začínají z kompakty v konci těla kosti. Dutina těla dlouhé kosti obsahuje kostní dřeň.

Krátké kosti mají na povrchu tenkou vrstvičku kompakty a uvnitř je spongiosa.

Ploché kosti mají na zevním a vnitřním povrchu vždy vrstvy kompakty. Mezi oběma vrstvami je spongiosa se silnější trámčinou /5/.

2.1.3. Mechanické vlastnosti kostí

Kost je velmi pevná. Při experimentech snese obrovské statické zatížení, hlavně díky kolagenové matici. Kolagenní vlákna odolávají tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná. Např. kost stehenní unese ve směru dlouhé osy 760kg. Ve stáří tato hodnota klesá asi o 10-20%. Pevnost v lomu je zhruba poloviční oproti pevnosti při zatížení v tahu. Nejmenší pevnost má kost při namáhání ve zkrutu (torzi).

Pevnost živé kosti v těle je daleko menší než při experimentech statického zatížení, protože je kost kromě prostého mechanického zatížení vystavena působením klidového napětí svalstva a tahu pracujících svalů. Ve zdánlivém rozporu je skutečnost, že i přes vysoké hodnoty pevnosti, se kost zaživa poměrně snadno zlomí i při zdánlivě malém nárazu. Roli zde hraje rychlost pohybu. S její mocninou stoupá dynamické zatížení kosti jako účinek nárazu působícího zlomeninu /5/.

Obecně se dá říci, že viskózní složka zvyšuje odolnost proti krátkým nárazům (elastická složka působí opačně). Významnou roli hraje doba trvání impulsu. Čím kratší je impuls, tím větší je odolnost. Krátkodobé působení síly i nad mezí pevnosti nemusí vést k porušení celistvosti v případě, že se působení síly přeruší před dosažením limitní deformace /6/.

2.2. Materiály z hlediska mechaniky

Pro popis mechanických vlastností viskoelastických materiálů nevystačíme s metodikami, které poskytuje klasická teorie pružnosti a pevnosti nebo hydromechanika.

Statické mechanické chování tělesa popisujeme vztahem mezi namáháním a deformací v ustálených stavech. Primárně nás zajímá závislost mezi silou působící na těleso a odpovídající změnou rozměru tělesa. Za namáhání tělesa považujeme aplikovanou sílu a za deformační odezvu absolutní deformaci. Jde o absolutní změnu délky v případě namáhání v tahu či tlaku, změnu objemu v případě namáhání ve všestranném tlaku, změnu úhlu při namáhání ve smyku či torzi. Závislost mezi namáháním a deformací při jednoosém namáhání těles chovajících se jako lineární systémy lze popsat jedním parametrem – tuhostí.

Mechanické chování těles je také ovlivňováno setrvačností těles. Dynamická tuhost je určena statickou tuhostí, viskózní složkou a setrvačnými silami a je často velice rozdílná od tuhosti statické. Tento rozdíl je značný např. u biologických struktur i při fyziologických podmínkách zatěžování.

Při statickém zatěžování se viskózní a setrvačná složka chování neuplatňuje. Při dynamickém zatěžování je potřeba brát v úvahu vliv obou těchto složek. Jejich význam závisí na rychlosti a zrychlení deformace. Zatímco vliv setrvačné složky roste se zrychlením deformace, vliv viskozity roste úměrně s její rychlostí. V případě zatěžování harmonickým namáháním jsou viskózní síly přímo úměrné frekvenci. Setrvačné síly rostou s čtvercem frekvence zatěžování /1/.

Při dynamickém namáhání reálných těles dochází k určitým ztrátám energie, například vlastní kmity i zdánlivě elastických těles jsou pokaždé do jisté míry tlumené. Za ztrátu energie je zodpovědná viskózní složka chování tělesa. Dá se říci, že všechna reálná tělesa jsou do jisté míry tělesa viskoelastická. V praxi považujeme za viskoelastická taková tělesa, u kterých je viskózní složka mechanického chování zanedbatelná proti složce elastické a setrvačné.

Viskózní složka se neuplatňuje v ustálených stavech a není ji tedy nutno brát v úvahu při analýze statického namáhání těles. Vliv viskózní složky chování vrůstá s frekvencí zatěžování /1/.

2.3. Pracovní (zatěžovací) diagramy

Pracovní diagramy jsou charakteristiky udávající závislost mezi namáháním a deformací. Obvykle se udávají pro materiály jako závislost mechanického napětí na relativní deformaci. V jednoduchých případech je z nich možné určit závislost mezi absolutními deformacemi a deformujícími silami pro konkrétní tělesa.

Pokud deformace během měření dosahuje ustálených hodnot, jsou zatěžovací diagramy statické charakteristiky. Taková situace je nejběžnější, závislost je nutno měřit „bod po bodu“, v ustálených stavech. Pokud se však zatěžovací diagramy neurčují z ustálených stavů, je u viskoelastických těles jejich průběh závislý na dynamice zatěžování.

Některé trhací stroje měří závislost mezi namáháním a deformací tak, že vstupní veličina (napětí či deformace) lineárně vzrůstá, případně se mění skokově mezi dvěma zvolenými hladinami, nebo je zatěžování v pilových cyklech apod. V těchto případech je měření prováděno v dynamickém režimu, tedy získáváme dynamické charakteristiky. Výsledky měření ve statickém režimu a dynamickém režimu se mohou u viskoelastických těles významně lišit. Deformační odezva na časově proměnné zatěžování je v těchto případech ovlivňována energetickými ztrátami během zatěžování, jinými slovy viskózní složkou chování viskoelastických těles. Nutno zdůraznit, že i mechanické chování materiálů, běžně považovaných za čistě elastické, je ve větší či menší míře ovlivňováno energetickými ztrátami /1/.

2.4. Biologické materiály z hlediska mechaniky a reologie

Mnohé biologické materiály stojí svými mechanickými vlastnostmi mezi pevnými pružnými tělesy a kapalinami. Mají z mechanického hlediska charakter viskoelastických těles. Jedná se o velmi různorodou skupinu materiálů, do které patří 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, případně 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. Zatěžování probíhá v mnoha pravidelných či nepravidelných cyklech a časové odezvy jsou relativně pomalé. Za fyziologických podmínek se nemohou vyskytovat žádné trvalé deformace. Při cyklickém zatěžování by se trvalé deformace kumulovaly a dříve či později by došlo k porušení tělesa. Ve fyziologických podmínkách musí být zatěžování v oblasti elasticity. Pro popis mechanického chování musíme 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) /1/.

Deformaci lze charakterizovat jako změnu tvaru a objemu těles, které se mění pod vlivem působení vnějších sil. Deformace udává poměr mezi prodloužením nebo zkrácením a původním rozměrem tělesa. U tuhých

průmyslových těles lze říci, že deformace mohou být pružné (elastické), těleso se po odstranění deformující síly vrátí do původního stavu, nebo trvalé (plastické), těleso se po odstranění deformující síly nevrátí do původního stavu. Toto tvrzení však u viskoelastických těles neplatí. Pro popis chování viskoelastických těles využíváme různě složité reologické modely (viz dále) tak, aby se vlastnosti modelu co nejvíce blížily skutečnosti /1/.

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:

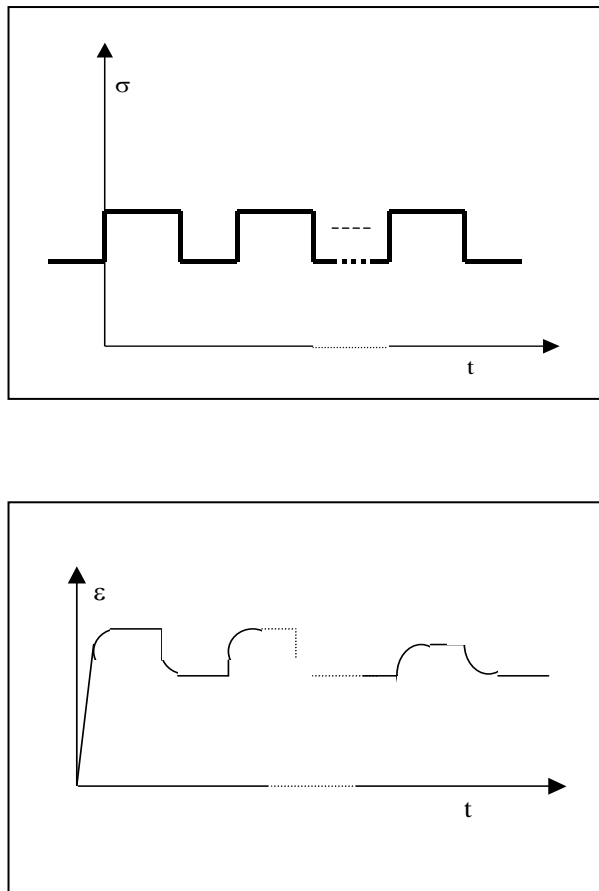
- tuhá tělesa – která si zachovávají tvar i při působení vnějších sil, tzn., že síly nezpůsobí deformace.
- pevná pružná tělesa - jsou taková, u nichž síly působí jen pružné deformace, které po vymizení působící síly zanikají. Nejsou přítomny trvalé deformace.
- reálná pevná tělesa – jsou taková, u nichž síly působí pružné i trvalé deformace. Při větších silách se vyskytuje tok /7/.

U dokonale pružného tělesa nezpůsobují deformační síly ani mechanická napětí žádné trvalé deformace. Zároveň při dostatečně malých deformacích je závislost mezi silami a deformacemi lineární nebo relativně blízká lineární závislosti. Robert Hooke vyjádřil tento poznatek tvrzením: „Deformace je přímo úměrná namáhání.“ Namáhání v tahu se často vyjadřuje formou materiálových konstant podle vztahu:

$$\sigma = E \varepsilon$$

kde E je modul pružnosti v tahu (Youngův modul), σ je mechanické napětí a ε je prodloužení /1/.

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. 1: Cyklické zatěžování a typická odezva biologických materiálů /1/

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

Specifičnost mechanických vlastností biologických materiálů vyplývá z jejich velmi rozmanité vnitřní struktury. V situacích, kdy vztahy mezi silami a deformacemi neovlivňují aktivní metabolické procesy (například aktivní činnost svalů), je pro většinu biologických materiálů typické, že jsou složeny ze struktur více méně pružných (chovajících se jako pevná pružná tělesa) a amorfni 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 /1/.

Lze říci, že pružné struktury určují statickou deformační odezvu, kdežto celková dynamika odezvy je určena interakcí pružných struktur a viskózní, amorfni 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 případech cyklického zatěžování a v případech, kdy jsou deformace dostatečně malé, tak aby bylo možné nelineární závislost linearizovat.

V biomechanice je častá situace, kdy dvě nebo více viskoelastických struktur jsou ve vzájemném kontaktu. Tyto struktury jsou namáhány dynamicky. Změny sil i deformací se šíří podél těchto struktur konečnou rychlostí s nezanedbatelným útlumem. V místě kontaktu struktur s rozdílnými mechanickými impedancemi dochází ke vzniku dodatečného namáhání. Díky těmto jevům, může dojít k porušení struktur /1/.

2.5. Reologie

Reologii je vědní obor o přetváření materiálů, deformacích a toku. Zabývá 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) a pevných látek (reagují pružně), tzn., že se chovají jako viskoelastická tělesa /7/.

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 pouze s malým vlivem viskózních vlastností
- **Viskoelastické těleso**– současně se vyskytují pružné i viskózní vlastnosti
- Nenevtonovská (reálná) kapalina – převažují viskózní vlastnosti s jistým vlivem pružnosti
- Newtonovská kapalina – má jen viskózní vlastnosti
- Ideální kapalina /7/

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 /7/.

Primárním zdrojem informací v reologii jsou reologické diagramy (reogramy). Vyjadřují závislost reologických vlastností na čase. Mezi nejdůležitější a nejpoužívanější reogramy patří křivky toku, na jejímž základě

lze odvodit parametry odpovídajících reologických modelů. Další základní dynamické charakteristiky jsou přechodová, impulsní a frekvenční /1/.

2.5.1. Dynamické charakteristiky (impulsní, přechodová a frekvenční)

Biologické materiály (jak již bylo uvedeno 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 apod., 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 bude proto uvedena obecnější teorie a praktický postup při její aplikaci /1/.

Impulsní charakteristika

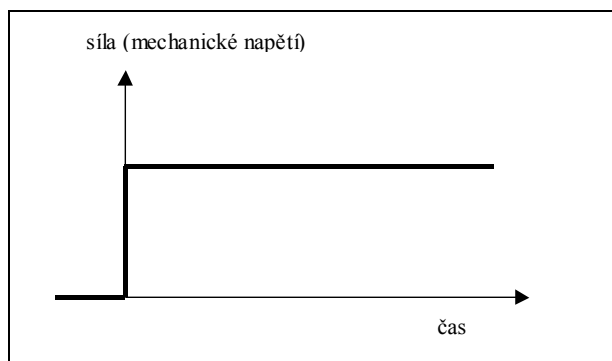
Jedná se o deformační odezvy na impuls deformující síly trvajících po velmi krátkou dobu. Teoreticky by mělo být vstupní působení nekonečně krátké, prakticky řádově kratší než jsou časové konstanty systému. Mírou velikosti

impulsu je plocha impulsního časového průběhu. Princip spočívá v tom, že systém 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 vlastních tlumených kmitů systému /1, 7/.

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. Počáteční hladina namáhání je v mnoha případech různá od nuly. Materiál je v klidovém stavu většinou vystaven jistému namáhání. Jde např. o biologické materiály, např. u šlach existuje klidové napětí, cévní stěny jsou namáhány v důsledku vnitřního tlaku mezi dvěma hladinami, apod. Přechodovou charakteristiku je nutno měřit jako odezvu na skok mezi dvěma konstantními hladinami vstupu, v situaci kdy výchozí hladina je různá od nuly.

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 /1, 7/.



Obr. 2: Průběh vstupní veličiny pro měření přechodové charakteristiky /1/.

Frekvenční charakteristiky

Frekvenční charakteristiky jsou deformační odezvy na harmonické změny deformující síly. U lineárních systémů platí, že odezva na harmonické změny deformující síly má rovněž harmonický průběh o stejné frekvenci.

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 nebo dynamické tuhosti G .

Komplexní modul pružnosti i dynamická tuhost dávají informace o chování systému při harmonických průbězích vstupní a výstupní veličiny. Na jejich základě lze však určit, jak mechanický systém deformačně reaguje na jakýkoli (i neharmonický) průběh těchto veličin /1, 7/.

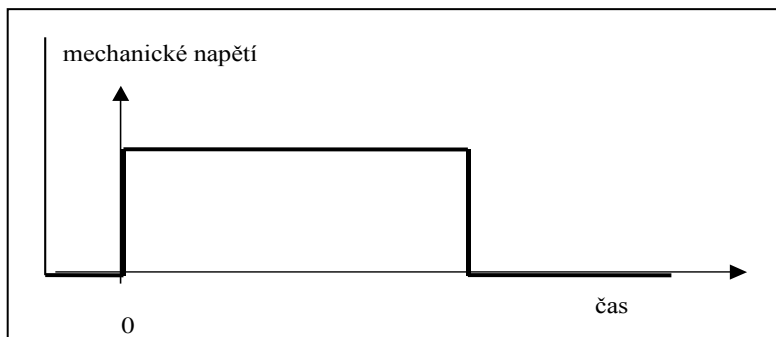
2.5.2. Křivky toku

Pevná pružná tělesa reagují na působení vnějších sil jen pružnými deformacemi. Pod vlivem působících sil mění svůj tvar. Po vymizení deformujících sil se vrací k původním rozměrům. Reálná tělesa tomuto modelu vyhovují jen za určitých okolností, jen v situaci, kdy je deformující mechanické napětí dostatečně malé. Pokud působící napětí překročí jistou mez, podléhají trvalým deformacím /3/.

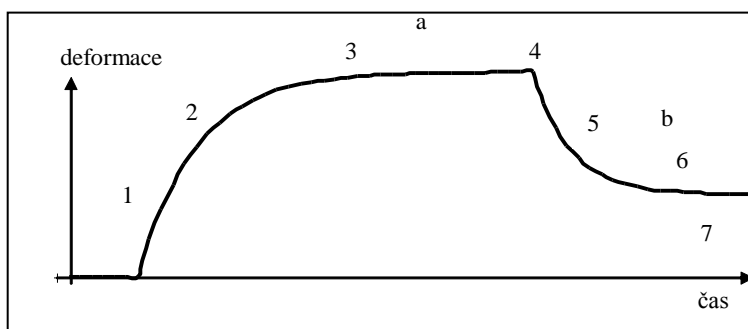
Křivky toku jsou dynamické charakteristiky udávající časovou závislost deformace viskoelastického tělesa jako odezvu na časově omezený obdélníkový impuls deformujícího napětí.

Deformační odezva je sledována během působení deformujícího napětí a ještě jistou dobu po odstranění napětí až do dosažení ustáleného stavu. Doba působení deformujícího napětí by měla být delší, než jsou časové konstanty procesu, popřípadě do dosažení ustáleného stavu.

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. 3: Průběh vstupní veličiny pro měření křivky toku /4/.



Obr. 4: Příklad modelového průběhu křivky toku pro viskoelastická tělesa /4/

Pokud křivka toku dosáhne v průběhu trvání vstupního impulsu (obr. 3) konstantní úrovně, lze ji považovat za složení dvou přechodových charakteristik (obr. 4), část a) a část b). Tato situace je typická pro řadu viskoelastických materiálů při relativně malých zatíženích, můžeme se však setkat i s odlišným typem průběhu. Takto reagují mnohé biologické materiály ve fyziologických podmínkách namáhání (cévy, šlachy, kůže apod.). 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

viskoelasticity (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 /2, 3/.

Výše uvedený způsob hodnocení křivek toku viskoelastických těles ovšem neumožňuje plně využít informací obsažených v experimentálně získaných křivkách toku. Poskytují informace o mechanických vlastnostech studovaných materiálů, jako velikost pružné odezvy či permanentní deformace, ale běžně používané metody „odečítání z grafu“ jsou nepřesné a z daleka nevyužívají všechny informace, které jsou v průběžích křivek toku obsaženy. Je proto vhodné analýzu křivek toku doplnit návrhem vhodného reologického modelu a provést identifikaci tohoto modelu /2/.

2.5.3. Reologické modely

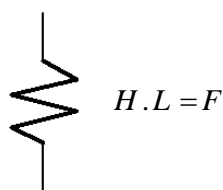
Mechanické chování reálných těles je souhrnem elastických, plastických (viskózních), setrvačných, nelineárních a dalších vlastností a závisí na tvaru a velikosti těles. V reálných situacích je mechanické chování viskoelastických těles ovlivňováno také okolím, například spojením s jinými tělesy. Jak již bylo uvedeno v předchozích analýzách, chování viskoelastických těles obsahuje rysy elastických a rysy viskózních těles. Popis chování takového systému je z matematického hlediska obtížný /4/.

Reologie poskytuje aparát pro obecnější a kvantitativnější popis a analýzu studované problematiky. Reálná viskoelastická tělesa se pro tyto účely nahrazují tzv. reologickými modely. 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 /3/.

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 linearoty 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 /1/.

Hookeovo těleso je idealizované těleso, mající jen elastické vlastnosti. Odpovídá definici pevného pružného tělesa. V reologických modelech se Hookeovo těleso znázorňuje jako stylizovaná pružina a reprezentuje elastickou složku chování tělesa /3/.



Obr. 5: Hookeovo těleso: symbol a základní rovnice mechanického chování /1/

Mechanické chování Hookeova tělesa při namáhání v tahu se často vyjadřuje formou materiálových konstant dle vztahu:

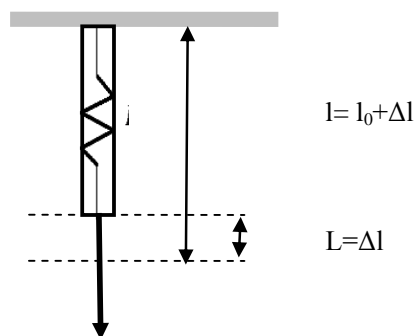
$$\sigma = E \varepsilon \quad (1)$$

kde σ je normálové napětí, E je modul pružnosti v tahu, ε je relativní prodloužení.

Tento vztah odpovídá Hookeovu zákonu pro namáhání v tahu; analogické vztahy platí i pro další namáhání (v tlaku, ve smyku, ohybu, torzi).

$$F = H L$$

kde F je síla, H je Hookeův koeficient, L je deformace.



Obr. 6: Nahrazení mechanického chování pružného tělesa chováním pružiny /1/

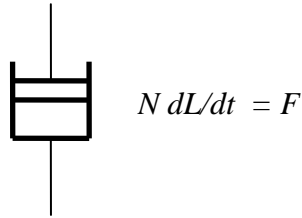
Předpokládejme, že ve výchozím (klidovém) stavu, není těleso zatíženo. Výchozí délkou by byla klidová délka tělesa l_0 při nulové deformační síle. Situaci u biologických materiálů komplikuje fakt, že ve výchozím stavu je těleso zatíženo jistou výchozí silou. Otázkou je, jak správně určit modul pružnosti. Pokud by platil Hookeův zákon v souladu s definicí (1), ve kterém je relativní prodloužení dáno vztahem:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

kde Δl je změna délky, l_0 je výchozí délkou tělesa (při nulové deformační síle) a modul E je konstantní, pak závislost absolutní deformace na síle není lineární. Obecně lze říci, že v případě lineární závislosti síly na deformaci, nemá materiál Hookeovské vlastnosti.

V praxi neznáme napětí a relativní deformace, nutné pro výpočet modulu. Hodnotu modulu E určujeme experimentálně, z měření sil a absolutních deformací. U viskoelastických těles je z několika důvodů obtížné vypočítat modul pružnosti dle výše uvedených vzorců: Nemáme přímo k dispozici hodnoty namáhání (σ). Většinou nemáme k dispozici ani klidovou délku (bez zatížení) l_0 , protože u biologických i řady dalších viskoelastických těles ji nelze jednoznačně či dostatečně přesně určit /1/.

Newtonovo těleso odpovídá vlastnostem newtonovské kapaliny a prezentuje čistě viskózní vlastnosti. V reologických modelech se znázorňuje jako stylizovaný píst /3/.

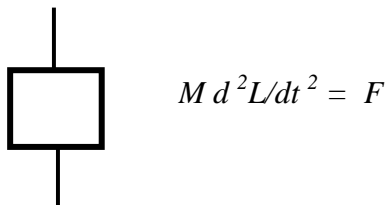


Obr. 7: Newtonovo těleso: symbol a základní rovnice mechanického chování, kde F je síla, N je Newtonův koeficient, L je deformace, t je čas /1/

Normálová“ viskozita η_N není totožná s viskozitou podle Newtonovy definice. Liší se podstatným způsobem od dynamické („tečné“) viskozity v klasickém Newtonově pojetí. Tečná viskozita se uplatňuje při namáhání v tečném směru, například při měření ve smyku nebo torzi. Jinými slovy, normálovou viskozitu η_N lze určit z měření v tahu nebo tlaku, tečnou viskozitu η_T pak z měření v torzi nebo smyku /1/.

Setrvačné těleso

Při analýze dynamického mechanického chování viskoelastických těles je nezbytné brát v úvahu i setrvačné síly.



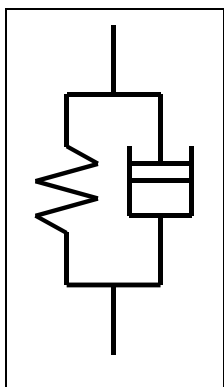
Obr. 8: Setrvačné těleso: symbol a základní rovnice mechanického chování, kde F je síla, M je hmotnost, L je deformace, t je čas /1/

Pro rychlé změny deformace nelze vliv setrvačnosti zanedbávat. Každé těleso má nějakou hmotnost a lze proto vždy nalézt frekvence, při kterých se vliv setrvačnosti začne významně uplatňovat.

Kombinací těchto těles můžeme získat různě složité modely. Modely se volí podle reologických vlastností těles tak, aby se vlastnosti modelu co nejvíce blížily skutečnosti /1/.

Klasické modely se soustředěnými parametry

Mezi jednoduché modely patří model Voigtův, který vznikl paralelním spojením Hookeova a Newtonova tělesa. Nebere však v úvahu vliv setrvačných sil. Pro obě základní tělesa je deformace společná, deformují se stejným způsobem. Celková deformující síla je rovna součtu sil u obou těles. Dobře vystihuje chování viskoelastického tělesa v oblasti viskoelasticity a zpětného toku. Křivka toku odpovídající tomuto modelu neobsahuje oblast pružné odezvy a lineárního toku. Tímto modelem lze popsat chování řady jednoduchých materiálů, jako jsou nitě, náplasti, plastické hmoty apod. /2, 8/.



Obr. 9: Voigtův model /1/

Maxwellův model

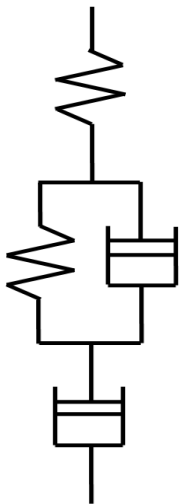
Maxwellův model vznikl sériovým spojením Hookeova a Newtonova tělesa. Na obě tělesa působí shodné síly. Celková deformace je rovna součtu deformací obou těles. Dobře vystihuje průběh pružné odezvy a lineárního toku, není však dobrou aproximací chování těles v oblasti viskoelasticity /8/.



Obr. 10: Maxwellův model /1/

Tucketův model

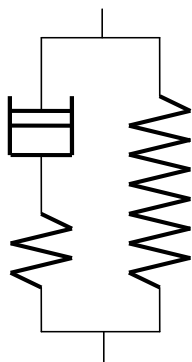
Sériové spojení prvku Voigtova a Maxvelova je model Tucketův. Křivky toku tohoto modelu obsahuje všechny základní oblasti chování viskoelastického tělesa. Jedná se stále ještě o poměrně značně zjednodušený model mechanického chování reálných viskoelastických těles. Umožňuje však jednoduchý odhad parametrů modelu na základě experimentálně zjištěné křivky toku /3, 7/.



Obr. 11: Tucketův model /9/

Zenerův model

Zenerův model vznikl paralelním spojením Maxwellova modelu a Hookeova tělesa /9/.



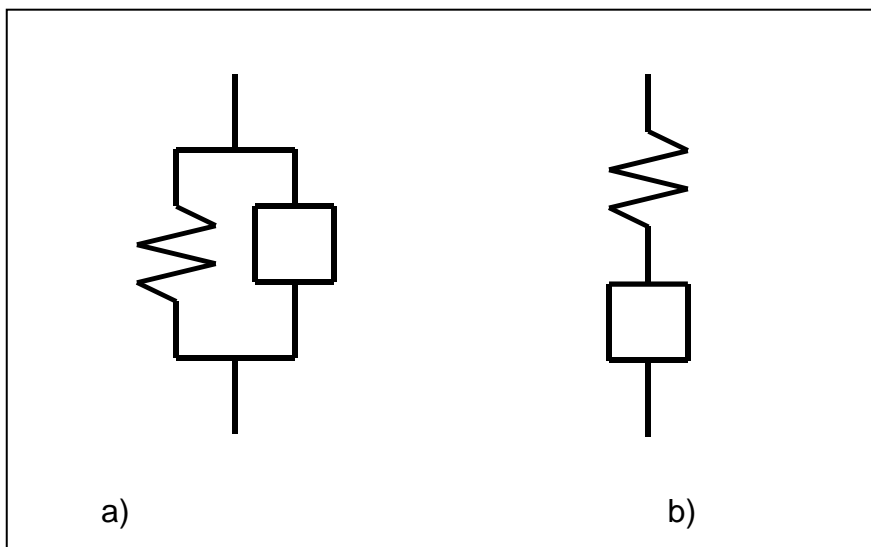
Obr. 12: Zenerův model /9/

Většinou se chování reálných těles popisuje Voigtovým modelem. Přesnější měření ale vede k odchýlkám mezi reálným chováním a modelem. Všechny klasické modely považují vliv setrvačných sil za zanedbatelný /1/.

Modely s vlivem setrvačných sil

Hookeovo těleso se setrvačným členem

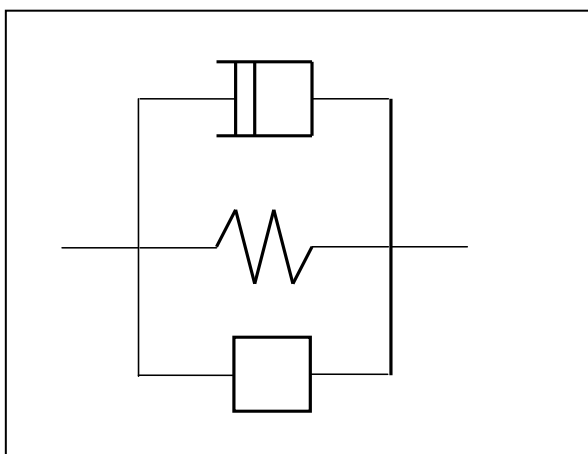
Pevné pružné těleso, mající nezanedbatelné setrvačné vlastnosti odpovídá chováním pružiny se závažím, bez tlumení (tzv. mechanického oscilátoru). V souladu se zavedenou symbolikou je model na obr. 8 a) pro pružinu (se zanedbatelnou hmotností) ve spojení s hmotným tělesem (těleso na pružině) je odpovídající model na obr. 8 b) /1/.



Obr. 13: Hookeovu těleso se setrvačným členem /1/

Voigtův model se setrvačným členem

Voigtův model se setrvačným členem vznikl paralelním spojením Hookeova, Newtonova a setrvačného tělesa. Bere v úvahu vliv setrvačných sil. Celková deformující síla je rovna součtu sil u všech tří těles. Pro Hookeovo a Newtonovo těleso je deformace společná (deformují se stejným způsobem). Většinou shodně s pohybem pohyblivého konce soustavy. Setrvačné těleso se pohybuje společně s těžištěm soustavy /1/.



Obr. 14: Voigtův model se setrvačným členem /1/

Mnohé viskoelastické materiály se s dostatečnou přesností chovají podle Voigtova modelu. Voigtův 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 /10, 11/.

2.5.4. Měřicí aparatura

Měřicí aparatura byla vyvinuta na katedře Biofyziky a fyzikální chemie UK v Hradci Králové. Je určena zejména pro měření dynamických vlastností biologických materiálů, jako jsou kůže, cévy, šlachy, kosti atd.

Vyvinut byl také originální software, který spolu s přístrojem umožňuje měření na základě nejnovějších poznatků v teorii chování materiálů, zejména z hlediska jejich viskoelastických vlastností.

Výsledkem měření jsou statické charakteristiky (moduly pružnosti, závislosti deformací na mechanickém namáhání, trvalé deformace atd.) a dynamické charakteristiky (křivky toku, přechodové charakteristiky atd.).

Aparatura se skládá z panelu, na kterém 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 vybavený příslušným softwarem.

Snímač je tvořen elektromechanickým čidlem induktivního 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

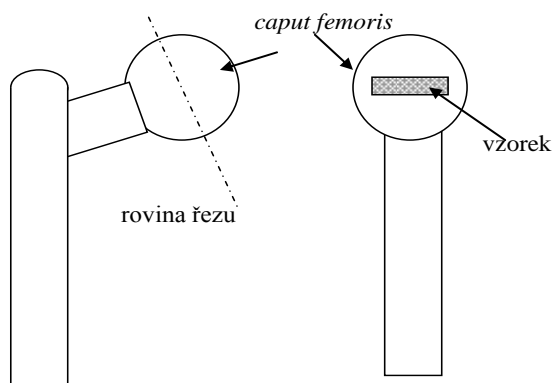
Ověření metodiky měření viskoelastických parametrů lidských kostí.

4. Experimentální část

4.1. Použité vzorky

Pro měření byly používány proximální konce stehenních kostí – caput femoris, které tvoří hlavice kyčelních kloubů. K dispozici bylo 10 vzorků.

Hlavice kostí stehenních byly získávány z operačních zákroků při provedení náhrady kyčelního kloubu endoprotézou. Vzorek byl odebrán z místa, kde se nachází typická trámčitá kost.



Obr. 15: Místo odebrání vzorku

Všechny vzorky byly po odběru pečlivě očištěny a uchovávány v lednici ve fyziologickém roztoku při teplotě 8°C. V den měření byly vzorky vytemperovány na laboratorní teplotu 22 až 24°C. Z každé kosti byl vyříznut vzorek ve tvaru hranolu o šířce a tloušťce 3,5mm délce zhruba 30,0mm.

4.2. Měření v ohybu

V řadě případů je přesnější a praktičtější určovat Youngovy moduly nepřímo, na základě deformací v ohybu. Platí to především pro situace, kdy deformace v tahu je malá v důsledku velké tuhosti materiálu.

V ohybu byly měřeny přechodové charakteristiky jako odezvy na obdélníkové impulzy deformující síly v cyklickém režimu. Trvání cyklů byl 10s zatížení, 10s relaxace.

Vzorek byl fixován v měřícím zařízení a na jeho volný konec bylo cyklicky vkládáno závaží o hmotnosti 20g. Vzorek byl měřen při několika různých délek.

Deformace kosti byla snímána indukčním čidlem a signál z 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

Z naměřených hodnot byl vypočítán Youngův modul. Udává míru tuhosti materiálu.

V situaci, kdy chování vzorku odpovídá Voigtovu modelu, je pohybová rovnice soustavy:

Rovnovážnost sil

$$F = M \frac{d^2 L}{dt^2} + N \frac{dL}{dt} + H L$$

Kde F je externí síla, M je hmotnost, N je Newtonův koeficient, H je Hookeův koeficient materiálu, L je absolutní deformace.

Vztah pro výpočet dynamického zatížení v ohybu je následující:

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

Kde a_i , b_i jsou koeficienty, které závisí na tvaru vzorku a typu zatěžování, η je viskozita, E je Youngův modul, M je hmotnost vzorku a ΔL je změna délky vzorku.

Vzorek měl tvar hranolu, pro koeficient a_i a b_i platí:

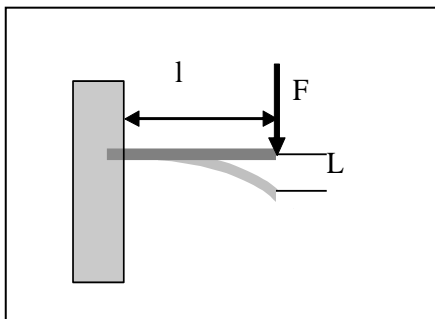
$$a_i = b_i = \frac{w t^3}{4 l^3}$$

Kde w je šířka vzorku, t je tloušťka a l je délka vzorku. V našem případě měl vzorek šířku a tloušťku 3,5mm. Vztah je přibližný a lze ho použít pouze pro relativně tenké vzorky.

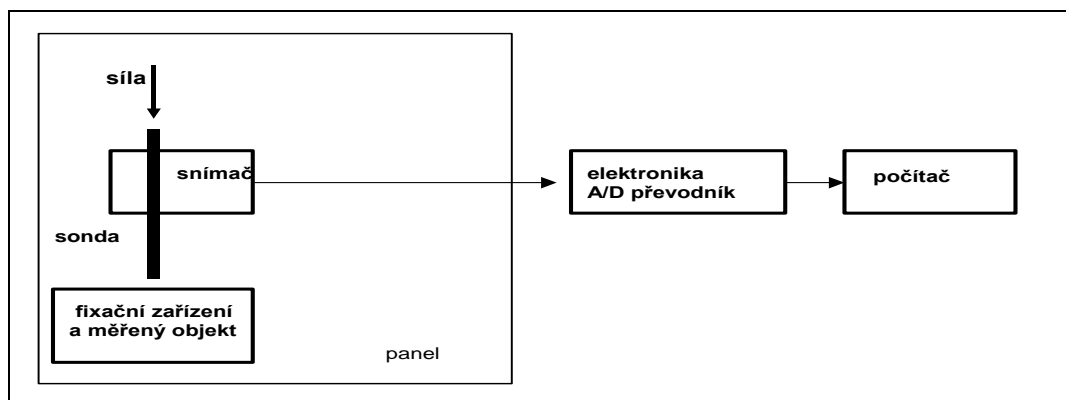
Pro vzorek upevněný na jednom konci platí:

$$y = \frac{F L^3}{3 E J}$$

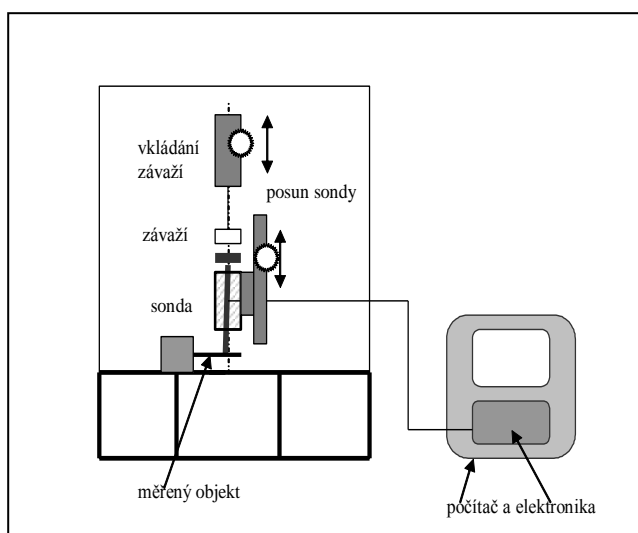
kde y je průhyb vzorku, F je síla působící na vzorek, L je délka vzorku, E je Youngův modul pružnosti v tahu, J je kvadratický moment setrvačnosti průřezu



Obr. 16: Měření namáhání v ohybu pro dvoubodové měření



Obr. 17: Konstrukční uspořádání aparatury



Obr. 18: 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.

4.3. Namáhání v torzi

Měření v torzi je vhodné pro relativně tuhá tělesa. Měření bylo provedeno metodou vlastních kmitů. Byly měřeny impulsní charakteristiky jako odezvy na krátký mechanický poklep na setrvačnick, který byl umístěn na konci měřeného vzorku. V našem případě byla hmotnost setrvačnicku 90,8g.

Systém byl uveden rychle do pohybu. Po ukončení impulsu se deformace systému dále měnila. Dynamika deformace je v tomto případě závislá pouze na parametrech systému.

Z naměřených hodnot byl vypočítán modul pružnosti ve smyku a viskózní člen.

Vztah pro výpočet pohybu při torzi je:

$$J \frac{d^2\varphi}{dt^2} + B\eta \frac{d\varphi}{dt} + BG\varphi = 0$$

kde J je moment setrvačnosti setrvačnicku, φ je úhel stočení, B je činitel tvaru tělesa, η je tečná viskozita, G je moment setrvačnosti ve smyku.

Impulsní charakteristika má charakter tlumených kmitů. Modul ve smyku určíme ze vztahu:

$$G = \frac{(2\omega + 2k)J_s}{a_j}$$

kde G je modul ve smyku, ω je úhlová rychlost, k je koeficient tlumení kmitů, J_s je moment setrvačnosti použitého setrvačnicku a a_j je koeficient tvaru vzorku.

Pro koeficient tlumení kmitů k platí:

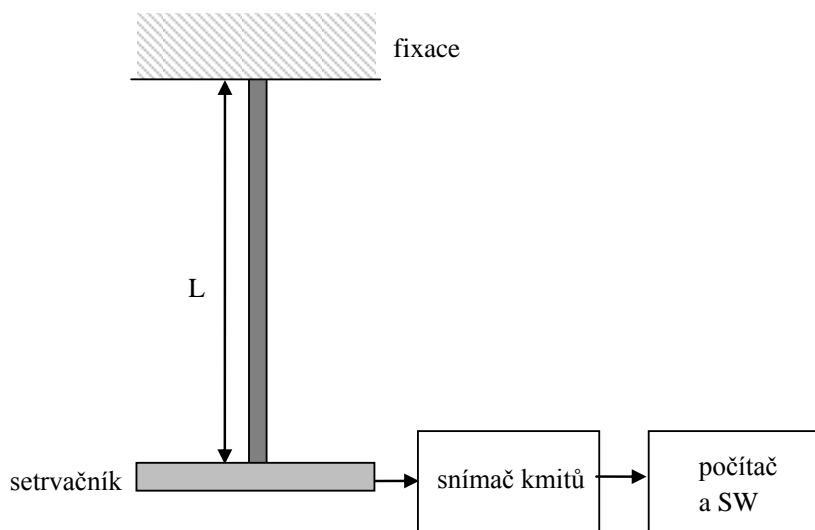
$$k = \frac{a_j \eta}{2J}$$

kde a_j je koeficient tvaru vzorku, η je viskózní člen a J je moment setrvačnosti vzorku.

Pro moment setrvačnosti použitého setrvačníku platí:

$$J_s = \frac{m(l^2 + d^2)}{12}$$

kde m je hmotnost setrvačníku, l je jeho délka a d šířka



Obr. 19: Schematické znázornění měření v torzi

4.4. Stanovení Poissonova čísla

Z hodnot Youngova modulu a modulu ve smyku bylo spočítáno Poissonovo číslo jednotlivých vzorků. Poissonovo číslo udává poměr mezi příčným zkrácením a podélným prodloužením materiálu při deformaci. Pro homogenní materiály se hodnota Poissonova čísla nachází v rozmezí mezi 0 a 0,5. Nulové hodnoty dosahuje u čistě plastických materiálů, u kterých nedochází k příčným deformacím. Hodnotu 0,5 dosahuje u čistě elastických materiálů, které při zatěžování nemění objem. Poissonovo číslo u viskoelastických těles závisí na frekvenci (dynamice) zatěžování.

Poissonovo číslo μ lze vypočítat dle vztahu:

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}$$

kde G je modul pružnosti ve smyku a E modul pružnosti v tahu. Platnost vztahu je omezena na homogenní a isotropní tělesa, na malé hodnoty relativních deformací a zanedbatelný vliv viskozity.

5. Výsledky

5.1. Výsledky měření v ohybu

vzorek č. 1				
délka vzorku	25,7 mm	21,4 mm	16,6 mm	13,1 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	441,92	463,98	472,56	374,38
	458,88	451,48	449,30	385,09
	437,16	462,15	460,63	385,08
	434,36	460,34	459,79	369,24
	432,51	446,33	480,85	396,43
	446,77	456,75	480,85	385,09
	432,51	463,98	445,64	390,68
	442,88	465,75	453,01	385,09
	441,92	477,19	493,86	414,76
446,77	473,34	456,79	385,09	
průměr	441,57	461,23	465,03	387,09
směrodatná odchylka	8,10	9,28	16,03	12,32
směrodatná odchylka (%)	1,84	2,01	3,45	3,18

vzorek č. 2				
délka vzorku	28,9 mm	24,0 mm	16,8 mm	11,7 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	672,81	675,86	706,82	515,92
	671,24	627,04	698,10	561,39
	650,03	634,28	706,83	502,36
	655,95	701,74	673,18	454,56
	624,65	657,02	734,35	530,23
	669,68	701,74	673,18	615,66
	668,13	651,82	665,27	502,36
	628,75	627,04	589,07	489,49
	680,76	634,28	589,07	502,36
	668,13	624,67		477,27
průměr	659,01	653,55	670,65	515,16
směrodatná odchylka	19,09	30,07	50,97	45,61
směrodatná odchylka (%)	2,90	4,60	7,60	8,85

vzorek č. 3				
délka vzorku	26,0 mm	22,8 mm	18,7 mm	12,0 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	538,45	528,76	505,22	551,03
	528,94	532,75	486,32	510,12
	515,93	538,84	489,37	474,87
	528,94	536,79	486,32	474,87
	502,33	526,79	483,31	616,99
	519,77	593,08	518,66	582,15
	504,75	590,60	486,32	636,03
	515,93	566,92	492,46	510,12
	498,75	555,78	480,33	582,14
527,61	553,60	498,76	656,28	
průměr	518,14	552,39	492,71	559,46
směrodatná odchylka	13,14	24,42	11,74	65,68
směrodatná odchylka (%)	2,54	4,42	2,38	11,74

vzorek č. 4				
délka vzorku	20,3 mm	17,4 mm	13,9 mm	11,0 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	220,08	281,23	265,96	179,49
	227,09	290,33	257,41	185,79
	227,61	281,23	255,36	199,81
	227,09	294,41	261,61	181,54
	228,65	288,99	249,40	166,33
	229,18	251,92	251,35	190,24
	226,57	283,77	249,39	187,99
	223,03	270,35	247,47	185,79
	225,55	2509,92	251,35	192,55
	226,57	245,05	259,49	202,36
průměr	226,14	273,82	254,88	187,19
směrodatná odchylka	2,72	18,20	6,11	10,32
směrodatná odchylka (%)	1,20	6,64	2,40	5,51

vzorek č. 5				
délka vzorku	18,8 mm	15,2 mm	12,4 mm	10,5 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	65,69	73,71	66,22	65,33
	65,97	71,80	68,85	62,36
	64,77	70,22	64,89	61,79
	66,25	71,68	66,41	62,07
	66,58	70,46	67,21	60,70
	65,97	70,70	71,92	62,64
	67,67	69,87	67,41	61,52
	67,61	73,06	65,07	59,90
	66,87	71,68	62,72	60,97
	66,81	71,55	64,89	63,51
průměr	66,42	71,48	66,56	62,08
směrodatná odchylka	0,89	1,22	2,53	1,54
směrodatná odchylka (%)	1,33	1,71	3,81	2,48

vzorek č. 6				
délka vzorku	19,9 mm	17,8 mm	13,4 mm	10,2 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	194,79	173,47	158,47	148,34
	194,38	171,24	156,72	141,65
	199,37	169,50	154,17	148,34
	191,59	169,93	150,11	153,79
	199,37	167,80	154,17	151,93
	202,84	169,07	157,59	157,66
	196,85	169,50	147,77	159,66
	205,07	169,07	151,71	153,79
	203,28	170,37	158,47	141,65
	187,35	164,49	152,52	159,66
	186,23	160,92	155,86	161,72
	207,35	160,53	148,54	150,12
	203,28	166,96	150,90	157,66
190,03	161,31		159,66	
průměr	197,27	167,44	153,62	153,26
směrodatná odchylka	6,76	4,08	3,68	6,58
směrodatná odchylka (%)	3,43	2,44	2,40	4,30

vzorek č. 7				
délka vzorku	24,3 mm	20,4 mm	16,6 mm	12,7 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	512,79	548,70	546,36	562,93
	505,16	522,98	535,55	396,95
	503,66	583,78	607,72	465,58
	493,41	478,17	563,43	494,07
	508,18	502,07	581,59	515,07
	514,34	536,96	535,55	474,71
	515,90	475,90	496,26	494,07
	511,24	478,17	525,15	456,81
	522,25	494,65	487,33	456,81
	512,79	487,45	515,16	448,36
průměr	509,97	510,88	539,41	476,54
směrodatná odchylka	7,91	36,25	37,22	44,21
směrodatná odchylka (%)	1,55	7,10	6,90	9,28

vzorek č. 8				
délka vzorku	21,2 mm	16,5 mm	13,1 mm	11,0 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	168,59	176,19	177,74	192,89
	163,46	173,32	177,74	192,89
	165,37	171,09	173,12	208,19
	166,35	172,19	178,94	202,83
	168,59	170,54	175,40	208,19
	171,93	175,03	168,90	202,83
	168,34	176,19	170,89	213,85
	169,60	199,32	187,78	205,48
	173,25	195,65	175,40	208,19
	173,79	188,03	175,40	200,25
	176,79	190,05	174,25	222,93
	172,99	193,51	175,40	202,83
	176,51	187,37	175,40	197,74
	171,15	200,82	174,25	192,89
	174,59	190,73		200,25
			219,82	
průměr	170,75	184,00	175,80	204,50
směrodatná odchylka	4,00	10,88	4,24	8,94
směrodatná odchylka (%)	2,34	5,91	2,41	4,37

vzorek č. 9				
délka vzorku	19,2 mm	16,0 mm	13,4 mm	9,8 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	141,55	145,20	155,93	171,91
	141,11	156,98	142,86	152,29
	140,23	154,65	144,88	160,43
	143,12	154,20	132,96	160,43
	141,99	149,35	143,53	174,41
	141,33	151,51	141,54	162,60
	139,36	149,35	153,58	191,06
	146,84	153,29	149,84	171,91
	144,72	152,40	155,59	150,38
	149,27	153,74	155,93	179,63
	145,19	146,83	145,57	191,06
	142,89	147,24	143,53	174,41
	146,60	151,08	140,25	
	144,72	153,74	138,98	
	144,23	151,52	144,20	
143,12				
průměr	143,52	151,41	145,81	170,04
směrodatná odchylka	2,65	3,28	6,68	13,36
směrodatná odchylka (%)	1,85	2,16	4,58	7,86

vzorek č. 10				
délka vzorku	25,9 mm	20,6 mm	16,9 mm	14,3 mm
naměřené hodnoty modulu pružnosti (MPa)	372,57	425,87	362,53	410,67
	374,46	395,65	358,31	397,51
	372,57	410,21	364,67	429,55
	364,00	421,05	373,52	397,51
	355,25	405,73	358,30	385,19
	367,63	422,65	385,21	381,26
	380,90	402,80	364,67	393,32
	374,46	408,70	371,27	401,79
	373,20	392,86	352,16	401,79
	368,24	425,87	362,53	401,79
	372,57	408,70	382,81	397,51
	380,24	417,89	364,67	385,19
		421,05	375,80	385,19
			381,26	
průměr	371,34	412,23	367,42	396,39
směrodatná odchylka	6,97	11,10	9,77	13,12
směrodatná odchylka (%)	1,88	2,69	2,66	3,31

5.2. Výsledky měření namáhání v torzi

vzorek č. 1			
délka vzorku	12,4 mm		
modul ve smyku (MPa)	260,56	viskózní člen (kPa.s)	221,39
	265,91		198,13
	264,84		214,43
	265,62		204,03
	265,61		203,20
	263,11		227,58
průměr	264,28		211,46
směrodatná odchylka	2,09		11,56
směrodatná odchylka (%)	0,79		5,47

vzorek č. 2					
délka vzorku	13,2 mm	10,8 mm		13,2 mm	10,8 mm
modul ve smyku (MPa)	83,18	70,65	viskózní člen (kPa.s)	102,10	94,57
	83,71	70,06		111,75	99,93
	82,01	70,00		118,73	95,28
	83,28			107,89	
	82,83			115,67	
	83,20			118,40	
průměr	83,03	70,24		112,42	96,59
směrodatná odchylka	0,57	0,36		6,54	2,91
směrodatná odchylka (%)	0,69	0,51		5,82	3,02

vzorek č. 3					
délka vzorku	12,3 mm	10,2 mm		12,3 mm	10,2 mm
modul ve smyku (MPa)	328,48	306,03	viskózní člen (kPa.s)	166,96	148,18
	331,64	309,08		144,50	126,60
	331,68	309,88		141,98	136,32
		311,01			125,71
		309,77			132,85
		308,99			131,15
průměr	330,60	309,13		151,15	133,47
směrodatná odchylka	1,84	1,68		13,75	8,22
směrodatná odchylka (%)	0,56	0,54		9,10	6,16

vzorek č. 4					
délka vzorku	13,0 mm	11,3 mm		13,0 mm	11,3 mm
modul ve smyku (MPa)	272,81	268,04	viskózní člen (kPa.s)	112,43	122,34
	271,51	270,99		113,10	122,51
	273,80	270,43		109,30	119,59
		270,82			115,41
		270,67			114,68
		271,77		110,01	
průměr	272,71	270,45		111,61	117,42
směrodatná odchylka	1,14	1,27		2,03	4,92
směrodatná odchylka (%)	0,42	0,47		1,82	4,19

vzorek č. 5					
délka vzorku	13,8 mm	11,0 mm		13,8 mm	11,0 mm
modul ve smyku (MPa)	39,41	49,05	viskózní člen (kPa.s)	91,74	116,68
	39,66	48,61		82,88	121,50
	39,78	50,15		87,30	108,16
	39,73	49,61		87,17	106,28
		49,36			104,93
průměr	39,65	49,36		87,27	111,51
směrodatná odchylka	0,16	0,58		3,62	7,22
směrodatné odchylka (%)	0,41	1,18		4,14	6,47

vzorek č. 6					
délka vzorku	11,7 mm	10,4 mm		11,7 mm	10,4 mm
modul ve smyku (MPa)	139,50	146,86	viskózní člen (kPa.s)	160,95	157,33
	142,07	148,17		141,34	152,81
	143,26	147,22		148,29	167,17
		148,25			157,85
		149,53			149,37
		150,92			154,74
průměr	141,61	148,49		150,19	156,54
směrodatná odchylka	1,92	1,51		9,95	6,06
směrodatná odchylka (%)	1,36	1,02		6,62	3,87

vzorek č. 7					
délka vzorku	13,8 mm	10,4 mm		13,8 mm	10,4 mm
modul ve smyku (MPa)	316,57	243,62	viskózní člen (kPa.s)	172,26	179,34
	321,39	245,50		162,34	182,70
	320,23	246,22		162,66	195,52
		245,95			179,41
		249,38			189,29
		246,82			195,91
průměr	319,40	246,25		165,75	187,03
směrodatná odchylka	2,52	1,88		5,63	7,64
směrodatná odchylka (%)	0,79	0,76		3,40	4,09

vzorek č. 8					
délka vzorku	9,8 mm	6,2 mm		9,8 mm	6,2 mm
modul ve smyku (MPa)	110,28	100,71	viskózní člen (kPa.s)	126,31	128,73
	112,80	101,35		124,57	123,29
	112,48	102,04		130,94	123,98
	112,90			119,88	
	113,46			125,05	
	112,65			123,17	
průměr	112,43	101,37		124,98	125,34
směrodatná odchylka	1,10	0,67		3,65	2,96
směrodatná odchylka (%)	0,98	0,66		2,92	2,36

vzorek č. 9			
délka vzorku	12,7 mm		
modul ve smyku (MPa)	71,99	viskózní člen (kPa.s)	99,95
	72,91		91,78
	72,53		95,97
	72,45		93,81
	73,58		87,65
	73,18		89,50
průměr	72,77		93,11
směrodatná odchylka	0,57		4,47
směrodatná odchylka (%)	0,78		4,80

vzorek č. 10									
délka vzorku	17,8 mm	15,6 mm	13,0 mm	10,2 mm		17,8 mm	15,6 mm	13,0 mm	10,2 mm
modul ve smyku (MPa)	230,57	233,02	318,94	316,63	viskózní člen (kPa.s)	245,96	282,42	238,90	241,34
	229,52	235,05	318,61	319,39		238,84	266,91	232,07	214,47
	230,95	241,29	320,45	318,28		233,45	274,17	237,30	216,72
	230,66	231,01	323,12	318,87		233,80	288,41	229,66	229,52
	229,88	236,32	318,65	318,39		241,44	284,13	248,13	232,33
průměr	230,32	235,34	319,95	318,31		238,70	279,21	237,21	226,87
směrodatná odchylka	0,59	3,89	1,92	1,04		5,29	8,60	7,17	11,21
směrodatná odchylka (%)	0,26	1,65	0,60	0,33		2,22	3,08	3,02	4,94

5.3. Vypočtené hodnoty Poissonova čísla

číslo vzorku	modul pružnosti (MPa)	modul ve smyku (MPa)	Poissonovo číslo
1	438,73±33,50	264,28±2,09	-0,17
2	623,41±74,33	78,77±6,41	2,96
3	530,68±44,14	316,28±10,86	-0,16
4	235,51±34,71	271,20±1,61	-0,57
5	66,63±3,73	45,04±5,14	-0,26
6	168,16±18,89	146,20±3,77	-0,42
7	509,20±39,96	270,63±36,63	-0,06
8	184,25±15,19	108,74±5,61	-0,15
9	151,64±12,19	72,77±0,57	0,04
10	387,33±21,16	275,98±44,36	-0,30

6. Diskuze

Vyvinutou metodikou byly měřeny přechodové a impulsní charakteristiky, kterými jsou Youngův modul pružnosti, modul ve smyku a viskózní člen.

Pro elastické a homogenní materiály je modul pružnosti materiálová konstanta. Při přesném měření, bychom měli dostávat hodnoty modulu pružnosti nezávislé na délce vzorku. Z výše uvedených tabulek je zřejmé, že hodnoty modulu pružnosti se v jednotlivých měřeních liší nejen vlivem nahodilé chyby. V situaci, kdy jsou vzorky namáhány pouze na ohyb, by výchylka (ohyb vzorku) měla být přímo úměrná délce vzorku. V reálných podmínkách je deformace ovlivněna i namáháním na tlak v místě působení sondy. U relativně poddajných materiálů, nemusí být deformace tlakem zanedbatelná. Při větší délce vzorku je měřená výchylka relativně větší než u vzorků kratších. Příčiny mohou spočívat buď v nelineárním chování materiál, nebo v tom, že vztah pro výpočet platí jen pro dostatečně tenké vzorky (jak již bylo uvedeno výše).

Modul ve smyku je materiálová konstanta, která popisuje tvarovou deformaci vzorků, viskózní člen potom ovlivňuje odpor materiálu vůči deformaci.

Z hodnot Youngova modulu a modulu ve smyku bylo spočítáno Poissonovo číslo, které udává poměr mezi příčným zkrácením a podélným prodloužením materiálu při deformaci. Pro homogenní materiály se pohybuje v rozmezí 0 až 0,5. Záporné hodnoty Poissonova čísla měřených vzorků ukazují na heterogenitu a anisotropii spongiózy.

Cíle práce byly dosaženy a metoda byla shledána použitelnou. Nalezené hodnoty mohou sloužit jako orientační. Protože cílem této práce bylo ověřit metodu měření, analýzou nalezeného chování jsme se nezabývali.

7. Závěr

Vyvinutá metodika je vhodná pro měření přechodových a impulsních charakteristik viskoelastických materiálů.

Znalost dynamiky mechanického chování těles je důležitá například pro posouzení mechanické kompatibility navzájem spojených materiálů, například při spojení biologických struktur a struktur umělých. Lze posoudit kompatibilitu tkání a náhradních materiálů jako například cév a cévních náhrad, kostí a implantátů, poněvadž by měly mít obdobné parametry jako lidské. Informace o viskoelastických parametrech biologických materiálů jsou významné i pro posouzení zdravotního stavu organismu nebo pro hodnocení průběhu hojení a regenerace nebo pro posouzení rizika zlomenin při dynamickém zatěžování.

8. Literatura

1. Ďoubal S. a kol.: Mechanické chování viskoelastických těles – teorie a měření, ISBN, Karolinum 2012
2. Ďoubal S., Klemera P.: Aparatura pro měření toku viskoelastických materiálů, Lékař a technika, 4/2001, s. 95-99
3. Ďoubal S.: Reologické modely biologických materiálů – identifikace a výpočet parametrů, Lékař a technika, 31/2000, str. 50-54
4. Ďoubal S., Klemera P.: Aparatura pro měření mechanických parametrů viskoelastických těles, Plzeň. lék. Sborník 67, 2001, str. 41-47
5. Čihák R., Anatomie 1, ISBN, Grada 2011
6. http://www.delter.netsite.cz/storage/Dynamicka_pevnost_a_viskoelasticita.pdf
7. Ďoubal S., Kučová D.: Vybrané kapitoly z fyziky a biofyziky, Karolinum, Praha, 1994
8. Lázníčková A., Ďoubal S., Gasparič J., Ditrich M.: Fyzikální chemie pro posluchače farmacie II. díl., ISBN, Praha 1997
9. Chanda M., Roy S. K.: Plastics Technology Handbook, Fourth Edition., CRC Press, Boca Raton, 2007
10. Ďoubal S., Klemera P., Lamka J., Semecký V., Kuchařová M., Dynamika deformační reakce cévních stěn na mechanické zatížení - metodika měření *in vitro*, lineární a nelineární modely, Lékař a technika, 35/2004, s. 135-141
11. Ďoubal S., Klemera P., Semecký V., Lamka J., Kuchařová M.: Non-linear mechanical behavior of visco-elastic biological structures – measurements and models, Acta Medica 47 (2), 2004, str. 297-300
12. Klemera P.: Soubor programů „Reokomplet“ pro vyhodnocování viskoelastických parametrů biologických materiálů.

9. Abstrakt

Univerzita Karlova v Praze, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové

Katedra biofyziky a fyzikální chemie

Kandidát: Mgr. Zdeněk Cihlář

Konzultant: Prof. RNDr. Ing. Stanislav Ďoubal, CSc.

Název rigorózní práce: Viskoelasticita kostí – metodika měření

Cílem práce bylo ověření metodiky měření viskoelastických parametrů lidských kostí za použití vhodné měřicí aparatury, která umožňuje měřit dynamické charakteristiky. Metoda stanovení viskoelastických parametrů kosti je založena na měření deformační odezvy na deformující sílu ve tvaru obdélníkového impulsu působícího na vzorek hlavice kosti stehenní při zatěžování v ohybu a měření impulsní charakteristiky při namáhání v torzi. V případě namáhání v ohybu se tedy jedná o měření tzv. křivky toku a tlumených kmitů na základě krátkého účinku deformující síly.

Vyvinutou metodikou byly měřeny přechodové a impulsní charakteristiky. Na základě těchto charakteristik byly určovány viskoelastické parametry vzorků, kterými jsou Youngův modul pružnosti, modul ve smyku a viskózní člen. Z hodnot Youngova modulu a modulu ve smyku bylo spočítáno Poissonovo číslo, které udává poměr mezi příčným zkrácením a podélným prodloužením materiálu při deformaci.

Naměřené hodnoty Youngova modulu pružnosti se pohybují v intervalu od 62MPa do 670MPa. Hodnoty modulu ve smyku se pohybují v intervalu od 39MPa do 330MPa a hodnoty viskózního členu se pohybují v intervalu od 87kPa.s do 279kPa.s.

Metoda byla shledána použitelnou. Nalezené hodnoty mohou sloužit jako orientační. Protože cílem této práce bylo ověřit metodu měření, analýzou nalezeného chování vzorků jsme se nezabývali.

10. Abstract

Charles University in Prague, Faculty of Pharmacy in Hradec Králové

Department of biophysics and physical chemistry

Candidate: Mgr. Zdeněk Cihlář

Supervisor: Prof. RNDr. Ing. Stanislav Ďoubal, CSc.

Title of Thesis: Viscoelasticity of bones – the methodology of measurement

The aim of the thesis was to verify the methodology of measuring the viscoelastic parameters of human bones using an apparatus enabling the measurement of dynamic characteristics. The method is based on measurement of deformation response of samples to short or rectangular impulse of force. The samples were obtained from femoral head. The methodology is therefore based on measuring of creep curves and impulse characteristics. Resulting damped oscillations were analysed.

The transient and impulse characteristics in bending stress and twisting stress were obtained. Based on these characteristics, viscoelastic parameters of samples were determined (Young modulus, shear modulus and viscosity). The Poisson's number, indicating the ratio of transverse contraction to longitudinal extension of the material during deformation, was calculated using the values of Young's modulus and shear modulus.

The measured values of the Young's modulus in bending stress vary in the range from 62MPa to 670MPa. The values of the shear stress modulus range from 39MPa to 330MPa and the values of the viscous coefficient in twisting stress range from 87kPa.s to 279kPa.s.

In conclusion, the method was found as applicable and the found values proved to be useful as a rough overview. As the aim of this thesis was to verify the method, the behaviour analysis of the samples was not concerned.