UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FARMACEUTICKÁ FAKULTA
V HRADCI KRÁLOVÉ

Katedra biofyziky a fyzikální chemie

BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÝCH A UMĚLÝCH MATERIÁLŮ

Bakalářská práce

Vypracovala: Miroslava Klegerová
Vedoucí bakalářské práce: Mgr.Monika Kuchařová

Hradec Králové, 2006

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně a pouze s použitím uvedeného seznamu literatury.

Miroslava Klgerová

Děkuji Mgr. Monice Kuchařové a Prof.RNDr.Ing. Stanislavu Ďoubalovi, Csc. za vedení a pomoc při praktickém provádění měření i při sestavování bakalářské práce.

Obsah

1 Úvod **5**
1.1 Biomechanika obecně 5
1.2 Historie biomechaniky 6
2 Kost **8**
2.1 Základní stavba kostí 8
2.2 Skelet- základ segmentární struktury těla 11
3 Mechanické vlastnosti pohybového systému **14**
3.1 Základní mechanické vlastnosti 14
3.1.1 Relaxace a creep 14
3.1.2 Únava materiálu 15
3.1.3 Biokompatibilita 15
3.1.4 Zátěž a namáhání 16
3.1.5 Deformační odezva tělesa 17
3.1.6 Tolerance organismu na zátěž 17
3.2 Vlivy na mechanické vlastnosti kostní tkáně 17
3.3 Reologie 21
3.3.1 Reologické modely 21
3.3.2 Křivky toku 22
3.3.3 Struktura reologických modelů 23
3.3.4 Identifikace a výpočet parametrů u lineárního modelu 25
4 Kostní implantáty **28**
4.1 Obecný úvod 28
4.2 Kovové materiály 29
4.3 Biokeramika 31
4.4 Další alternativy 32
5 Metodika měření **33**
5.1 Měřicí aparatura 33
5.2 Vlastní měření 34
6 Výsledky experimentální části **36**
6.1 Kmit 36
6.2 Ohyb 37
7 Závěr **39**
8 Seznam literatury **40**

1 Úvod

1.1 Biomechanika obecně

Biomechanika je transdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jeho částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím. Její transdisciplinárnost spočívá jak v integraci metodických a poznatkových prostředků z klasických oborů (morfologie, fyziologie, matematika, fyzika, a biofyzika, kybernetika, technická mechanika, nauka o materiálech, atd.), tak v šíři aplikačních směrů (klinické lékařské obory, technické obory, společenské obory, přírodní vědy, zemědělské obory, ekologie, atd.).

Biomechanika člověka je obor studující strukturu , vlastnosti chování člověka a jeho biomechanické interakce na různé rozlišovací úrovni (makrobiomechanika a mikrobiomechanika)

Makrobiomechanika_je obor biomechaniky, pro který je charakteristický makroskopický („agregátový“) přístup ke struktuře a chování organismu, kdy rozlišovací úroveň rozeznává orgány, orgánové struktury a anatomicky ohraničené tkáňové komponenty a jejich vzájemnou mechanickou interakci (např. pohyb v loketním kloubu a jeho zajištění kooperující svalovou skupinou).

Mikrobiomechanika je obor biomechaniky, pro který je charakteristický mikroskopický („celulární a subcelulární“) přístup ke struktuře a chování sledovaného objektu, kdy rozlišovací úroveň rozeznává jednotlivé buňky, buněčné komplexy, mezibuněčné komponenty a jejich vzájemnou komunikaci (např. mechanická interakce mezi aktinem a myosinem v průběhu svalové kontrakce).

Studium živého organismu musí vycházet ze skutečností, že organismus i jeho části jsou otevřený systém, který směřuje ke stavu pohyblivé rovnováhy. V biologických systémech, které vykazují přizpůsobilost k vnějším podmínkám, tj. homeostázu, reprodukci a uchovávání informací jako nejpodstatnější projevy života, musí nutně probíhat neustálá výměna hmoty, energie a informací s okolím.

Hlavním předmětem biomechaniky je studium procesů ve složitých živých systémech a rovnice mechaniky vypracované pro působení těles jsou základem, z něhož je nutno vycházet a postupně doplňovat.

1.2 Historie biomechaniky

Jestliže sledujeme kořeny biomechaniky,tak nutně dojdeme k historii mechaniky a biologie a ke vzniku těchto oborů. Slovo „mechanika" použil poprvé Galileo Galilei ve své knize vydané roku 1638, věnované popisu sil, pohybu a pevnosti materiálů. Slovo „biologie" bylo poprvé užito Lamarckem v knize „Hydrogeologie", vydané v roce 1801. Ale největší zásluhu o přijetí termínu a o rozvoj biologie má G.R.Treviranus, který v roce 1802 vydal první díl svého šestisvazkového díla nazvaného „Biologie". Označení „biologie" je tedy poměrně mladší než první práce, které lze věcně řadit k biomechanice.

Ze starověkých autorů je možné považovat Aristotela za praotce biomechaniky, především jeho dílem „O částech živých tvorů", ve kterém se zdůrazňuje spojení mezi fyzikou a živými objekty.

Hippokrates studoval obnovení mechanické funkce zlomené kosti a jeho závěrem byl názor, že kostní dřeň je základem pro obnovení kostní tkáně v místě zlomeniny.

Svým intuitivním přístupem popsal již ve středověku mechaniku pohybu lidského těla, ale i mechaniku pohybu ptáků genius své doby Leonardo da Vinci. Nejvýznamnější osobností „staré" epochy biomechaniky byl ovšem Galileo Galilei. Na počátku své vědecké aktivity studoval medicínu, později se věnoval fyzice. Asi nejcennější z řady jeho skvělých myšlenek je spojení matematiky s přírodními vědami. Z řady jeho objevů má k biomechanice přímý vztah metoda měření pulzu – pomocí kyvadla, vynález termoskopu a v roce 1609 konstrukce mikroskopu.

Za zakladatele biomechaniky se všeobecně považuje Giovanni Alfonso Borelli (17.stol.). Tento matematik a astronom byl autorem první vědecké práce o mechanice svalového působení, dynamice srdce, dynamice těla živočichů na zemi, ve vzduchu i ve vodě. Shrnutí jeho výsledků bylo publikováno v roce 1680 v knize „O pohybu zvířat".

Prvně popisuje buňku v roce 1664 ve slavné knize „Micrographia" Robert Hooke, který je známý především svým zákonem lineárního vztahu mezi silou a deformací a rovněž se zabýval kosterním svalem.

Jan Evangelista Purkyně je významným českým představitelem spojení fyziologie s mechanikou. Součástí jeho obsáhlého díla je „Fyziologická dynamika- nauka o silách v těle působících". Se svými spolupracovníky objasnil stavbu kostních buněk a lamel, stavbu zubní hmoty a skloviny, morfologii svalových vláken v srdci a pohyb epitelových řasinek.

Zejména objevem zákona zachování energie je známý H.von Helmholtz.

Adolf Fick je objevitelem pro biomechaniku významného zákona přenosu hmoty.

Ernest Henry Starling ve svých pracích vysvětlil mechanismus přenosu hmoty biologickými membránami a mechanismus udržování rovnováhy vody v těle.

August Krogh získal Nobelovu cenu za teorii mikrocirkulace.

Otto Frank formuloval obecnou koncepci hydrodynamické teorie cirkulace.

V roce 1838 F.O.Ward ve své knize „Outlines of Human Osteology" poprvé klasifikoval funkci trámečků v hlavici stehenní kosti z hlediska mechaniky.

H.von Meyer publikuje v práci „Die Architektur der Spongiosa" názor, že trámečky odpovídají trajektoriím napětí. Přívržencem této teorie byl také J.Wolff, který formuluje tzv.Wolffův zákon, který říká, že živá kost se mění podle napětí, které na ni působí a za hlavní stimulátor formování trámečků považuje tahová napětí. Později tuto teorii odmítli někteří vědci s tím, že u novorozeňat a ochrnutých lidí zjistili stejnou stavbu trámečků.

20. století a s ním výbušný technologický rozvoj umožnilo řadu objevů. Na začátku století angličan A.V.Hill formuloval empirický vztah kontrakční síly a rychlosti kontrakce kosterního svalu. N.A.Bernstein se v Moskvě usilovně věnoval ergonomickým a sportovním aplikacím a založil ruskou biomechanickou školu. V Německu to byl tandem Otto Fischer a Wilhelm Braune, který se věnoval především bipedální lokomoci a posturální stabilitě.

V moderní době pak pokračuje v jejich díle celá řada většinou anonymních profesionálů biomechaniků, kteří se sdružují v celé řadě národních a mezinárodních odborných a vědeckých organizacích, například: ISB- International Society of Biomechanics, ESB- European Society of Biomechanics, ČSB- Česká společnost pro biomechaniku atd.

2 Kost

Kosti svým souborem tvoří soustavu kosterní, skeletní. Jsou to pevné, tvrdé a v jistém rozmezí i pružné orgány žlutobílé barvy. Jejich soubor, kostra, skeleton, spolu s připojenými chrupavkami a s kloubními a vazivovými spoji vytváří pasivní pohybový aparát. Nauka o kostech se nazývá osteologie. Klouby, vazy a dalšími spoji kostí se zabývá arthrologie (syndesmologie).

2.1 Základní stavba kostí

Typické kostní buňky jsou osteocyty vzniklé z osteoblastů. Osteoblasty produkují nejprve nezvápenatělé prekurzory základní hmoty, jež se poloymerací mění v osteoid. V něm se současně tvoří fibrily jako součást mezibuněčné hmoty. Osteoblasty v této hmotě uváznou a mění se postupně v osteocyty.

Základní struktury tvořené osteoblasty jsou kostní trámečky. Později z buněk monocytomakrofágové řady vznikají splýváním mnohojaderné buňky – osteoklasty, které odbourávají kost. Odbourané části kosti jsou nahrazovány kostí novou – vzniká přestavba kosti, která pak probíhá po celý život.

Tvar kostí lze obecně rozeznávat 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 dále *ploché kosti*, jako jsou kost hrudní a některé kosti lebeční. Kosti, které se vymykají předchozím tvarům nebo jsou jejich tvarovou kombinací, se označují jako *kosti nepravidelné.*

Kosti, které mají v nitru dutinu nebo více dutinek vystlaných sliznicí a vyplněných vzduchem(některé z lebečních kostí) se označují jako kosti pneumatizované (ossa pneumatica).

Kosti trojího základního tvaru se od sebe (kromě stavby a funkčního zabudování do kostry) liší i způsobem a průběhem tvorby kosti za vývoje a růstu.

Kostní tkáň

.Kosti všech tvarových typů jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem. Je to *substantia compacta* (kostní tkáň hutná) a *substantia spongiosa* (kostní tkáň

houbovitá, kostní trámčina). Substantia compacta tvoří zpravidla povrch kostí, substantia spongiosa je uvnitř kostí.

Substantia compacta obsahuje lamelosní kost v trojí formě:

Haversovy lamely – koncentricky obklápějí drobné Haversovy kanálky, jež obsahují cévy a vlásečnice. Haversovy lamely vytvářejí kolem cév v Haversových kanálcích koncentrické mnohovrstevné sloupečky nazývané *osteony*.

Intersticiální (vmezeřené) lamely – jsou zbytky starších, později rozrušených Haversových lamel uložené mezi novějšími kompletními osteony. Vznikají přestavbou lamelosní kosti.

Povrchové (plášťové) lamely – lemují kost rovnoběžně ze zevním i vnitřním povrchem. Osteoblasty, které povrchové kostní lamely vytvářejí, patří kambiové vrstvě okostice.

Substantia spongiosa je tvořena lamelosně upravenými trámečky kosti, které jsou propojeny tak, že vzniká prostorová síť. Lamely trámečků jsou ploché a tenké, jejich počet se liší podle tloušťky trámečků. Úprava trámečků může být nepravidelná, houbovitá. Systémy trámečků probíhající v určitých směrech se nazývají kostní trajektorie. Úprava kosti v trajektoriích se označuje jako jako architektonika spongiosní kosti. Ta se tvoří až vlivem namáhání kosti vlivem tahů a tlaků.

Účast kompaktní a spongiosní kosti se liší u kostí různého typu:

Dlouhé kosti mají tělo duté, tvořené silným pláštěm kompaktní kosti. Kloubní konce dlouhých kostí jsou na povrchu tvořeny tenčí vrstvou kompaktní kosti, uvnitř pak spongiosní kostí uspořádanou v charakteristické, funkčně podmíněné linie kostních trámečků, jež typicky začínají z kompakty v konci těla kosti. Dutina těla dlouhé kosti, *cavitas medullaris*, obsahuje kostní dřeň, *medulla ossium*.

Krátké kosti mají na povrchu tenkou vrstvičku kompakty, označovanou jako *substantia corticalis (cortex)*, uvnitř je spongiosa. Spongiosa je pod povrchem hustší, přenáší a rozděluje tlak na fukčně podmíněné linie spongiosy, jež v nitru kosti probíhají.

Ploché kosti lebeční mají na zevním a vnitřním povrchu vždy vrstvu kompakty – *lamina externa* a *lamina interna*. Mezi oběma vrstvami je spongiosa se silnější trámčinou, zde nazývaná *diploe*.

Medulla ossium – kostní dřeň

Kostní dřeň vyplňuje dutiny uvnitř kostí. Vyplňuje *cavitas medullaris* , dřeňovou dutinu, v tělech dlouhých kostí a dále všechny prostůrky mezi trámečky spongiosy. Je to měkká tkáň makroskopicky různého vzhledu.

Medulla ossium rubra (červená kostní dřeň) je orgán krvetvorby. Skládá se z prostorové sítě retikulárního vaziva, protkané širokými krevními vlásečnicemi. V okách retikulárního vaziva dřeně je krvetvorná tkáň, obsahující výchozí kmenové buňky pro tvorbu červených krvinek a většiny krvinek bílých. Dále tam z těl mnohojaderných buněk, megakaryocytů, vznikají krevní destičky.

Medulla ossium flava (žlutá kostní dřeň) vzniká z dřeně červené. Za růstového období postupně ustává krvetvorba ve dřeni dlouhých kostí. Retikulární vazivo dřeně je postupně prostupováno tukovými buňkami. Tím se červená dřeň mění ve dřeň žlutou. Ve věku kolem 20 let je již žlutá dřeň v dřeňových dutinách všech dlouhých kostí.

Medulla ossium grisea (šedá kostní dřeň) želatinového, průsvitného vzhledu, vzniká ze žluté dřeně ztrátou tuku. Je to jev typický pro pozdní věk.

Periosteum – okostice

Okostice je vazivový obal kosti, kryje zevní povrch kosti všude, s výjimkou některých míst, kde je kost spojena se svalem nebo s kloubním pouzdrem, a mimo kloubní konce kosti, jež jsou kryty chrupavkou. Je to tuhá, dosti pevná vazivová vrstva nestejnoměrné tloušťky. Snopce kolagenních vláken ze šlach a vazů zčásti pronikají přímo do kosti, zčásti se proplétají mezi vazivová vlákna okolního periostu. Periost sám také všude proniká kolagenními vlákny své hluboké vrstvy do kosti. Tato perforující vlákna se nazývají *Sharpeyova vlákna* a jimi je periost ke kosti fixován.

Periost má dvě charakteristické vrstvy.

Zevní vrstva, *fibrosní,* je složena z hustšího vaziva se snopci vláken spíše podélně uloženými.

Hlubší vrstva, zvaná *kambiová,* obsahuje více vazivových buněk, nepravidelně uspořádaná vlákna a četné cévy, jež z periostu pronikají do kosti. Cesty jejich průniku se označují jako *Volkmannovy kanálky.*

Na vnitřní ploše kosti, mezi kostní tkání a kostní dření, je vazivová vrstvička podobná periostu, nazývaná *endosteum.* Pokrývá také trámečky kostní spongiosy.

Endost má podobnou stavbu a podobné vlastnosti jako periost, je však mnohem tenčí a jeho význam pro výživu kosti i pro regeneraci je menší než význam okostice.[1]

2.2 Skelet- základ segmentární struktury těla

Kostra člověka tvoří především pevnou a pohyblivou oporu měkkých částí těla a je pasivním podsystémem pohybového aparátu. Ke kostře patří z anatomického hlediska nejen kosti, ale také všechna jejich spojení. S ohledem na pasivní charakter chování a přímé umístění na skeletu zahrnuje i šlachy příslušných svalů. Jednotlivé kostní elementy mohou být spojeny dvojím způsobem:

1. některou z pojivových tkání, jako jsou vazivo (vznikne spojení zvané syndesmóza, které je pevné, málo pohyblivé, např. švy a vklíněné zpevněné vazy), chrupavka (vznikne spojení zvané synchondróza, které je málo pohyblivé a odolné vůči tlaku) a vlastní kost (vznikne pevné. Nepohyblivé spojení zvané synostóza)
2. kloubem, což je zásadně pohyblivé spojení

Ad 1.) **Stavba chrupavky kloubní**

Rozeznáváme chrupavku hyalinní (klouby, nos, skelet průdušnic, žebra), elastickou (ušní boltce, Eustachova trubice) a vazivovou (meziobratlové disky se silnými kolagenními vlákny). Mechanické vlastnosti kloubní chrupavky jsou dány především uspořádáním vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty. v ušním boltci, Vlákna kolagenu a elastinu vytvářejí pórovitou substanci prostoupenou tekutinou tvořící až 80% celkové hmotnosti. Obecně můžeme říci, že chrupavka je tkáň anizotropní a nehomogenní, pro kterou je fyziologické zatěžování v tlaku.

Funkce chrupavky

Chrupavka je bezcévnatá, podpůrná pojivová tkáň, jejíž vlastnosti splňují určité mechanické nároky na pružnost a pevnost. Kromě přenášení tlakového zatížení v kloubním spojení kostí a tlumení rázových zatížení má důležitou funkci pro snižování koeficientu tření (konstanta úměrnosti mezi brzdnou silou tření F působící proti pohybu částice $F = f * u$, rozměr kg/s) mezi styčnými plochami kostí stýkajících se v kloubním spojení. Při pohybu v kloubu dochází k valení, obvykle

v kombinaci s kluzným pohybem. Při klouzání je ve styku stále stejná oblast jednoho tělesa v průběhu vzájemného pohybu po povrchu tělesa druhého. Důležité je uvědomit si, že velikost třecí síly nezáleží na velikosti styčných ploch, pouze na velikosti síly přítlačné a koeficientu tření. Chrupavka spolu se synoviální tekutinou výrazně snižuje koeficient tření mezi kloubními plochami které jsou ve vzájemném styku.

Mechanické vlastnosti chrupavky

Při zatížení v tlaku, vytékáním tekutiny z pórovité matrice, mění chrupavka svůj objem. V první fázi zatížení se uplatňují výrazné viskózní vlastnosti, následně dochází k vlastnímu zatížení vláknité matrice. Vzhledem ke značným viskoelastickým vlastnostem sledujeme u chrupavky zpevnění a zvýšení tuhosti při aplikaci rychlé zátěže.

Vazivo

Je složeno z buněk a základní hmoty, která obsahuje kolagenní, elastická a retikulární vlákna a rosolovitou, amorfní mezibuněčnou hmotu. Vazivovou tkáň můžeme rozdělit na vazivo řídké a husté. Mezi řídké vazivo patří např.mezenchym, rosolovité vazivo, řídké vazivo kolagenní, retikulární vazivo a vazivo tukové. V hustém vazivu převažuje vláknitá složka. Do hustého vaziva se řadí husté vazivo neuspořádané, uspořádané, šlachy, aponeurosy a vazy.

Vnitřní stavba vazů je podobná jako u šlach. Jejich funkce je podpůrná a vyskytuje se všude tam, kde je spojení dvou nebo více kostí. Můžeme si je představit jako struny, které drží pohromadě dané struktury, vymezují stupně volnosti jejich pohybu a současně tento pohyb omezují.

Synoviální tekutina

Jde o nenewtonovský dialyzát (derivát) krevní plazmy produkovaný synoviální membránou vystýlající kloubní pouzdro. Kyselina hyalurová tvoří v roztocích trojrozměrnou síť a působí jako hlavní součást pro kloubní mazání. Viskoelastické vlastnosti závisí na pH a iontové síle roztoku. Mohou se výrazně měnit s věkem a v patologii. Při zánětlivých, degenerativních i traumatických a

mechanických afekcí se obvykle snižuje viskozita synoviální tekutiny. Lubrikace kloubních ploch je silně závislá na artikulujících tvarech, jejich relativní rychlosti pohybu a na typu poddajnosti artikulujícíh povrchů.

Menisky

Jsou to chrupavčité „destičky" v kloubu, které vytvářejí přechod mezi kloubními plochami s výrazně odlišným tvarem (např. kolenní kloub). Napomáhají především rovnoměrnému přenosu zatížení ve větší ploše, a tím zabraňují nepříznivé koncentraci napětí.

Ad 2.) **Kloubní spojení**

Vlastní kloub je složitý komplex jak pasivních (epikondyly stýkajících se kostí, jejich chrupavkové pokrytí, kloubní pouzdro, vazy, synoviální tekutina apod.), tak aktivních struktur (svalová vlákna či svaly aktivně mechanicky ovlivňující napětí kloubního pouzdra či vazivových elementů apod.), který vynikne zejména na jemnější rozlišovací úrovni.

Podle tvaru styčných kloubních ploch, které vymezují pohyb kloubu, rozeznává anatomie klouby: *kulovitý*, *omezený* (enarthrosis)- př.kyčelní kloub, *volný* (arthrodia)- př.ramenní kloub, *válcový*, *kladkový* (gynglismus)- př.loketní kloub, *čepový*- př.kloub mezi zubem čepovce a atlasem, *vejčitý*-kloub mezi atlasem a kostí týlní, *sedlovitý*-př. kloub karpo-metakarpální palce, *plochý*-krční páteř, *amfiarthrosy*-nepravidelné styčné plochy s minimální pohyblivostí-př. kloub mezi kostí křížovou a kostí kyčelní, *kombinovaný*- anatomicky samostatný kloub je funkčně spojen s jiným kloubem a pohyby probíhají současně- př.klouby čelistní.

3 Mechanické vlastnosti pohybového systému

Mechanické vlastnosti - obecně

Biologické tkáně se vyznačují viskoelastickými vlastnostmi a nelineárním průběhem zátěžové křivky, kterou v těchto obecnějších případech popisujeme tzv. konstitutivní rovnicí (speciální případ je Hookův zákon), která navíc závisí i na čase a rychlosti deformace.

3.1 Základní mechanické vlastnosti

Jedná se především o **tuhost**, tj. schopnost odolávat deformacím, reprezentovanou u lineárních materiálů konstantou (modulem). Pevnost neboli mez pevnosti je mezní zatížení, které pokud je překročeno způsobí destrukci materiálu. **Elasticita** (pružnost) je schopnost materiálu vrátit se po odeznění vnější zátěže do původního tvaru, **plasticita** (tvárnost) naopak schopnost materiálu uchovat deformace i po vymizení vnější zátěže. Mez pružnosti je hraniční hodnota napětí tvořící přechod mezi deformacemi pružnými a plastickými. Odolnost proti vrypu nazýváme **tvrdostí** materiálu.

Biologická pevnost je hraniční napjatost, která působí-li po určitou dobu či opakovaně, způsobí spontánní snižování mechanických vlastností a resorpci biologického materiálu.

Při řešení celé řady úloh je nutné si uvědomit celou řadu odlišností živých biologických materiálů a jejich vlastností oproti materiálům technickým (umělým). Veškeré vlastnosti jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu osoby i na její komplexní historii (pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, životní styl, pracovní zatížení aj.). Obecně je řadíme mezi materiály viskoelastické, anizotropní a nehomogenní.

3.1.1 Relaxace a creep

Jsou dlouhodobé odezvy viskoelastických materiálů, za které považujeme i biologické tkáně a orgány. Při aplikaci vnější síly (či deformace) se kromě okamžité deformační odezvy (či potřebné síly k vyvolání této deformace) v průběhu času,

při nezměněných podmínkách, projevuje pozvolný nárůst deformace (či pokles potřebné zátěžné síly k udržení počáteční deformace), který nazýváme tečení neboli creep (či relaxaci). Po uplynutí určitého času se deformace (či zátěžná síla) ustálí na konstantní hodnotě. Modelovat tyto projevy můžeme na reologických modelech.

Mechanické vlastnosti biomateriálů jsou do značné míry dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací (až 150%), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Míra zastoupení jednotlivých vláken a jejich prostorové uspořádání výrazně určují výsledné mechanické vlastnosti, které jsou navíc ovlivněny množstvím amorfní mezibuněčné hmoty – především tekutiny a např. u kosti přítomností minerálních látek.

Biologické tkáně považujeme za viskoelastické materiály, což se projevuje závislostí tuhosti na rychlosti deformace, hysterézní křivkou při změnách zatížení a projevy relaxace a creepu v čase.

3.1.2 Únava materiálu

je snižování meze pevnosti způsobené cyklickým opakováním působení vnější zátěže. Mez únavy je hodnota mechanického napětí, která pokud není překročena, je možné materiál zatěžovat neomezeným počtem cyklů. Cyklická zátěž může být popsána nejrůznějším průběhem opakujícího se silového zatížení – např. obdélníkový, trojúhelníkový, sinusovka či jejich libovolná kombinace. Obecně je považován za harmonický takový průběh působících sil, který je možné rozložit na součet několika goniometrických funkcí s rozdílnou amplitudou a frekvencí. Podle porovnání smyslu a velikosti amplitudy a střední hodnoty rozeznáváme různé typy cyklického zatížení.

3.1.3 Biokompatibilita

je schopnost vzájemné snášenlivosti umělých orgánů s hostitelem. Umělý orgán má obnovit nebo napodobit fyziologii přirozeného orgánu. Rozeznáváme látkovou (agresivita umělého materiálu vůči biologickému a naopak), funkční (vhodné mechanické vlastnosti, tření apod.) a tvarovou (tvar, velikost) biokompatibilitu. Pro náhrady kostí a kloubů se používají kovové materiály

(především korozivzdorné slitiny kobaltu, titanu, chromu a niklu schopné vytvářet pasivační vrstvu nebo schopné požadované povrchové úpravy), plastické hmoty (např. pro kloubní jamky teflonu či polyetylénu), hliníkové a sialonové (na bázi nitridu křemíku) keramické hmoty s vysokou tvrdostí a dobrou snášenlivostí živými tkáněmi. Pouze materiály na bázi kolagenu dovolují odbourání imunologických reakcí.

3.1.4 Zátěž a namáhání

Mechanická zátěž je silově deformační vliv okolního prostředí na živý organismus, který evokuje jeho specifickou odezvu. Provokuje adaptační mechanismy, které mohou mít charakter regeneračních a revitalisačních procesů a na druhé straně mohou ve své negativní formě vést k patologické reaktibilitě organismu, provokovat degenerativní procesy, způsobit orgánovou dysfunkci apod. Celková odezva organismu se pak může pohybovat v široké škále reakcí v jeho chování (reakce psychické, fyziologické, pohybové, atd.), či struktuře (reakce morfologické, biochemické, atd.). Podle úrovně zátěže, jejím časovém průběhu a reakce organismu pak hovoříme o zátěži podprahové, monotónní, silově rizikové, rázové, vibrační, atd.

Silová zátěž podle velikosti, časového průběhu a směru silového zátěžového pole vytváří různé druhy mechanického namáhání. Rozeznáváme pět základních druhů : **tah** a **tlak** představují spolu s **ohybem** zatížení, která vyvolávají normálovou napjatost. Při **smyku** a při **krutu** je vnitřní napjatost smyková. V reálných situacích zatížení biologických tkáňových struktur je nejčastěji prostorovou kombinací více způsobů zatížení. V tomto případě se sčítají shodné typy napjatosti působící ve stejném směru. Průběh napětí a jeho velikost závisí také na velikosti a tvaru průřezu tělesa.Mechanické vibrace, které působí na organismus představují vibrační zátěž, která má specifické účinky na jednotlivé jeho části. Působení může být celotělové (případ akustického podnětu) nebo směrované do vyhraněných lokalit. Vnímavost k vibracím je dána především resonančními charakteristikami orgánů a orgánových struktur.

3.1.5 Deformační odezva tělesa

Působení vnějších sil na jakékoliv těleso způsobuje uvnitř tělesa mechanické napětí. Obecná vnější síla může představovat jak ojedinělou sílu, tak spojité zatížení na danou plochu či objem nebo působení dvojice sil (momentové zatížení). V libovolně vedeném myšleném řezu tělesem působí vektor napětí, který může být rozložen na normálovou a tečnou složku. V důsledku vnitřního napětí působícího v tělese, dochází k příslušné deformační odezvě závisející na mechanických vlastnostech materiálu.

3.1.6 Tolerance organismu na zátěž

je schopnost organismu odolávat a přizpůsobovat se do určité míry účinku mechanické zátěže. Limity tolerance ohraničují pásmo "fyziologických" zátěží. Dolní limit vyjadřuje práh citlivosti organismu na nutnou a potřebnou úroveň vnějších mechanických interakcí organismu pro jeho normální vývoj a funkci (remodelace kosti, atrofie svalu z hypokinezy, atd.). Horní limit vyjadřuje práh tolerance a "fyziologické" adaptability organismu vůči mechanické zátěži ve smyslu jeho positivních, nepatologických reakcí. Tyto limity jsou součástí kriterií řady ergonomických, bezpečnostních a hygienických norem. Jsou proměnné v průběhu života, mění se s biologickým věkem a jsou závislé na charakteru a historii zátěže, době trvání, exposici atd. Konkrétní hodnoty vycházejí jednak z mezních hodnot charakteristických materiálových a reologických veličin tkáňových a orgánových struktur, a dále pak z patofyziologických a klinických poznatků o vlivu zátěžové expozice na dysfunkci a strukturální patologické změny.[9]

3.2 Vlivy na mechanické vlastnosti kostní tkáně

Při vyšetřování mechanických vlastností kostní tkáně dostáváme široké spektrum výsledků. Obdržené hodnoty totiž závisí na mnoha faktorech. Tyto faktory jsou dány podmínkami vlastního experimentu a fyziologickým stavem sledovaného vzorku. Při experimentu záleží na velikosti vzorku, na jeho stavu (jestli je suchý nebo vlhký, čerstvý nebo konzervovaný), na rychlosti zatěžování, na poloze a orientaci daného vzorku apod. Z fyziologických faktorů záleží zejména na věku, pohlaví a vnitřní struktuře.

Tab 1.: Vlastnosti nevysušené kompaktní kosti pro věkovou skupinu 20-39 let. [7]

	Mez pevnosti v tahu (MPa)	Maximální deformace (%)	Elastický modul 10^4 (MPa)
femur	124	1,41	1,76
tibia	143	1,50	1,84
humerus	125	1,43	1,75
radius	152	1,50	1,89
ulna	151	1,49	1,88

Mezi nejdůležitější vlivy patří:

Vliv vysušení. Přestože je vysušení kostí zcela nefyziologická procedura, touto problematikou se již zabývala řada vědců. Již v minulém století Wertheim prováděl pozorování vzorků zhotovených z diafýzy femuru dvou mužů a dvou žen. Zjistil, že průběh závislosti pro vysušený vzorek je podobný jako pro anorganické materiály, což u čerstvých vzorků není. Podobnou analýzu provedl např. Evans, který testoval 242 vzorků z 6 mužských stehenních kostí a z nich 121 bylo vysušeno vzduchem. Průměrná hodnota pevnosti vzrostla ze 189 MPa na 208 MPa. Řada experimentů prokázala závislost i jiných mechanických vlastností na obsahu vody v kostní tkáni. Můžeme říct, že pevnost v tlaku a tahu, elastický modul a tvrdost se vysušováním zvyšují. Ale pevnost smyku a relativní prodloužení klesají.

Vliv konzervace. Jednou z metod konzervace tkání je zmrazování. Sedlin testoval 43 vzorků ze 3 femurů. 31 vzorků nechal 3-4 týdny zmrazit na teplotu –20 °C. Poté byly zpět ohřáty na 37 °C. Mezi hodnotami naměřenými na nezmrazeném a zmrazeném vzorku ale nebyly objeveny statisticky doložitelné rozdíly. Dalším, velmi používaným způsobem konzervace je balzamování, kdy je balzamovací látka vpravena do cévního systému mrtvého organismu. Toto balzamování zvýšilo pevnost a elastický modul, maximální deformace poklesla. Názory vědců na vliv balzamování se ale velice různí. Je také nutné vzít v úvahu i faktor času, po který byla zkoumaná tkáň konzervována.

Vliv struktury a orientace. Na konci minulého století si Roux všiml u kostních tkání tzv. zákona minima-maxima, kdy struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Tuto strukturu nazval „minimální struktura“. Dané zjištění mu umožnilo vyslovit hypotézu

adaptace: „Adaptace funkčních orgánů probíhá podle praxe, která nastane". Předpokládal, že u kostí se to děje pomocí odbourávání a zbytnění. Z této hypotézy vycházel později Pauwels, který tvrdil, že při optimální hodnotě napětí je přetvoření kostní tkáně v rovnováze, tzn. že stejné množství se odbourá a vytvoří. Přestavba kosti je tedy řízena zpětnou vazbou → zvýší-li se napětí, nastává zbytnění kostní tkáně, když napětí klesá, zbytnění ustává. Podobně to platí pro odlehčení: odlehčení - odbourání kostní tkáně - napětí roste - odbourání mizí. Toto je nejlépe patrné u spongiózní kosti. Z praxe je známo, že je-li člověk dlouhodobě upoután na lůžko, dojde k přestavbě trámcové struktury v proximální epifýze femuru. Adaptivní proces je tedy řízen napětím. Ale nad určitou hranicí napětí nastane porušení kosti vlivem patologického odbourání. Důkladněji se danou problematikou zabývali např. Cowin a Hegedus v pracích, kde vytvořili podrobnou teorii adaptivní elasticity. Vyjdeme-li z Rouxova pojmu „minimální struktury", je zřejmé, že kost musí mít v různých směrech různé mechanické vlastnosti. Již na konci 19. století si všiml Hülsen, že vzorek z tibie osla má vyšší pevnost v tahu ve směru rovnoběžném s podélnou osou než ve směru kolmém k ose a to o 23 %. Tato závislost na orientaci vzorku byla později potvrzena celou řadou výzkumů. Podobnou závislost na orientaci mají i ostatní mechanické vlastnosti.

Topografické rozdíly a velikost vzorku. Vyjdeme-li opět z pojmu „minimální struktury" a uvědomíme-li si, že kosti v lidském těle mají rozdílnou funkci a že i v samotné kosti jsou oblasti různě namáhané, tak je zřejmé, že existuje závislost mechanických vlastností na topografii, tzn. odkud byl vzorek vyjmut. Amtmann provedl podrobnou analýzu rozložení hustoty ve stehenní kosti a rozložení pevnosti v tlaku. Zjistil, že shoda pevnosti v tlaku s hustotou je pouze 40-42 %. Pro stehenní kost byla zjištěna statisticky zdůvodnitelná závislost mezi hustotou a tvrdostí, u holenní kosti mezi hustotou a modulem elasticity, mezi hustotou a pevností v tahu a mezi hustotou a tvrdostí. U lýtkové kosti byla zjištěna pozitivní korelace mezi hustotou a pevností ve smyku a mezi hustotou a tvrdostí. Mezi hustotou a protažením se projevila korelace negativní. Zasypkin a kolektiv provedli analýzu změny naměřených mechanických vlastností na velikosti a tvaru vzorku. Pokusy prováděli na dobytčích kostech. Zjistili, že je nejlepší používat cylindrické vzorky s poměrem výšky k průměru vzorku 2,5-4. Ascennzi se svými spolupracovníky se zabýval podrobně výzkumem mechanických vlastností v tahu

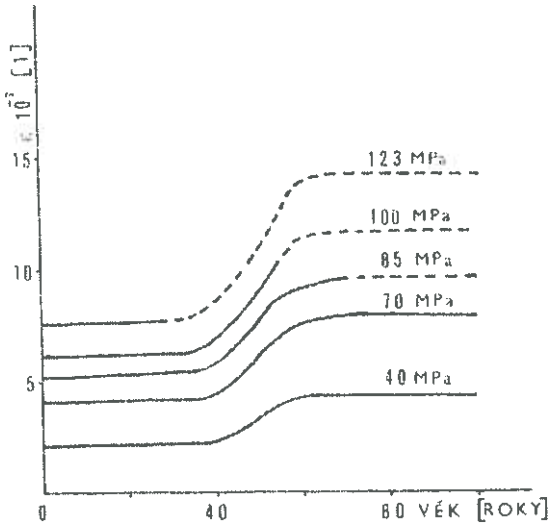
jednoho osteonu z diafýzy stehenní kosti. Pro elastický modul v podélném směru zjistili tyto hodnoty:

Tab 2.: Elastický modul[7]

	Vlhký vzorek (MPa)	Suchý vzorek (MPa)
Osteon při konečné fázi kalcifikace	2,386 x 10^4	1,294 x 10^4
Osteon při počáteční fázi kalcifikace	2,039 x10^4	0,644 x 10^4

Vliv rychlosti zatěžování. Jako jedni z prvních si ve svých studiích všimli vlivu rychlosti zatěžování na zjišťované mechanické vlastnosti McElhaney a Byars. Prováděli měření a zjistili, že pevnost v tahu a modul elasticity se progresivně zvyšují s rychlostí deformace, zatímco deformace a energie absorbované do lomu klesají. Poissonovo číslo, které bylo zjištěno pouze pro tři případy, progresivně klesá. Bylo také zjištěno, že většina zlomenin vzniká, když síla způsobující lom, působí při velkých rychlostech deformace. Saha a Hayes testovali 13 čerstvých vzorků lidské kompaktní kosti při kvazistatickém tahu. Pevnost, kterou naměřili, měla hodnotu asi 94,60 MPa. Porovnáme-li tento výsledek s hodnotou získanou při rázu, je kvazistatická pevnost nižší asi o 34 % než pevnost zjištěná rázem.

Vliv věku a pohlaví. Změnou tahových mechanických vlastností v závislosti na věku se velmi podrobně zabýval Ko. Testoval například stehenní kosti. Zjistil, že nejvyšší pevnosti v tahu dosahuje kostní tkáň mezi 20-29 rokem a nejnižší mezi 60-69 rokem. Při zkouškách ale nenašel žádné významné rozdíly mezi pohlavími. Tyto jeho výsledky byly potvrzeny i jinými vědci.



Graf 1.:
Závislost deformace na věku pro konstantní hladiny napětí pro kompaktu stehenní kosti (čárkovaně je vyznačeno překročení maximální deformace)[7]

Vliv zmenšení síly. Tento jev je zajímavý pro lety do kosmu, kdy dlouhodobý pobyt ve stavu beztíže má vliv na vlastní složení kostní tkáně a tím i na mechanické vlastnosti. Při experimentech bylo zjištěno, že při porovnání se zdravými jedinci pevnost kostní tkáně po šedesátidenním znehybnění poklesla až o 60 %. Podle modelu se také zjistilo, že po 30. roce života dochází ke změnám v mechanických vlastnostech kostí.[7]

3.3 Reologie

- zabývá se obecnými mechanickými vlastnostmi látek, vztahy mezi napětím, deformacemi a rychlostí deformace a z toho u kapalin vyplývajícími dalšími hydrodynamickými vztahy.

-je obor mechaniky zabývající se deformací a tokem látek vlivem napětí, která na něj působí.

Silově deformační charakteristika tkání, tkáňových struktur a orgánů charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskositu, plasticitu, hmotnost a elasticitu.

3.3.1 Reologické modely

Mechanické vlastnosti významné skupiny materiálů, z nichž je složen živý organismus, má z mechanického hlediska charakter viskoelastických těles. To znamená, že se nejedná o čistě pevné pružné materiály ani o kapaliny a jejich mechanické chování má částečně pružný (elastický) a částečně plastický (viskózní) charakter. Do této skupiny lze zařadit například kůži, cévní stěny, mnohé struktury vnitřních orgánů a četné další biologické materiály. Mechanické vlastnosti biologických materiálů jsou in vivo závislé na věku a na zdravotním stavu organismu a jsou tedy potenciálně využitelné jako indikátor stupně funkčního zestárnutí tkání a orgánů, jako indikátor funkčního (biologického) věku v gerontologii a i jako diagnostického prostředku v medicíně. I přes zřejmý značný význam je tato metodika v biologických oborech doposud prakticky velmi málo využívána. Důvody zřejmě spočívají v nedostupnosti vhodné měřicí aparatury a poměrně náročné metodice zpracování experimentálních výsledků.

Mechanické vlastnosti viskoelastických těles se běžně popisují relacemi mezi mechanickým napětím a deformacemi či toky. Pokud se omezíme na viskoelastická tělesa složená z elastických, viskózních a setrvačných prvků, je chování takového systému popsáno lineárními diferenciálními rovnicemi s konstantními koeficienty a je možno provést identifikaci diferenciální rovnice postupy známými z teorie identifikace systémů. Po provedení identifikace je možné sestavit odpovídající reologický model tělesa.

Klasické metody hodnocení mechanických vlastností vycházejí u pevných těles z teorie pružnosti a pevnosti, u kapalin pak z hydromechaniky. Vlastnosti viskoelastických těles ale nejsou těmito metodami vystiženy v dostatečném rozsahu a v řadě případů jsou dokonce i neadekvátní. Pro popis mechanických vlastností viskoelastických materiálů proto používáme obecnější systém, který vychází z reologie. Jako primární zdroj informací v tomto případě slouží reologické charakteristiky (reogramy). Mezi nejdůležitější a nejpoužívanější reologické charakteristiky patří křivky toku (creep curves). Na základě experimentálně zjištěných křivek toku lze provést přímo orientační zhodnocení mechanických vlastností měřeného materiálu. Abychom získali přesnější a úplnější informace, jsou konstuovány reologické modely. K hodnocení mechanických vlastností měřených materiálů pak slouží struktura těchto modelů a hodnoty jejich parametrů.

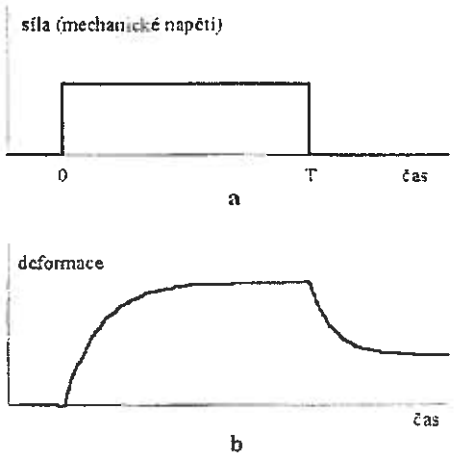
Určení struktury modelu a výpočet příslušných parametrů je teoreticky i prakticky značně náročný proces, což omezuje širší využití této metodiky. Pomocí aplikace teorie identifikace systémů spolu s využitím matematiky, což poskytuje Laplaceova transformace, lze však odvodit relativně jednoduchou a prakticky aplikovatelnou metodiku, která umožňuje lépe využít informace, které obsahují křivky toku.

3.3.2 Křivky toku

Identifikace chování viskoelastických těles, podobně jako identifikace systémů obecně, vychází z relací mezi vstupními veličinami systémů. Křivky toku jsou dynamické charakteristiky, udávající závislost deformační časové odezvy (viskoelastického) tělesa na časově omezené působení konstantního deformujícího

mechanického napětí. Deformační odezvu sledujeme během působení deformujícího napětí a ještě jistou dobu po odstranění deformujícího napětí.

V tomto případě jsou křivky toku odezvami na obdélníkový impuls mechanického napětí. Vstupní deformující sílu tvaru obdélníkového impulsu je relativně snadné realizovat.



Obr.1.: Příklad křivky toku:

a - vstupní obdélníkový impuls

b - křivka toku

Identifikaci je možné založit i na zpracování impulsních, přechodových či frekvenčních charakteristik, křivky toku jsou však z praktického hlediska vhodnější.

3.3.3 Struktura reologických modelů

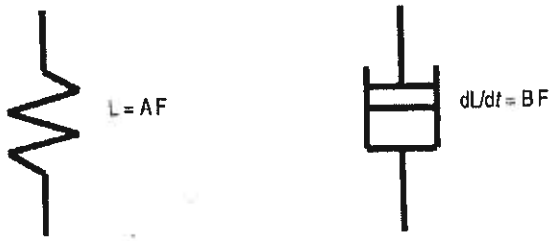
Pro modelování reologických vlastností tkání používáme jednoduché prvky, které reprezentují základní vlastnosti - elasticitu, plasticitu a viskozitu. Elasticita je charakterizována tuhostí neboli Youngovým modulem pružnosti, viskozita je charakterizována součinitelem kinematické vazkosti a konečně plasticita je charakterizována součinitelem tření.

Jak již bylo řečeno, chování viskoelastických těles obsahuje rysy elastických těles i rysy viskózních těles. Obecně vzato, jedná se o systém s rozloženými (elastickými, setrvačnými a viskózními) parametry. Popis chování takového systému je z matematického hlediska velice obtížný. Pro praxi je proto přijatelnější nahradit

chování reálných viskoelastických těles pomocí tzv. reologických modelů. Vychází se ze základního reologického axiomu, tj. že mechanické chování těles obsahuje současně elastickou i plastickou složku. Reálné těleso se zde nahrazuje modelem, který je tvořen kombinací elementárních těles, ve kterých jsou soustředěny příslušné vlastnosti. Idealizované těleso, které se chová čistě elasticky, se nazývá Hookeovo. Newtonovo těleso odpovídá chování newtonovské kapaliny.

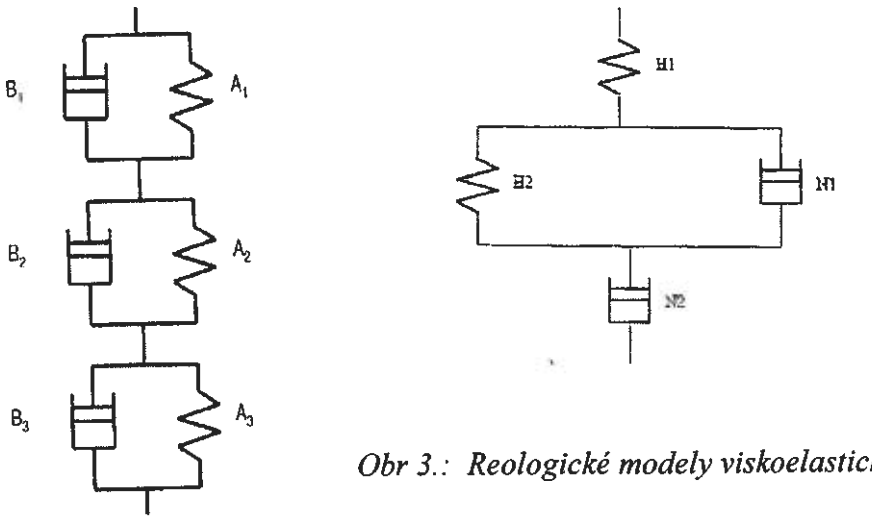
Obr 2.: A- Hookeovo těleso

B- Newtonovo těleso



A B

Kombinací těchto těles můžeme získat různě složité modely. Tyto modely zpravidla nezahrnují vliv setrvačnosti, který je ve většině praktických případů zanedbatelný, u citlivých měření se však může projevit zákmity na křivce toku. Mezi jednodušší modely patří model Voightův nebo Maxwellův. Umožňují jednoduchý odhad parametrů modelu na základě experimentálně zjištěné křivky toku. Z obecného hlediska reprezentují modely podstatné, ale ne však nezbytné zjednodušení problematiky. Neuvažuje se například o možnosti výskytu nelinearit, přičemž přinejmenším nelinearity typu hystereze a necitlivosti (Binghamova látka, St.Venantova látka) lze v řadě případů oprávněně očekávat. Model má dále příliš redukovanou strukturu. Obecně musíme připustit roli dalších elastických i viskózních prvků, případně i další změny ve struktuře modelu. Na dynamické chování těles mají obecně vliv i setrvačné vlastnosti materiálu. Jinými slovy, že existuje závislost mezi druhou derivací deformace podle času a působící silou. I když ve většině praktických případů a u většiny biologických materiálů je vliv setrvačných sil skutečně malý, u citlivých měření se může projevit např.typickými zákmity. Vliv nelinearit však nelze vyloučit. Pro praxi je lepší vyjít nejdříve z lineárního modelu, určit jeho strukturu a parametry pro různé velikosti vstupních signálů a v případě vlivu nelinearit určit jejich charakter pomocí metody adaptivního modelu.



Obr 3.: Reologické modely viskoelastických těles

3.3.4 Identifikace a výpočet parametrů u lineárního modelu

Nejprve musíme vymezit vstupní a výstupní veličiny systému. Za vstupní veličinu (x) budeme považovat působící sílu a za výstupní veličinu (y) budeme považovat deformaci tělesa. Transformace T může mít obecně nelineární charakter.

U lineárních systémů lze transformaci popsat lineárními diferenciálními rovnicemi, obvykle s konstantními koeficienty.

Pak platí: $$a_0 y + \sum_{i=1}^{n} a_i y^{(i)} = b_0 x + \sum_{j=1}^{m} b_j x^{(j)}, \qquad (1)$$

kde $y^{(i)}$ resp $x^{(j)}$ znamená i-tá derivace y, resp. j-tá derivace x.

Pro daný průběh vstupní veličiny x lze na základě řešení rovnice (1) nalézt závislost výstupní veličiny y na čase. V případě křivek toku je závislost síly (tj.vstupní veličiny x) na čase dána skokovou změnou mezi nulovou hladinou a následující konstantní úrovní a po určité době následující skokovou změnou zpět na nulovou úroveň. Nalezení řešení klasickým způsobem je matematicky náročné a málo přehledné. Lepší možností je teorie řešení lineárních diferenciálních rovnic pomocí Laplaceovy transformace. Jestliže aplikujeme Laplaceovu transformaci na rovnici (1), dostaneme následující rovnici:

$$\left[a_0 + \sum_{i=1}^{n} a_i p^i\right] Y = \left[b_0 + \sum_{j=1}^{m} b_j p^i\right] X, \qquad (2)$$

kde p je nová proměnná (místo času t) a X resp. Y jsou Laplaceovy obrazy veličin x a y. Řešení rovnice (2) není problémem a je jednoduché pro určité typy průběhů x(t), jako je skoková nebo impulzní změna vstupní veličiny. Jednoduché řešení rovnice (2) získáme i v případě křivek toku (tj.odezvy na vstupní veličinu tvaru obdélníkového impulzu). Laplaceův obraz obdélníkového impulzu F(p) je dán vztahem:

$$F(p) = K\frac{1 - e^{-pT}}{p} \qquad (3)$$

kde K je velikost impulzu a T je doba trvání impulzu.

Hledáme tedy řešení rovnice typu:

$$\left[a_0 + \sum_{i=1}^{n} a_i p^i\right] Y = \left[b_0 + \sum_{j=1}^{m} b_j p^j\right] K\frac{1 - e^{-pT}}{p} \qquad (4)$$

Další postup spočívá v nalezení funkce Y(p), která je řešením předcházející rovnice a v její zpětné transformaci do časové oblasti $y(t) \approx Y(p)$.

V případě lineárních systémů je obecný tvar přechodových charakteristik dán vztahem:

$$y(t) = \sum_{j=1}^{n} k_j e^{Re p_j t} (\cos \mathrm{Im} p_j t + i \sin \mathrm{IM} p_j t) \quad , \qquad (5)$$

kde p jsou kořeny rovnice (2) pro vstup tvaru skoku, k jsou integrační konstanty dané počátečními podmínkami, n je řád diferenciální rovnice.Symboly Re, resp.Im,znamenají reálnou, resp. imaginární část čísla.

Je tedy zřejmé, že průběhy křivek toku jsou v případě lineárních systémů složeny z exponenciálních a harmonických funkcí (+ integrační konstanta). To, že kořeny rovnice (4) jsou pro reologické systémy se zanedbatelným vlivem setrvačných prvků reálné (nemají imaginární část) a výsledné průběhy jsou tedy dány sumou exponenciálních průběhů, představuje značné zjednodušení identifikace. V případech, kdy je během měření křivky toku dosaženo ustáleného stavu, lze průběh tvaru obdélníkového impulzu považovat za složení dvou po sobě jdoucích skokových změn. Řešení je pak možné ještě zjednodušit: Laplaceův obraz vstupní veličiny tvaru skoku (tj.změny z nulové hodnoty na konstantní hodnotu K) je dán vztahem:

$$X(p) = K / p \qquad (6)$$

Po nalezení rovnice popisující průběh křivek toku je možné na jejich základě provést určení parametrů odpovídající diferenciální rovnici (identifikaci) běžnými metodami.

V případě nelineárních systémů je problematika identifikace dosti složitější. Po praktické stránce je vhodné nejprve předpokládat, že se jedná o lineární systém. Teprve pokud by lineární model vykazoval odchylky ve srovnání s reálným chováním analyzovaného tělesa, je třeba hledat rozšíření modelu o nelineární prvky. Můžeme očekávat jistou míru necitlivosti (systém nereaguje deformačně na příliš malé síly) a hysterezi (systém se chová jinak při zatížení a jinak při odlehčení).

Přes jistou náročnost teoretického aparátu je jeho praktická aplikace relativně jednoduchá. Pokud se omezíme na lineární systémy se zanedbatelným vlivem setrvačných sil, pak univerzální struktura reologického modelu se skládá z řetězce paralelních kombinací Hookeových a Newtonových těles. A navíc identifikace rozsáhlejšího modelu klade příliš velké nároky na přesnost a citlivost měření.[2]

4 Kostní implantáty

4.1 Obecný úvod

Nahradit kostní tkáň se lidé pokoušeli již dávno, asi nejstarším dokladem této činnosti je neolitická náhrada čelní kosti zlatou destičkou objevená v Peru. Před více než tisícem let zajímala možnost náhrady kostí například rozvinutou arabskou medicínu, před pěti sty lety se těmito otázkami zabývali Aztékové. Jako náhrada se nabízejí především biologické materiály. Stále více se však počítá i s materiály nebiologickými, jako jsou kovy a jejich slitiny, keramické materiály, polymerní látky (plasty) a kompozity (složené materiály). Podmínkou je, aby látka voperovaná do živé tkáně nebyla toxická pro živé buňky, nevyvolávala zánětlivou reakci, nepůsobila mutagenně a nebyla kancerogenní.

Při daném mechanickém namáhání musí mít tyto materiály většinou vyšší pevnostní vlastnosti (z hlediska jednorázového i dlouhodobého) než původní kost. Dané specifické podmínky neumožňují totiž zvolit u implantátu takovou optimální konstrukci, jaká byla dosažena dlouhým přirozeným vývojem. Následkem vyššího modulu pružnosti je i tuhost implantátu jako celku většinou vyšší než původního kostního útvaru, což se nepříznivě projevuje při rázovém zatížení.

V každém materiálu, a tedy i v živé kosti, vznikají při dlouhodobém proměnném zatěžování pod mezí pevnosti latentní poruchy, které mohou za určitých podmínek způsobit i lom. Při běžných zatíženích je však kost schopna regenerovat své mechanické vlastnosti, zatímco vlastnosti neživých materiálů se snižují nebo v optimálním případě zůstávají zachovány. Tento jev označujeme jako únavu materiálu.

Stabilní implantáty v kostní chirurgii jsou většinou dlouhodobě vystaveny vysokému namáhání. Velikost působících sil a zvláště pak jejich četnost lze těžko zjistit s potřebnou přesností, nehledě na to, že se můžou značně lišit i u jednotlivých pacientů.

Implantáty i jejich spoje s kostí je proto nutné vyvíjet na teoreticky nekonečný život s maximální bezpečností. Jelikož konstrukční prostor je značně

omezený, závisí spolehlivá funkce na použití materiálů dostatečných mechanických vlastností.

4.2 Kovové materiály

Zcela převládajícími výchozími materiály pro výrobu implantátů jsou v současné době kovy. U všech světových výrobců se odvozuje materiál implantátů od tří základních kovů: železa, kobaltu a titanu, které v podobě svých slitin mají potřebné mechanické a antikorozní vlastnosti. Nejrozšířenější slitiny jsou chromniklové korozivzdorné oceli, chrommolybdenová slitina kobaltu a hliníkovanadová slitina titanu. Z mnoha hledisek, která se uplatňují při výběru kovového materiálu pro implantát, je stále více zdůrazňováno hledisko biokompatibility. Posuzujeme-li biokompatibilitu podle chování kostní tkáně k materiálu implantátu, je možné zařadit známé materiály zhruba do tří skupin:

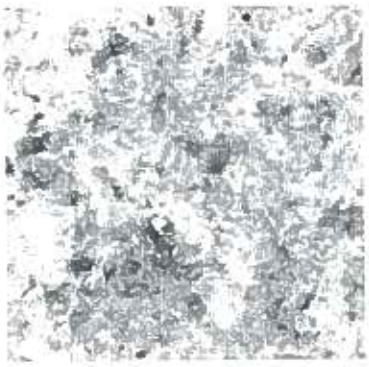
Biovlastnost	**Kovy**	**Keramika, plasty**
biotolerovaný	korozivzdorná ocel kobaltová slitina CoCrMo	polymethymetakrylát (cement)
bioinertní	titan titanové slitiny	uhlík,oxidy hliníku, zirkonia a titanu, TiN,
bioaktivní	-	biokeramika, hydroxyapatit, trikalciumfosfát

Tab.5.: Biokompatibilita různých biomateriálů

Zóna rozhraní mezi implantátem a okolními tkáněmi je nejdůležitějším místem při určování biologické reakce na implantát a reakce materiálu implantátu na tělesné prostředí. Toto rozhraní netvoří vždy kovový materiál, z něhož je implantát vyroben. Jeho povrch se totiž různými cestami upravuje. Implantáty se např. nedají vyrábět z některých bioinertních a všech bioaktivních materiálů, takže se tyto chemické sloučeniny musí nanášet na povrch implantátu. Proto je v celém světě vedeno velké množství prací, zkoumajících ovlivňování jakosti povrchu základního

kovu nanášením různých vrstev, zvaným též povlakování (př.hydroxyapatitem nebo kalciumfosfátem). Úprava povrchu nemá za cíl jen zlepšení biokompatibility, ale také zlepšení funkčních vlastností náhrad. V podstatě jde buď o vytváření vrstev určených pro lepší, rychlejší, pevnější a dlouho trvající spojení s tkání nebo o úpravy povrchů, zlepšujících plochy určené k artikulaci v implantačních systémech.

Ještě výraznější vliv má na průběh a výsledek osteointegrace zdrsnění povrchu necementovaných implantátů. Bylo prokázáno, že v mikroměřítku nerovnosti povrchu stimulují ukládání kostních buněk, jejich šíření a množení a v makroměřítku do nich zarůstá vznikající kostní tkáň. Tak se urychluje hojení po operaci, zlepšuje se stabilita a pevnost spojení a zvyšuje se jeho životnost. Povrch implantátů se zdrsňuje různými způsoby. Zpočátku se pracovalo s drážkami po mechanickém opracování nebo se stopami po tryskání. Postupem času začala převládat technologie nanášení porézní vrstvy plazmovým nástřikem



Obr.4.:

Vzhled plazmově nastříkaného povrchu (zvětš. 75x)

Tato úprava sehrává velmi pozitivní úlohu, ale není zcela bez nedostatků. Také otázce optimální drsnosti je v poslední době věnována výzkumníky velká pozornost. Bylo zjištěno, že optimální není jakékoliv zdrsnění, ale pouze takové, při kterém je dosaženo ploch se stálými a definovanými parametry drsnosti, tj. amplitudou a frekvencí. V tom případě je možné mluvit o určité topografii povrchu. Tato práce přitom rozlišuje dvě měřítka: mikro, odpovídající velikosti kostních buněk, a makro, přesahující velikost buněk. V prvním případě "oceňují" buňky hladký povrch, na který se přichycují, v druhém případě oceňují hrubou isotropní "krajinu" s mnoha hnízdy, do kterých zarůstají. [8]

Obr.5.:

Struktura povrchu implantátu zdrsněného novou technologií (zvětšeno 75x).

4.3 Biokeramika

Biokeramikou se myslí keramika biotolerantní, tedy taková, kterou živé tkáně dobře snesou. Podle toho, jak materiál na živou tkáň působí, rozlišujeme biokeramiku inertní, resorbovatelnou a bioaktivní (na ni organizmus reaguje, jako kdyby byla skutečně živá).

Inertní biokeramika je například korundová nebo na bázi oxidu zirkoničitého. Tyto materiály živá kostní tkáň toleruje. Kostní trámce se s implantátem nespojí chemickou vazbou. Kostní buňky osídlují povrch, a jestliže jde o porézní keramiku, vniká nově vytvořená kost na omezenou vzdálenost do pórů. Většinou se však za nějaký čas kolem implantátu vytvoří vazivové pouzdro (organizmus tak reaguje na přítomnost cizího tělesa).

Resorbovatelná biokeramika je na bázi vápenatých solí, například fosforečnanů, uhličitanů nebo síranů. Tyto materiály slouží jako dočasná náhrada kostí. Při obnovování kostní tkáně se implantovaný materiál postupně vstřebává.

Bioaktivní materiály (například hutný hydroxyapatit, bioaktivní skla, bioaktivní sklokeramika nebo bioaktivní kompozity) mají schopnost vytvářet pevnou chemickou vazbu s živou kostní tkání přímo, nikoliv prostřednictvím vaziva.

Možnosti náhrad kostní tkáně sklokeramickými materiály se zlepšují. Určitou překážkou širšího využití je cena těchto výrobků, ale to je tím, že u nás dosud nebyl proveden ekonomický rozbor operačních výkonů používajících kostní štěpy. Například v USA, kde takovou kalkulaci mají, je cena bioaktivní keramiky relativně

nízká. Očekáváme, že vývoj dalších materiálů na uvedené bázi brzy poskytne ještě výhodnější fyzikální a biologické vlastnosti.[6]

4.4 Další alternativy

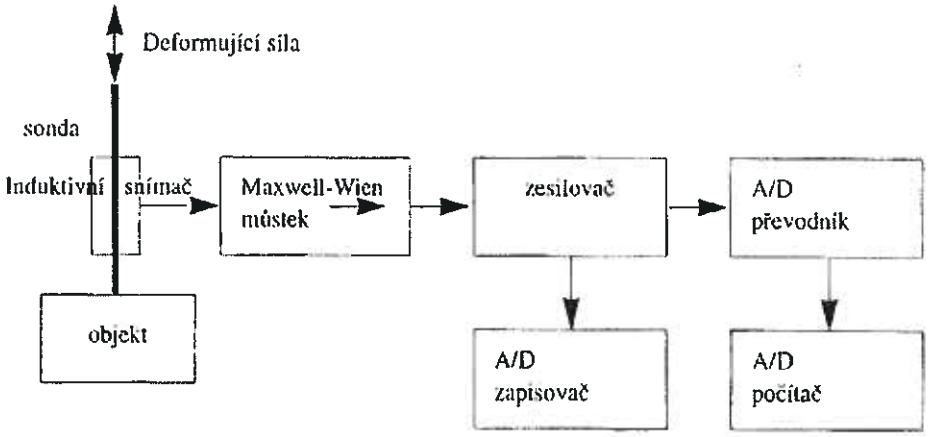
Vlastní kost. V ortopedické chirurgii se užívá nejvíce vlastní kost, vyňatá z míst, kde to nenaruší pevnost kostry (např. z lopaty kyčelní nebo z žeber). Výhodou tohoto druhu transplantace je rychlé napojení kostní tkáně na okolní cévy. I když část kostních buněk zákrok nepřežije, zbývající buňky jsou schopny novotvorby, a tím je umožněno zhojení. Odpadá nebezpečí přenosu infekce a nebezpečí imunitní reakce organizmu. Nevýhodou je, že lze odebrat jen omezené množství kosti a že je k tomu potřeba další operace.

Kost od jiného člověka. Používá se tam, kde je třeba transplantovat velké množství kostní tkáně. Štěpy ze zemřelých jsou sterilizovány a zmrazeny, čímž se poruší schopnost vyvolat novotvorbu kosti. Vhojení transplantátů trvá podstatně déle a přestavba povrchových vrstev dokonce několik let. Při transplantaci čerstvé kosti od jiného člověka jsou zachovány růstové faktory významné pro novotvorbu, cizorodá bílkovina však vyvolává imunitní odpověď hostitelského organizmu. Hlavní nebezpečí tkví v možnosti přenosu plísní, bakterií a virů. Proto se dnes štěpy od jiných osob zbavují proteinů a tukové tkáně - vlastně se přenáší minerální složka. Úplně chybějí kostní buňky a růstové faktory.

5 Metodika měření

5.1 Měřicí aparatura

Aparatura se skládá z panelu, na němž je připevněna měřicí sonda. Dále z fixačního zařízení pro upevnění měřeného objektu, ze zařízení pro aplikaci deformační síly a převodníku. Sonda pak působí na měřený objekt, který je fixačním zařízením udržován v klidu a v definované poloze. Snímač tvoří elektromechanické čidlo induktivního typu a elektronický obvod pro zpracování signálu ze snímače. Elektronický obvod se skládá z klasického Maxwell-Wienova můstku v nevyváženém režimu a operačního zesilovače. Výsledný průběh je přímo zaznamenáván zapisovačem. Informace je zároveň převáděna do digitální formy a přiváděna do počítače. Počítač zaznamenává výsledná data do paměti a provede filtraci případného šumu, najde charakteristické úseky celého průběhu a na nich pomocí statistické regrese identifikuje parametry odpovídající diferenciální rovnice.



Citlivost měření je omezena hlavně rušivým vlivem vnějších magnetických polí. Je předpoklad, že pečlivým stíněním by bylo možno citlivost ještě poněkud zvýšit, pro praktické aplikace na běžných biologických materiálech však citlivost 0,05 mm stačí.[3, 4, 5]

Aparatura umožňuje měření mechanických vlastností materiálů, které mají charakter viskoelastických těles v rozmezí parametrů běžných u biologických struktur, např. u kůže, šlach, cévních stěn atd. Konstrukční uspořádání aparatury umožňuje i měření na živých organismech. Dostupná metodika pro měření a hodnocení mechanických vlastností by poskytla prostředek, který má potenciální uplatnění v diagnostice řady chorob, v medicínském i biologickém výzkumu,

v experimentální fyziologii, v biomechanice, dále v kosmetice jako metodika hodnocení účinnosti a případně neškodnosti kosmetických přípravků a kosmetických zásahů do stavu pokožky.

5.2 Vlastní měření

Při mém pokusném měření jsem měla k dispozici bažantí kosti. Byly to upravené lopatky o těchto parametrech:

Číslo lopatky	1	2	3	4
Délka lopatky (mm)	34,5	32,6	34,2	34,6
Šířka lopatky v ½ délky (mm)	4,5	4,55	4,6	5,0
Hmotnost lopatky (g)	0,587	0,573	0,56	0,496

Tab 3.: Parametry bažantích lopatek

Hmotnost závaží	5	10	20	50
Přesná hmotnost závaží (g)	4,879	9,844	20,780	48,884

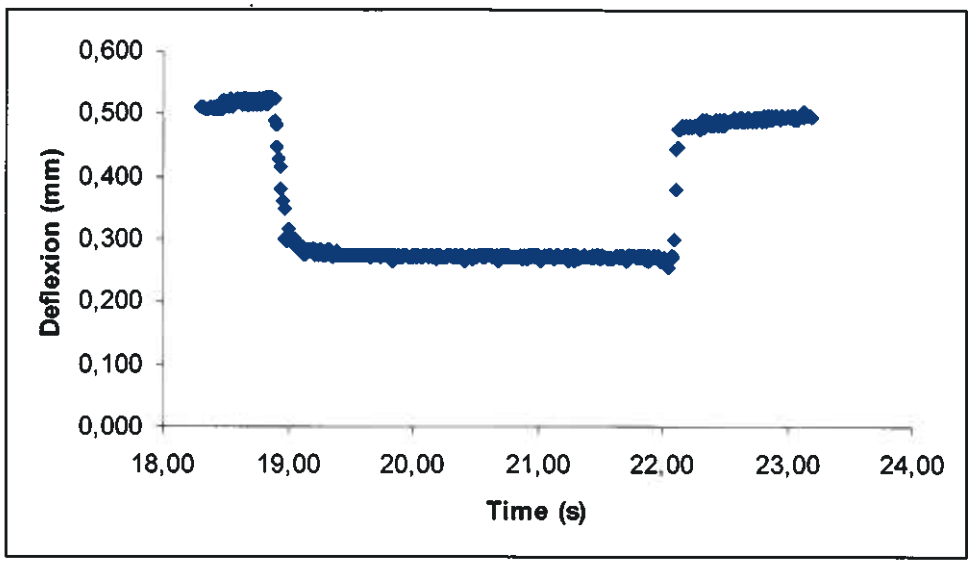
Tab 4: Přesné hmotnosti závaží použitých k měření

Lopatky byly uchovávány zmrazené ve fyziologickém roztoku. Před vlastním měřením byly rozmrazeny a změřeny posuvným měřidlem. Poté jsem vždy lopatku upevnila do fixačního zařízení a působila na ni deformační silou. Průběh deformačního působení byl snímán a zaznamenáván v digitální formě v počítači v programu ReoVariT. Výsledky byly zpracovávány v programu Reo Komplet 4.

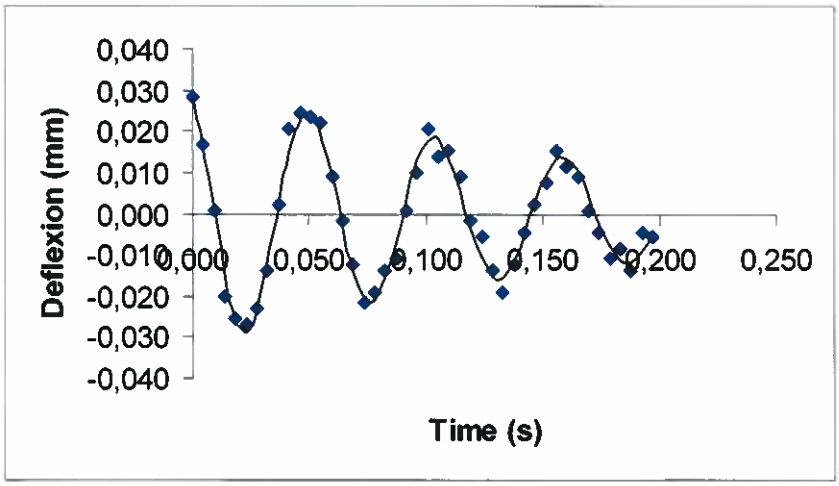
Bylo provedeno měření v ohybu a měření v krutu. V případě měření v ohybu byly měřeny odezvy na obdélníkové impulzy deformující síly v cyklickém režimu. Na vzorky byla aplikovaná síla 49,1 mN při použití 5g závaží, 98,2 mN při závaží 10g, 196,4 při závaží 20g a 491 mN při použití 50g závaží. Zadní hrany obdélníkových

impulzů byly považovány za přechodové charakteristiky. Z naměřených dat byl počítán Youngův modul pro jednotlivé vzorky.

Při měření v krutu byly zjišťovány impulsní charakteristiky jako odezvy na krátký mechanický poklep na měřený vzorek. Poklep byl prováděn manuálně pomocí tenké ocelové planžety. Z tohoto měření byl počítán viskózní koeficient a modul ve smyku. Moment setrvačnosti použitého setrvačníku byl 0,0001299 kg.m^2.



Obr.4. : Ukázka průběhu deformační odezvy při ohybu



Obr.5. : Ukázka průběhu deformační odezvy při kmitu

6 Výsledky experimentální části

Měření jsem prováděla měření s bažantími kostmi, které jsou z fyzikálního i biologického hlediska nehomogenní, protože jsou pneumatizované (obsahují vzduch). Výpočty jsem prováděla v programu ReoKomplet4.

Výsledky nazvané „Parametry pohybové rovnice" vycházejí z pohybové rovnice a jsou zatíženy jen chybou měření.

Pohybová rovnice:

$$M \cdot \frac{dr^2}{dt^2} + V \cdot \frac{dr}{dt} + Tr = 0 \qquad (7)$$

kde M je hmotnost, V je viskózní člen, T je tuhost

Oproti tomu „Parametry pro reologický model" jsou ovlivněny i nehomogenností vzorku.

Z měření v ohybu byl počítaný statický modul (Youngeův modul). Hodnota Youngova modulu určuje tuhost vzorku. Čím je vyšší hodnota Youngova modulu, tím vyšší je pevnost materiálu při namáhání v tahu. Dynamický modul (modul ve smyku) a viskózní člen byly počítány z měření v kmitu. Dynamický modul vypovídá o pevnosti materiálu při namáhání ve smyku a viskózní člen má spojitost s křehkostí a ohebností materiálu. Pokud bychom spočítali poměr mezi Youngovým modulem a viskózním členem, získali bychom tzv. poměr elasticity. Tento poměr dává důkaz o elasticitě (pružnosti) materiálu. Čím vyšší je tento poměr, tím rychlejší je proces deformace.

6.1 Kmit

Parametry pohybové rovnice

lopatka č.	1	2	3	4
tuhost (N.m)	465,21	465,21	465,21	465,21
V impuls (kg/s)	0,1378	0,1341	0,3395	0,2391

Parametry pro „reologický" model

lopatka č.	1	2	3	4
viskózní člen (Pa.s)	1023816,9	831517,7	2105007,8	1753205,9
dynamický modul (MPa)	3451,57	3005,36	2405,33	2303,97

6.2 Ohyb

Parametry pohybové rovnice

Při zatížení 5g

lopatka č.	1	2	3	4
tuhost (N.m)	427,78	550,71	484,82	469,72

Při zatížení 10g

lopatka č.	1	2	3	4
tuhost (N.m)	432,53	520,56	488,30	471,56

Při zatížení 20g

lopatka č.	1	2	3	4
tuhost (N.m)	429,60	554,5	481,27	474,37

Při zatížení 50g

lopatka č.	1	2	3	4
tuhost (N.m)	435,54	531,61	486,23	480,03

Parametry pro „ reologický" model

Při zatížení 5g

lopatka č.	1	2	3	4
statický modul (MPa)	1686,561	1407,34	1607,229	1531,14

Při zatížení 10g

lopatka č.	1	2	3	4
statický modul (MPa)	3402,85	2839,484	3242,79	3089,27

Při zatížení 20g

lopatka č.	1	2	3	4
statický modul (MPa)	7183,181	5993,96	6845,30	6521,24

Při zatížení 50g

lopatka č.	1	2	3	4
statický modul (MPa)	1689,81	1410,05	1610,325	1534,09

7 Závěr

Biomechanika se zabývá studiem mechanických zákonitostí a vlastností biomateriálů a biologických systémů. Analyzuje biologické reakce živého organismu způsobené vnějšími a vnitřními účinky z hlediska obecné mechaniky.

Klinická biomechanika se již soustředí na klinické využití poznatků biomechaniky v klinické praxi. Uplatnění biomechaniky proniká téměř do všech klinických oborů, největší koncentrace pozornosti je však v oblasti pohybového (popis fyziologického a patologického pohybu, hledání vhodných protéz, konstrukce ortéz) a srdečně cévního (popis činnosti srdce, tvorba simulačních modelů atp.) aparátu. Znalost fyziologického stavu organismu z hlediska biomechanických zákonitostí je užitečnou pomůckou při rehabilataci pohybu v různých patologických či poúrazových stavech, modelování a použití vhodných materiálů.

Při mém vlastním experimentálním měření jsem zjistila, že výsledky velice závisí především na homogenitě kosti a spolehlivosti měřicí aparatury. Lidská kost je homogenní, takže by výsledky měly být spolehlivější. Ale při měření bažantí kosti byly znát nepřesnosti způsobené nehomogenitou a nedokonalostí měřicí aparatury, např. i u spolehlivých výsledků jako je tuhost. U viskózního členu a dynamického modulu vycházely stejné hodnoty, což by odpovídalo určité vnitřní stabilitě kosti. Statický modul se plynule zvyšoval v závislosti na zatížení, ale výsledky pro 50 g byly zatíženy chybou, která mohla být způsobena i mou nedostatečnou praxí v měření.

Dostupná a spolehlivá metodika pro měření a hodnocení mechanických vlastností biologických materiálů by poskytla prostředek, který by měl uplatnění v řadě klinických a diagnostických oborů. V této práci je stručně shrnuta metodika identifikace diferenciálních rovnic odpovídajících experimentálně zjištěným křivkám toku a metodika určování struktury odpovídajících reologických modelů. Jejich základem je teorie systémů a teorie identifikace kybernetických soustav.

8 Seznam literatury

(1) Čihák R.: Anatomie 1, Grada 1997

(2) Ďoubal S.: Reologické modely biologických materiálů-identifikace a výpočet parametrů, Lékař a technika,2,31,2000.p.50-54

(3) Ďoubal S., Klemera P.: Aparatura pro měření křivek toku viskoelastických materiálů. Lékař a technika, 32, 2001, s.95-99.

(4) Ďoubal S., Klemera P.: Aparatura pro měření mechanických parametrů viskoelastických těles. Plzeň. lék. sborn. 67, 2001, s.41-47.

(5) 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 (6), 2004, s. 135-141.

(6) Strnad Z., Urban Z.: Bioaktivní sklokeramika nahrazující kost, Vesmír 79,130, 2000/3

(7) Valenta J. a kol.: Biomechanika, Academia 1985

(8) www.beznoska.cz

(9) www.biomech.ftvs.cuni.cz