



# Reologie a biomechanika

## Aplikace modelů

František Lopot

Katedra anatomie a biomechaniky

flopot@seznam.cz

### Úvod

Reologie se jako samostatný vědní obor etablovala koncem dvacátých let minulého století jako nauka o deformaci a tečení látek. Vznik tehdy nového oboru byl umožněn rozvojem teorie kontinua a vyžádalo si ho používání materiálů, které se svými mechanickými vlastnostmi vymykaly klasické teorii pružnosti. Reologie tak připouští existenci zpoždění mezi zatížením a deformací a umožňuje práci s velkými deformacemi bez ztráty validity výpočtů a výsledků. Základními stavebními kameny reologie jsou teorie velkých deformací a teorie viskoelastivity.

Biomechanika je mladá věda s dlouhou tradicí. Jako samostatná vědní disciplína totiž existuje teprve od druhé poloviny minulého století. Biomechanickými problémy se však lidé zabývali odnepaměti a základy některých elementárních principů jsou staré i několik tisíc let. V původní biomechanice, jak název napovídá, došlo k setkání a spolupráci biologie s ryze technickou vědou – mechanikou. Současná biomechanika je multidisciplinárním oborem, který v sobě zahrnuje celou řadu vědních disciplín



od mikrobiologie přes matematiku a fyziku až po molekulární chemii. Protože se v případě biomechaniky možná více než v jiných případech jedná o obor přímo závislý na úrovni znalostí disciplín, se kterými pracuje, její největší rozvoj nastal až s prudkým rozvojem matematických výpočtových metod a pochopitelně s nástupem výpočetní techniky.

Stále častěji je dnes v souvislosti s biomechanikou skloňován rovněž pojem reologie. Důvodem je hledání odpovědi na otázku deformace tkáňových a orgánových struktur a jejího průběhu v čase coby odezvy na vnější mechanické zatížení. Vzhledem ke specifčnosti studované problematiky lze hovořit o existenci tzv. bioreologie.

Výsledky výzkumu v této oblasti mají značný aplikační potenciál, protože znalosti reologických vlastností tkání umožňují předvídat jejich odezvu na mechanické zatížení a optimalizovat konstrukce např. nádržných systémů, obuvi, pracovních pomůcek či náhrad končetin apod.

## Vymezení základních používaných pojmů

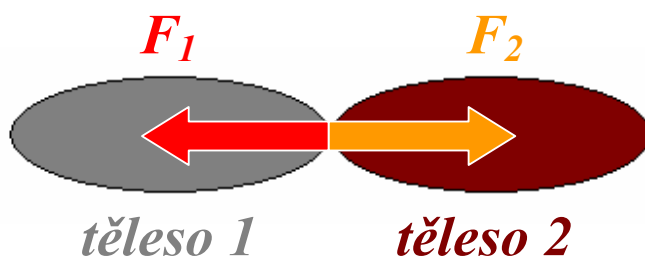
Jak reologie tak biomechanika využívají k popisu zkoumaných systémů a situací řadu matematických a fyzikálních veličin. V tomto textu budou představeny pouze ty veličiny, které jsou použity v dalších kapitolách. Rozsáhlejší informaci lze nalézt např. ve skriptu Úvod do bioreologie (Havránek, 2007, ISBN 978-80-246-1445-8).

### 1. Síla

Síla je zdrojem mechanického zatížení. Je to vektorová veličina charakterizovaná velikostí a směrem. Síla vzniklá společným působením více sil se nazývá výslednice. Jednotkou je Newton [N]. V textu bude síla označována písmenem  $F$ .

### 2. Druhý Newtonův zákon – „zákon akce a reakce“

V základním podání může být 2. Newtonův zákon síly prezentován např. takto: „*Dvě tělesa působí na sebe vzájemně stejně velkými silami opačného směru.*“ Z uvedeného schématického obrázku (obr. 1) je patrné, že výslednice obou sil je nulová.

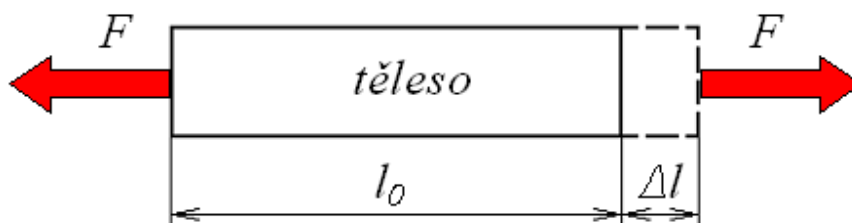


Obr. 1: Zákon akce a reakce

Můžeme tedy hovořit o **silové rovnováze**, která je základem všech biomechanických výpočtů, které řeší mechanickou interakci těles. V případě, že silová rovnováha není splněna, uplatňují se setrvačné účinky, které ji doplňují.

### 3. Deformace, poměrná deformace

Deformace tělesa ( $\Delta l$ ) vyjadřuje změnu jeho rozměrů vlivem zatížení. Základní SI jednotkou je metr [m].



Obr. 2: Podélná deformace tělesa

Je-li deformace vztažena obvykle k původnímu rozměru tělesa před deformací ( $l_0$ ), hovoříme o poměrné deformaci ( $\epsilon$ ). Platí vztah:

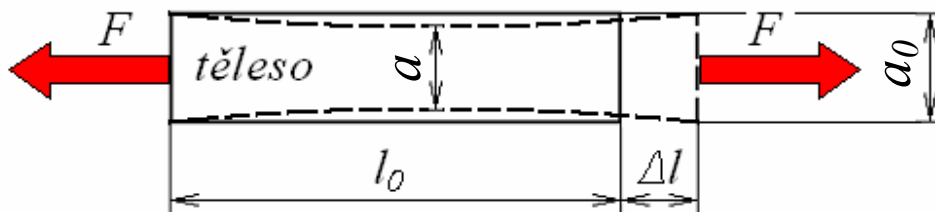
$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad 1$$

Poměrná deformace je bezrozměrná veličina a často se udává v procentech.

Podélná deformace je obvykle doprovázena deformací příčnou (obr. 3). Vztah mezi oběma deformacemi je popsán tzv. Poissonovým číslem:

$$\mu = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x}, \quad 2$$

kde  $\varepsilon_x$  označuje podélnou poměrnou deformaci a  $\varepsilon_y$  je příčná poměrná deformace.



Obr. 3: Kompletní deformace tělesa

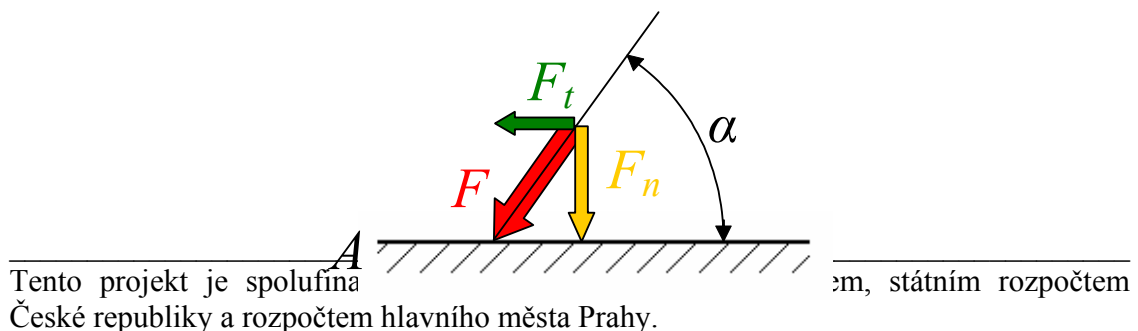
Pro nestlačitelné materiály, za které lze většinu tkání považovat, platí hodnota Poissonova čísla 0,5.

#### 4. Napětí

Vzhledem k matematické definici si napětí lze představit jako tlak uvnitř materiálu, způsobený přítomností vnějšího silového zatížení. Platí obecný vztah:

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad 3$$

kde  $\sigma$  označuje napětí [Pa] a  $A$  je průřez vzorku zkoumané tkáně [m<sup>2</sup>].



Obr. 4 Rozklad síly

Z hlediska směru působení síly vzhledem k uvažovanému průřezu lze napětí rozlišit na normálové (tlakové, resp. tahové), kdy je síla na průřez kolmá, a tečné (smykové), kdy síla působí ve směru tečny k průřezu (obr. 4). Pro výpočet normálového napětí podle obr. 4 platí:

$$\sigma_n = \frac{F_n}{A} = \frac{F}{A} \cdot \sin \alpha, \quad 4$$

kde  $F_n$  je normálová síla k ploše  $A$  [N]. Tečné napětí je tedy dáno vztahem:

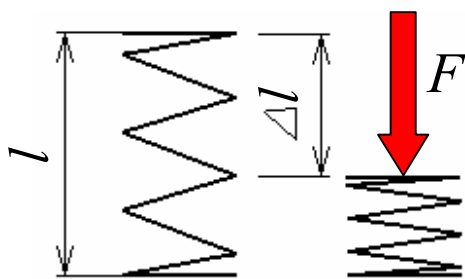
$$\sigma_t = \frac{F_t}{A} = \frac{F}{A} \cdot \cos \alpha, \quad 5$$

kde  $F_t$  je tečná síla k ploše  $A$  [N].

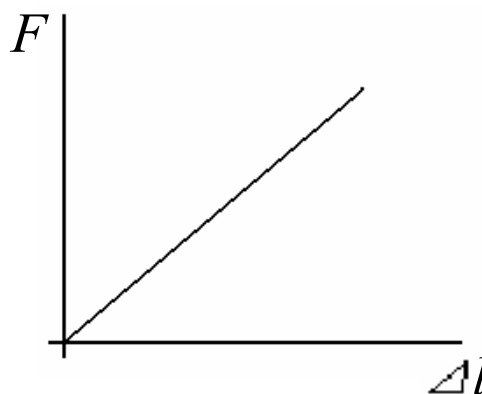
Kompletní definice napětí při působení obecné síly ve 3D prostoru je prováděna pomocí tenzoru. Tyto a další informace lze nalézt např. ve skriptu Úvod do bioreologie (Havránek, 2007, ISBN 978-80-246-1445-8).

## 5. Tuhost

Tuhost charakterizuje schopnost materiálu odolávat působení vnějších sil. Praktickou představou tuhosti může být obyčejná vinutá pružina, která se po zatížení deformuje (obr. 5).



Obr. 5: Pružina



Obr. 6: Charakteristika pružiny

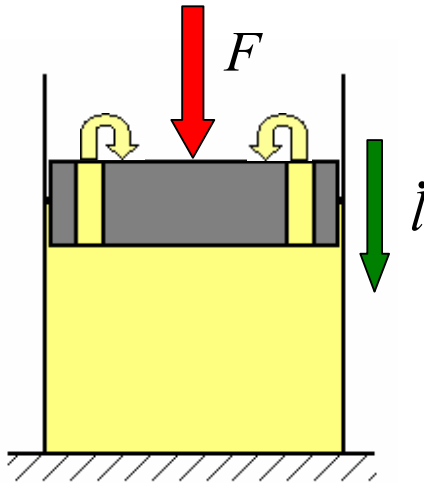
Deformací se v pružině generuje síla, která ve smyslu 2. Newtonova zákona odpovídá co do velikosti síle působící. Platí vztah:

$$F = K \cdot \Delta l, \quad 6$$

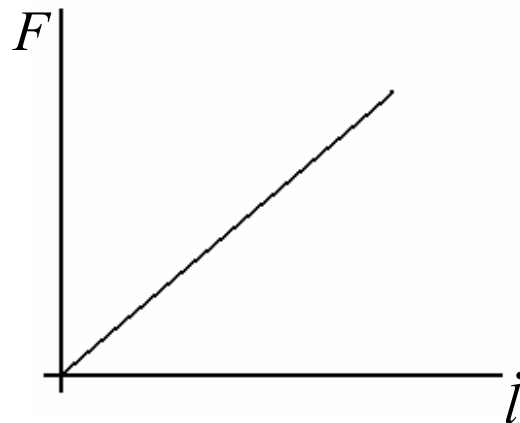
kde  $F$  je působící síla,  $\Delta l$  označuje deformaci pružiny a  $K$  je její tuhost [ $\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$ ]. S rostoucí tuhostí klesá při daném zatížení deformace pružiny a roste tedy její schopnost zatížení odolávat. **Dosažení silové rovnováhy a tedy deformace pružiny je okamžité. Pružina setrvává v deformovaném stavu po dobu působení vnější zátěže a po jejím odstranění okamžitě zaujímá původní délku.**

#### 6. Viskozita

Viskozitu lze definovat jako poměr mezi tlakem v kapalině a rychlostí jejího tečení. Představu o vlivu viskozity kapaliny na odezvu tkáně na zatížení může poskytnout jednoduchý kapalinový tlumič (obr. 6).



Obr. 7: Kapalinový tlumič



Obr. 8: Charakteristika tlumiče

Bude-li ve válci tlumiče málo viskózní kapalina, nebude mít problém protékat otvory v pístu i při nízkém tlaku generovaném působící silou. Protože tlak je přímo úměrný působící síle, bude na zatlačení pístu stačit malé úsilí. Kapalina s vyšší viskozitou bude



klást při protékání otvory v pístu větší odpor a zatlačení si vyžádá větší sílu a tedy vyšší tlak.

Viskozitu pak lze definovat jako poměr působící síly a rychlosti deformace tlumiče:

$$\eta = \frac{F}{\dot{\gamma}}, \quad 7$$

kde  $\eta$  je viskozita [ $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ ] a  $\dot{\gamma}$  označuje rychlost deformace. Kapaliny s konstantní viskozitou, pro které beze zbytku platí rovnice (7) jsou nazývány *newtonské*. Kapaliny s proměnnou viskozitou se označují jako *nenevtonské*.

Pokud přijmeme předpoklad, že rychlost deformace odpovídá rychlosti působení vnější síly, lze ze vztahu (7) usuzovat, že **s rostoucí rychlostí působení vnější síly roste síla tlumiče. Zároveň je patrné, že tlumič není schopen silové rovnováhy a jeho deformace je teoreticky nekonečná.**

#### 7. Relaxace a creep

Pro testování reologických vlastností tkání je snaha používat co nejjednodušší typy zatížení. Vzorek tkáně je obecně možné zatížit buď přímým působením vnější síly nebo vnesením deformace. **Creep (tečení) nastává, je-li tkáň zatížena konstantní silou a k relaxaci dochází, je-li ve tkáni vyvolána neměnná deformace.**

### **Obecná problematika biologických materiálů**

**Základními stavebními prvky biologických materiálů jsou vlákna elastinu a kolagenu.** Elastin se vyznačuje poměrně nízkou tuhostí a díky své struktuře dovoluje dosažení velkých pružných (vratných) deformací (až 150%). Kolagen je charakteristický naopak značnou tuhostí a pevností v tahu.

Výsledné mechanické vlastnosti tkáně jsou pak z velké míry dané poměrem těchto složek a jejich prostorovým uspořádáním. Nezanedbatelný je rovněž vliv ostatní mezibuněčné hmoty, která je reprezentována především kapalinou.



**Biologické tkáně jsou tedy považovány za viskoelastické materiály** a z toho vyplývají některé jejich vlastnosti:

1. závislost tuhosti na rychlosti deformace
2. hysterézní křivka při změnách zatížení
3. relaxace a creep (tečení) v čase

Biologické materiály jsou velmi často určené k výkonu poměrně úzkého spektra činností, ze kterého vyplývají požadavky na jejich mechanické vlastnosti. Např. kůže by vzhledem ke svému častému mechanickému kontaktu s okolním prostředím měla být co nejvíce ošetrudorná a přitom neměla bránit pohybu v kloubech. Měla by tedy rovněž být velmi elastická. Naproti tomu kost musí být co nejtužší, aby poskytla dobrou oporu tělu a během lokomoce se práce svalů nemařila v její deformaci. Proti tomuto faktu stojí požadavek na co možná nejnížší hmotnost (opět z energetického hlediska). Kostí jsou proto příkladem značně specializované a ve směru nejčastějšího zatížení orientované struktury. **Obecně lze říci, že vlastnosti biologických materiálů jsou dokonale přizpůsobené jejich funkci.** Další vlastnosti jsou tedy dány především stavbou a vnitřním uspořádáním tkáně (číslování pokračuje z předchozího oddílu):

4. nehomogenita (nestejné rozložení hmoty v objemu)
5. kompozitní charakter (skladba rozdílných materiálů s různou strukturou)
6. anizotropie (různá odezva na zatížení z různých směrů)
7. adaptabilita (přizpůsobení se vnější mechanické zátěži)

Kromě výše uvedených vlastností je nutné přihlídnout rovněž k následujícím faktům:

1. Ve tkáních probíhají výměny hmoty a energie a jedná se tedy o otevřené systémy, které mohou své mechanické vlastnosti měnit i z jiných důvodů než je mechanická zátěž.





2. Charakter materiálu se může vymykat očekávání a lze hovořit o tkáních s individuálními vlastnostmi, které vychází z dispozice každého jedince.
3. S rostoucím věkem probíhá v lidském organismu řada změn, které se mohou odrazit v mechanických vlastnostech tkání.
4. Zejména měkké tkáně nemají jednoznačně určen výchozí stav, ke kterému se materiál po odlehčení vrací.

**Z experimentálního hlediska je důležitá informace, že *post mortem* detekované mechanické vlastnosti neodpovídají mechanickým vlastnostem živé tkáně.** Vždy se jedná o různě přesné přiblížení. Poměrně velká nepřesnost se při testování *post mortem* projevuje především při jednoosém cyklickém zatížení zejména v okolí počátku křivky “napětí – deformace”, kdy se uplatňuje v živé tkáni potlačená plastická složka zkoumaného materiálu. Při odhadu reálných vlastností je pak nutné vzít v úvahu dobu mezi měřením a odebráním vzorků, způsob skladování vzorků, jejich teplotu při testování apod.

## **Aplikace modelů**

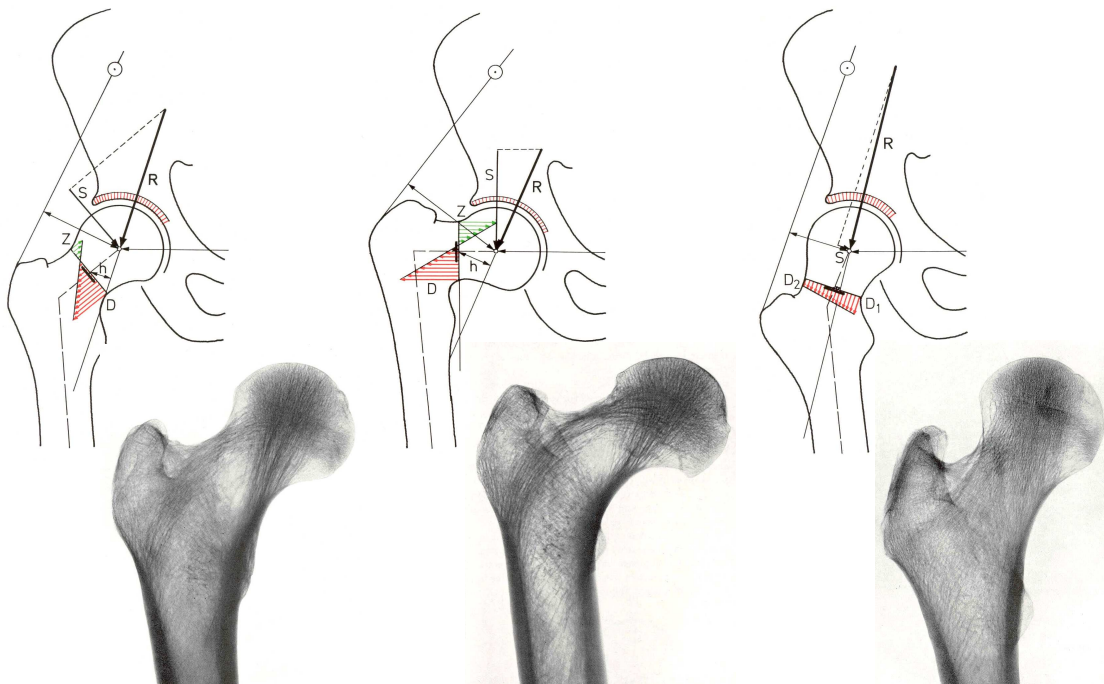
Použití modelů umožňuje pochopit a popsat vnitřní stavbu orgánů a jejich odezvu na zatížení. Možnosti uplatnění modelů budou demonstrovány na třech jednoduchých případech.

### 1. Stavba dlouhých kostí

Kosti jsou vysoce specializovanou tkáňovou strukturou, která musí při co nejmenší hmotnosti odolávat značným zatížením a vykazovat vysokou tuhost. Tyto poněkud protichůdné požadavky lze splnit pouze optimalizováním konstrukce kosti vždy pro daný účel. Nosnou funkci dlouhých kostí zajišťuje spongiózní kost, která má trámčitou strukturu orientovanou podle směrů největších napětí.

Na obr. 9 jsou tři různé podoby kyčelního kloubu. Na rentgenových snímcích je dobře vidět trámčité uspořádání spongiózní kosti. V oblastech velkého napětí se hustota trámců zvyšuje a naopak v místech nízkého napětí klesá.

Možnost pochopit důvody tohoto uspořádání poskytují horní nákresy v obr. 9. Ve schématech jsou je proveden rozklad síly  $R$ , která je do kloubu vnášena např. tíhou těla, do složek. Z hlediska namáhání je nejvýznamnější složkou síla  $S$ , která způsobuje ohybové namáhání krčku. Zeleně jsou znázorněna napětí tahová, červeně napětí tlaková. Z průběhu napětí jsou patrná místa s nejvyšším namáháním (nejvyšší hodnotou napětí), která se koncentrují vždy u okrajů krčků.



Obr. 9 Architektura kosti

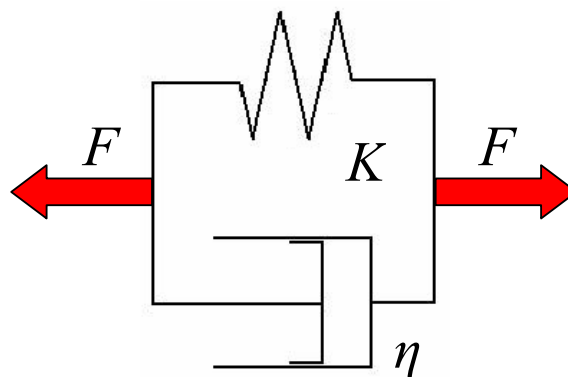
Porovnáním rozborů ve schématech s příslušnými rentgenovými snímky se uspořádání a orientace trámců jeví jako zřejmá. Za povšimnutí stojí rovněž zvýšená hustota trámců v hlavici v místě distribuce tlaku (znázorněn červeně kolem kloubní jamky).

## 2. Ruptura vazů nebo šlachy

Ačkoli v těle plní vazy a šlachy zcela rozdílné funkce, lze v jejich charakteristice nalézt řadu společných rysů. Obě tkáně mají např. schopnost přenášet pouze tahovou sílu. Z reologického hlediska je pak u obou tkání pozorovatelný viskoelastický charakter. Chování obou tkání tak lze popsat modely se stejnou strukturou, které se liší pouze charakterem jednotlivých komponent (obr. 10).

Šlachy musí pokud možno beze ztrát přenášet sílu svalů. Nesmí se tedy pod zatížením deformovat, protože by se tak mařila jinak využitelná energie. Jinými slovy funkční šlacha musí vykazovat vysokou tuhost.

Oproti tomu vazy nesmí bránit pohybu segmentů, které spojují a musí tedy umožnit rozsáhlé deformace pod nízkým zatížením. Funkční vaz by tedy měl být co nejméně tuhý.



Obr. 10 Reologický model vazů a šlach (Kelvinovo těleso)

Vliv viskozity se obecně významně projevuje především při vyšších rychlostech zatěžování. Tento fakt je způsoben charakteristikou tlumiče coby představitele viskózní složky tkáně (viz výše). Při velmi vysokých rychlostech zatížení je deformace tlumiče prakticky zablokována. To může být důvodem, proč šlachy a vazy praskají při různých rychlostech na různých místech (obr. 11).



Tento projekt je s  
České republiky a m

ním rozpočtem

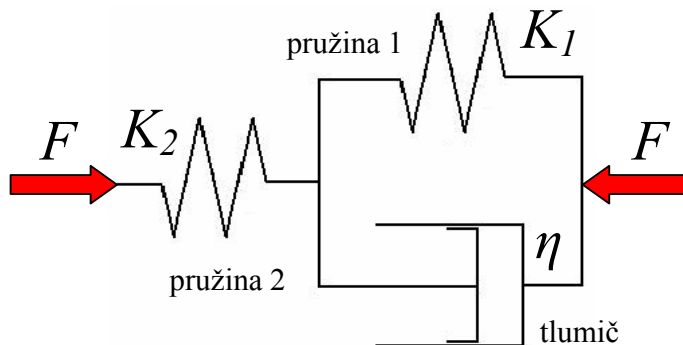
Obr. 11 Ruptury vazů a šlach v souvislosti s rychlostí zatížení

Při nízkých rychlostech zatížení mají vazy a šlachy svou tuhost reprezentovanou příslušnými koeficienty  $K$  (obr. 10). Z hlediska zatížení je v tomto případě nejslabším článkem oblast spojení šlachy nebo vazů s kostí. Spoj je realizován částečným vrůstem vazů nebo šlachy do kosti a vykazuje tedy vysokou tuhost, způsobí značnou koncentraci napětí v této oblasti. Prostor pro deformaci se velmi rychle vyčerpá a dojde k ruptuře.

Při vysokých rychlostech zatížení dojde k zablokování viskózního tlumiče a tím k extrémnímu zvýšení tuhosti. Vaz nebo šlacha potom praskne v místě nejmenšího průřezu, který je při natažení přibližně uprostřed (obr. 3).

### 3. Zlomenina kosti

Do charakteru kosti coby orgánu se promítají vlastnosti více značně rozdílných složek (spongiózní a kompaktní kosti atd.) a nelze proto použít zcela jednoduchý model. Nejjednodušší použitelný reologický model kosti znázorňuje obr. 12.



Tento projekt je spolufinancován Evropským sociálním fondem, státním rozpočtem České republiky a rozpočtem hlavního města Prahy.



Obr. 12: Reologický model kosti

Je zřejmé, že kost je rovněž viskoelastický materiál. Její odezva je tedy mimo jiné závislá také na rychlosti na zatížení. V případě rychlých zatížení, které se vyskytují např. při pádech nebo nárazech na tuhé pevné překážky, dochází k „zablokování“ tlumiče a veškerá deformace se odehrává na pružině 2 (obr. 12), která reprezentuje ty nejtuzší kostní komponenty. Vysoká tuhost znamená vznik velkých napětí již při malých deformacích a tedy zvýšené riziko poškození - zlomeniny. Kost má vzhledem ke své konstrukci pochopitelně značně anizotropní charakter a vlastnosti modelu se budou markantně lišit i podle směru zatížení. K vyčerpání mechanických vlastností kosti a tedy ke zlomenině je proto zapotřebí různě velkých sil v závislosti na směru jejich působení.

### **Literatura**

HAVRÁNEK, A. *Úvod do bioreologi*. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8

OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E. *Patobiomechanika a patokinesiologie, kompendium – Biomechanika* [online – <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>]. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 1999. Kapitola 6. Mechanické vlastnosti tkání a orgánů.

VALENTA, J., KONVIČKOVÁ, S. *Biomechanika člověka*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01452-5