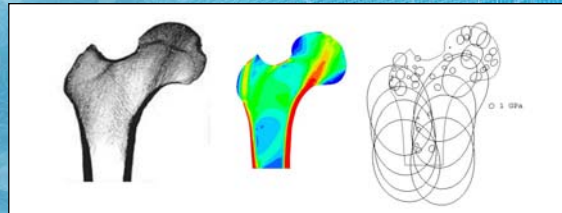
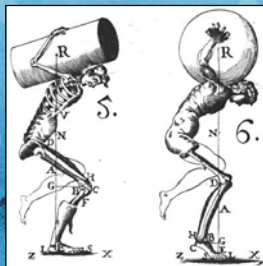
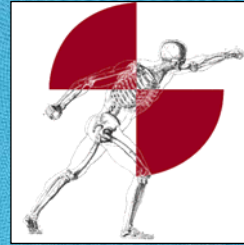
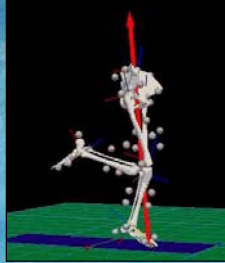


Biomechanika kosterní soustavy člověka



Biomechanika

Transdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jejich částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím.

Makrobiomechanika

rozlišovací úroveň - orgány, orgánové struktury a anatomicky ohraničené tkáňové komponenty (např. pohyb v loketním kloubu)



Mikrobiomechanika

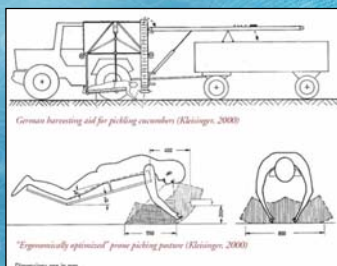
rozlišovací úroveň – celulární a subcelulární, jednotlivé buňky, buněčné komplexy a mezibuněčné komponenty (např. mechanická interakce aktinu a myosinu při svalové kontrakci)

Aplikovaná biomechanika člověka

Zaměřená na určitou aplikační sféru lidské činnosti

Rozdělení není standardizované – podléhá aktuální potřebě praxe

Biomechanika práce, lékařská biomechanika, biomechanika sportu, forezní biomechanika, inženýrská biomechanika atd.



Mechanické vlastnosti materiálů

Tuhost – schopnost materiálu odolávat deformacím

Pevnost (mez pevnosti) – pokud je překročeno mezní zatížení dochází k destrukci materiálu

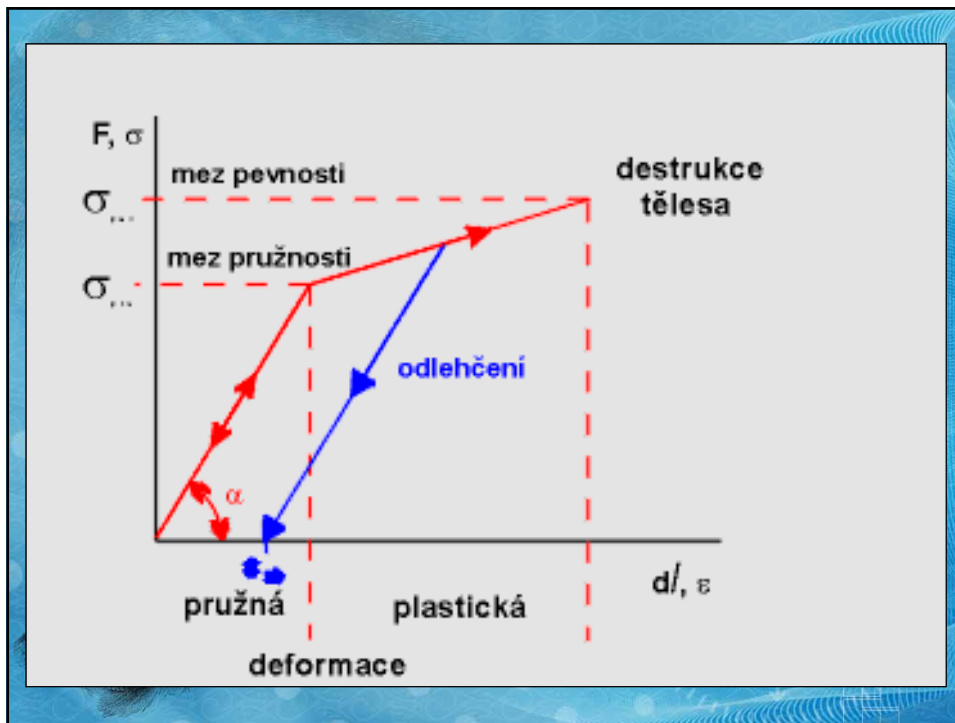
Elasticita (pružnost) – schopnost materiálu vrátit se po odeznění vnější zátěže do původního tvaru

Plasticita (tvárnost) – schopnost materiálu uchovat deformace i po vymizení vnější zátěže

Tvrdoost – odolnost materiálu vůči vrypu (proniknutí cizího tělesa)

Mez pružnosti – hraniční hodnota zátěže (napětí), která tvoří přechod mezi pružnými (vratnými) a plastickými (nevratnými) deformacemi





Zátěžová křivka u technických materiálů je lineární

Pracovní diagram

Napětí $\sigma = F / A$

Poměrná deformace $\epsilon = dl / l$

Hookův zákon $\sigma = E \cdot \epsilon$

Yongův modul pružnosti $E = \text{tg } \alpha$

The diagram illustrates a tensile test specimen with force F , cross-sectional area A , and displacement dl . It includes a stress-strain diagram and formulas for stress, strain, Hooke's law, and Young's modulus.

Mechanické vlastnosti biologických materiálů (tkání)

Odlišnosti od materiálů technických (umělých)

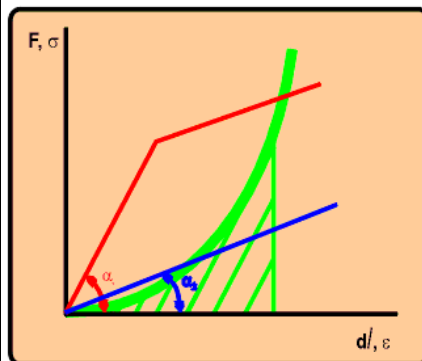
Veškeré vlastnosti jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu organismu a jeho komplexní historii (pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, pracovní zatížení, životní styl atd.)

Biologické tkáně považujeme za viskoelastické materiály – závislost tuhosti na rychlosti deformace, na změnách zatížení a projevy relaxace a creepu v čase.



Biologické materiály se vyznačují nelineárním průběhem zátěžové křivky

Mechanické vlastnosti materiálů



Různé mechanické vlastnosti (E , $\sigma_{0.2}$, $\sigma_{1.1}$) pro každý způsob zatěžování

Lineární závislost
např. technický materiál

např. ocel
 $\text{tg } \alpha = E = 2 \cdot 10^5 \text{ MPa}$
materiál s mezí pružnosti

např. kaučuk
 $\text{tg } \alpha = E = 2 \text{ MPa}$
materiál bez meze pružnosti

KOMPOZIT

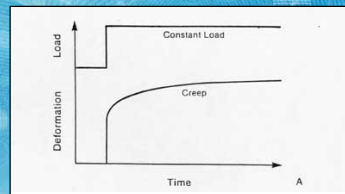
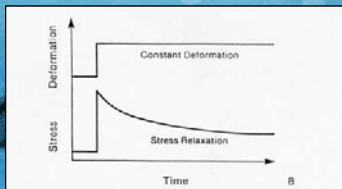
Viskoelastický materiál
např. biologická tkáň

E není konstantní
závislost na
- čase
- rychlosti deformace
(resp. zatěžování)

Mechanické vlastnosti biologických materiálů (tkání)

Relaxace a creep (tečení) – dlouhodobé odezvy viskoelastických materiálů na působení vnější síly.

Při aplikaci vnější síly 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 zátěžové síly k udržení počáteční deformace). Po uplynutí určitého času se deformace či síla ustálí na konstantní hodnotě.



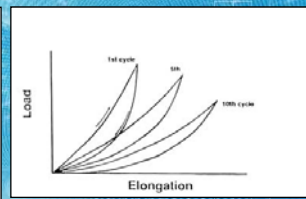
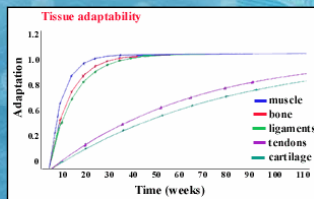
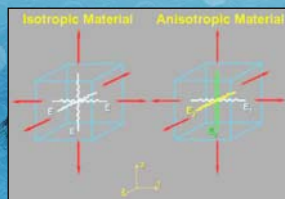
Mechanické vlastnosti biologických materiálů (tkání)

Anizotropie – při různých směrech zatížení vykazují různé mechanické vlastnosti.

Nehomogenita – nerovnoměrné rozložení hmoty v prostoru.

Adaptabilita – schopnost měnit stavbu a mechanické vlastnosti na základě působení vnějších sil (zpětná vazba)

Hystereze – závislost mechanických vlastností na historii předchozí zátěže.



Mechanické vlastnosti biologických materiálů (tkání)

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

Únava materiálu – snižování meze pevnosti způsobené cyklickým opakováním působení vnější zátěže

Mez únavy – hodnota mechanického napětí, která když není překročena, tak je možné materiál zatěžovat neomezeným počtem cyklů



OBECNÉ BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÉ TKÁNĚ

viskoelastické vlastnosti

závislost na rychlosti deformace
relaxace a creep

anizotropie

v různých směrech různé mechanické vlastnosti

nehomogenita

nerovnoměrné rozložení hmoty

adaptabilita

realizována na základě zpětné vazby

vliv historie zatěžování

sdílení hmoty, energie, informací

otevřený systém

stárnutí

změny vlastností věkem

inteindividuální závislost

různé dispozice každého jedince

Zátěž a namáhání biologických tkání

Mechanická zátěž – silově deformační vliv okolního prostředí na živý organismus, který evokuje specifickou odezvu. Adaptační mechanismy (pozitivní, negativní)

Reakce organismu v chování (reakce psychické, fyziologické, pohybové) a struktuře (morfologické, biochemické atd.)



MECHANICKÁ ZÁTĚŽ

**z hlediska:
časového průběhu:**

stacionární (ustálená), $F(t), \sigma(t) = \text{konst.}$

nestacionární (časově proměnná), $F(t), \sigma(t) \neq \text{konst.}$

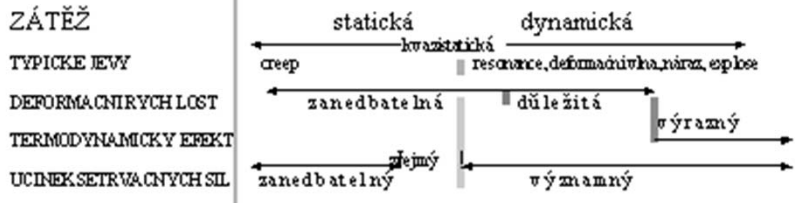


- obecně časově proměnná - cyklicky proměnná, vibrační - impulsní



deformačního účinku:

deformační rychlost $\dot{\epsilon}$ | 10^{-5} . 10^{-3} 10 10^2 10^3 10^7 . 10^9 [% . s⁻¹]



- v mezích vratných a nevratných deformací
- mezní, limitní (na mezi elasticity, kluzu, únavy, pevnosti apod.)
- nadlimitní (nad mezi elasticity, kluzu,.....)

funkčních biologických důsledků:

- občasná
- monotorní
- nárazová
- opakovaná
- nízká
- střední
- vysoká
- riziková
- hypokinetická
- v mezích normy
- hyperkinetická
- submaximální
- maximální
- s trvalými následky

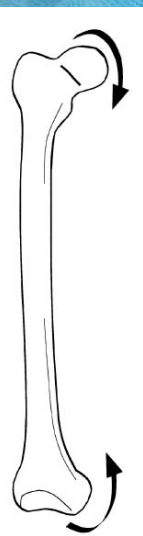
Tlak



Tah



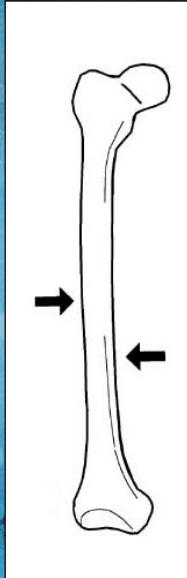
Ohyb



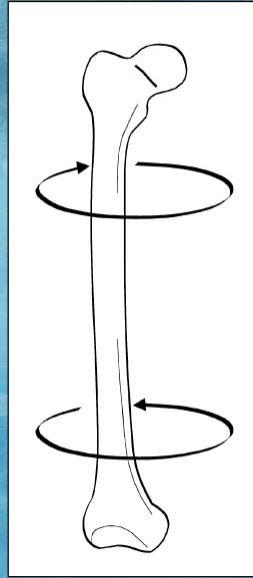
Mechanické namáhání – podle směru působení vnějších sil



Smyk (střih)



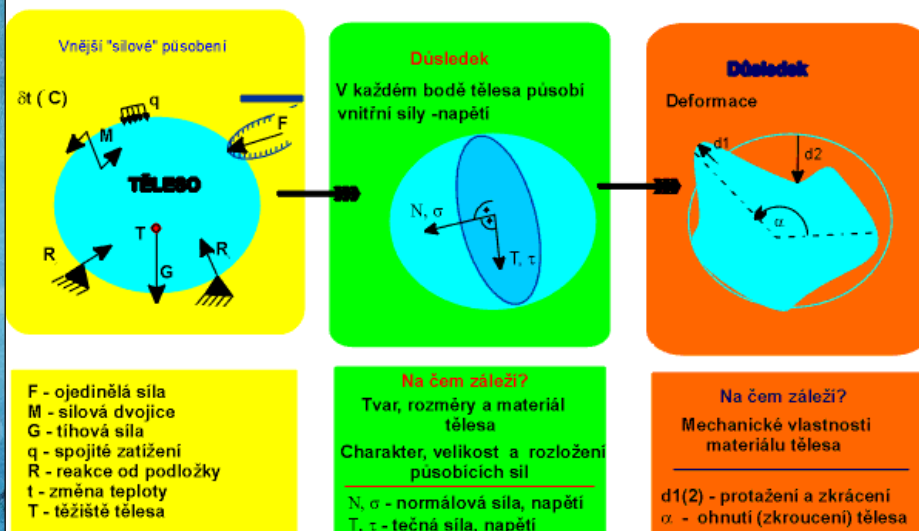
Krut (torze)



Mechanické namáhání – podle směru působení vnějších sil



Reakce tělesa na vnější působení



Tolerance organismu na zátěž

Schopnost organismu odolávat a přizpůsobovat se do určité míry účinku mechanické zátěže.

Limity tolerance – ohraničují pásmo fyziologických zátěží

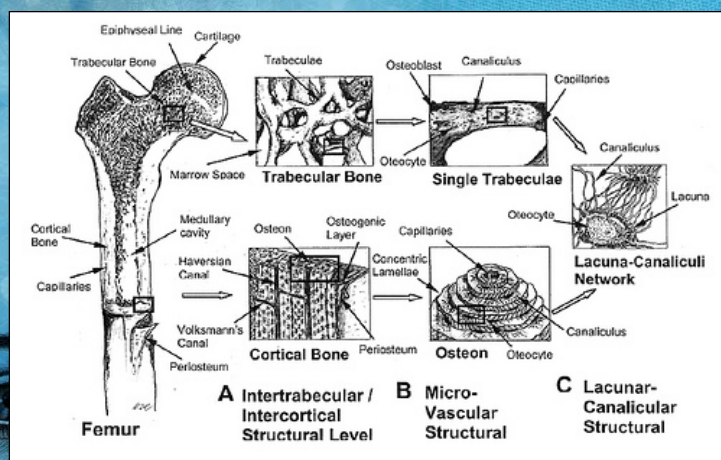
Dolní limit – práh citlivosti – nutná úroveň vnějších mechanických interakcí organismu pro jeho normální vývoj a funkci (resorpce kostní tkáně, atrofie svalů atd.)



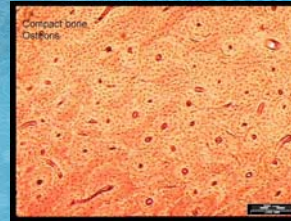
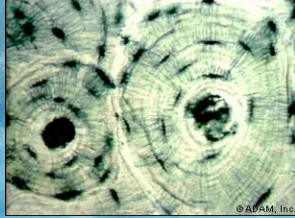
Horní limit – práh tolerance fyziologické adaptability – při překročení patologické reakce.

Mechanické vlastnosti kosti

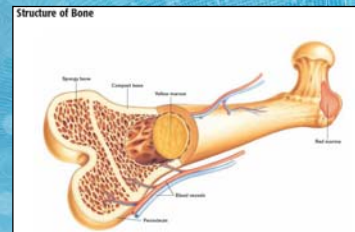
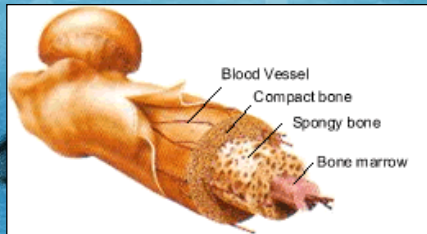
Kost – komplexní biomateriál – různé mechanické vlastnosti podle struktury, lokality a směru zatížení, zátěžové historie atd. Vyznačuje se nehomogenitou a anizotropií.



Kostní tkáň – tvořena buňkami a mezibuněčnou hmotou s minerály



Kost jako orgán – tvořena z kompaktní a spongiozní kostní tkáně, vaziva, cévního zásobení, inervace, chrupavky atd.

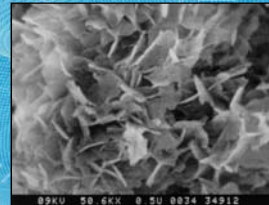
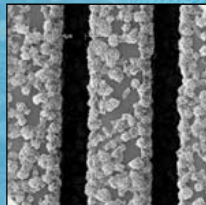
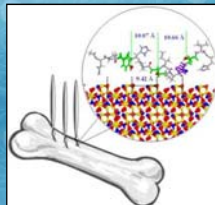


Biomechanické vlastnosti kosti jsou dány zejména její kolagenovou maticí a deponovanými minerály.

Kolagenní vlákna odolávají velmi dobře tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná.

Minerální látky – dodávají kosti tvrdost a křehkost.

Orientační objemové složení kompaktní kostní tkáně – 1/3 voda, 1/3 minerály, 1/3 kolagení matrice



Rozdílné mechanické vlastnosti kompaktní a spongiózní kostní tkáně

Hustota spongiozní tkáně dosahuje v průměru pouze 30% hustoty kompakty (kompakta $1,85 - 2 \text{ g/cm}^3$, spongioza $0,15 - 1 \text{ g/cm}^3$).

Spongioza dosahuje 5-10% pevnosti kompakty.

Ohebnost spongiozní tkáně je 3-5x vyšší než u kompaktní kostní tkáně.



Deformace u kompakty kolem 2% než dojde k poškození, u spongiozní tkáně 7%.

Rozdílné mechanické vlastnosti kompaktní a spongiózní kostní tkáně

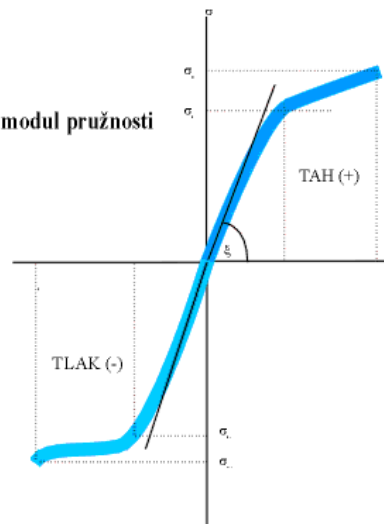
U kompaktní kostní tkáně připadá více než 80% variability modulu pružnosti na rozdíly v mineralizaci kostní matrix kostní tkáně.

U spongiózní kosti připadá 60-90% variability modulu pružnosti na rozdíly v hustotě kostní tkáně. I malé změny hustoty spongiózní tkáně vedou k velkým změnám jejích mechanických vlastností.



Typický průběh zátěžově -deformační charakteristiky kompaktní kosti

$\text{tg } \xi = E$ Youngův modul pružnosti

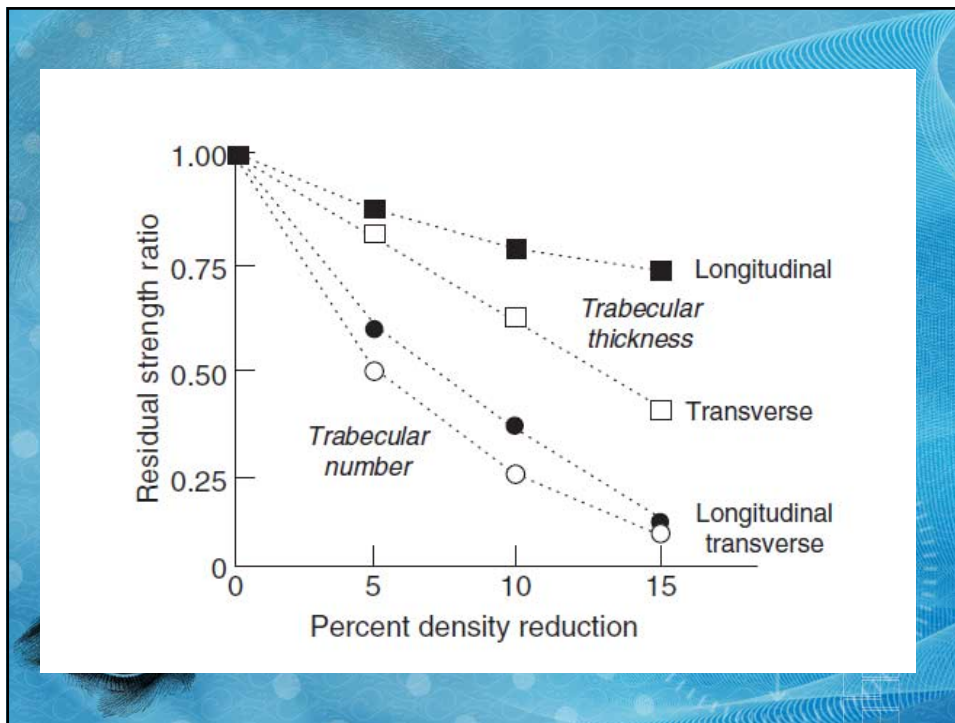


Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně

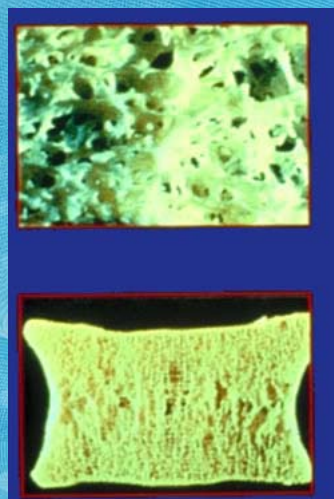
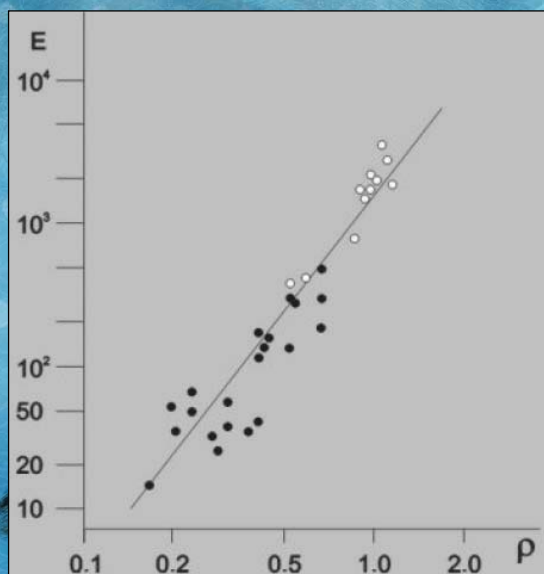
Mechanické vlastnosti spongiózy nezávisí pouze na vlastní hustotě, ale také na prostorovém uspořádání a množství trabekul spongiózní kostní tkáně.

Redukce počtu trabekul spongiózy snižuje mechanické vlastnosti kosti 2 až 5 x více než redukce tloušťky trabekul při stejném snížení hustoty kosti.

Příklad: Odstranění trabekul při snížení hustoty o 10% vede až k 70% snížení mechanických vlastností kosti. Snížení tloušťky trabekul při snížení hustoty o 10% vede pouze k 20% snížení mechanických vlastností kosti.



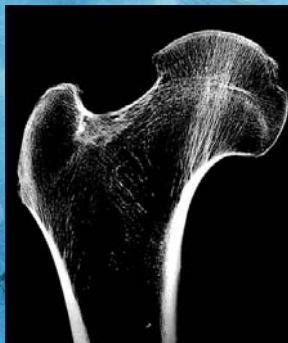
Závislost modulu pružnosti na nehomogenní stavbě spongiozní kostní tkáně.



Funkční stavba kosti

Wolfovo pravidlo – kost je remodelována podle mechanického zatížení, které na ni působí

Pravidlo minima-maxima – struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru.



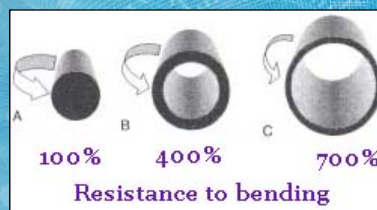
Přestavba kosti je řízena zpětnou vazbou, která je realizována prostřednictvím krystalků hydroxyapatytu a prostřednictvím smykových napětí, která stimulují buněčné procesy.

Mechanické vlastnosti kosti

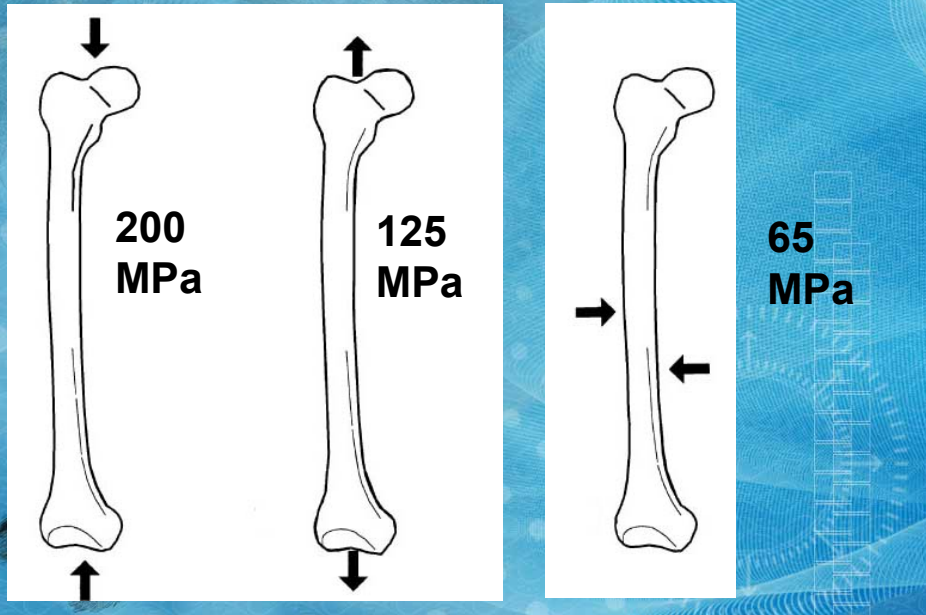
Vzhledem k nehomogenitě a anizotropii kosti musíme při hodnocení mechanických vlastností znát geometrické uspořádání vnější zátěže a tvar kosti (průřez, plocha, šířka stěny atd.).

Rozdíly ve směru působících sil

Při zátěži v podélném směru kosti je mez pevnosti v tahu až 10x vyšší než ve směru tangenciálním, či radiálním.



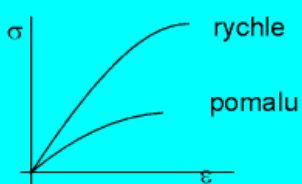
Rozdíly podle typu mechanické zátěže



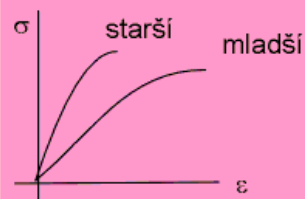
MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TKÁNĚ

Vliv rychlosti zatěžování

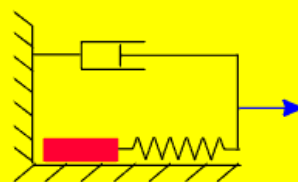
Rychlost deformace	pomalá chůze	$\dot{\epsilon} = 10^{-3} \text{ s}^{-1}$
	sportovní aktivita	$\dot{\epsilon} = 10^{-1} \text{ s}^{-1}$



Vliv stárnutí



Viskoelastický model kosti



Obsah minerálů	↗	roste
modul pružnosti	↗	roste
mezní deformace	↘	klesá
mez pevnosti	↗↘	chaotické
Tvrдость	↗	roste

Změny mechanických vlastností kosti

Vliv zpětné vazby na remodelaci kosti – mechanické vlastnosti dány historií zatěžování.

Při imobilizaci (snížení míry zátěže) – snižování pevnosti i poddajnosti kosti.

Zatěžování s dostatečnou intenzitou (trénink) – předcházení poruchám remodelace (osteoporóza).

Věk – zvyšování tuhosti a snižování maximální deformace – absorpce menšího množství deformační energie než v mladším věku.



Změny mechanických vlastností kosti s věkem

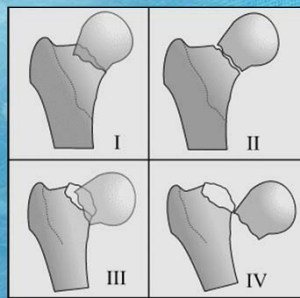
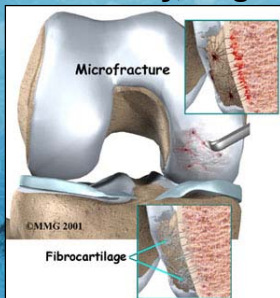
Změny limitních hodnot zátěže a deformace u femuru

Property	Age (years)						
	10 - 20	20 - 30	30 - 40	40 - 50	50 - 60	60 - 70	70 - 80
Ultimate strength (MPa)							
Tension	114	123	120	112	93	86	86
Compression	-	167	167	161	155	145	-
Bending	151	173	173	162	154	139	139
Torsion	-	57	57	52	52	49	49
Ultimate strain (%)							
Tension	1.5	1.4	1.4	1.3	1.3	1.3	1.3
Compression	-	1.9	1.8	1.8	1.8	1.8	-
Torsion	-	2.8	2.8	2.5	2.5	2.7	2.7

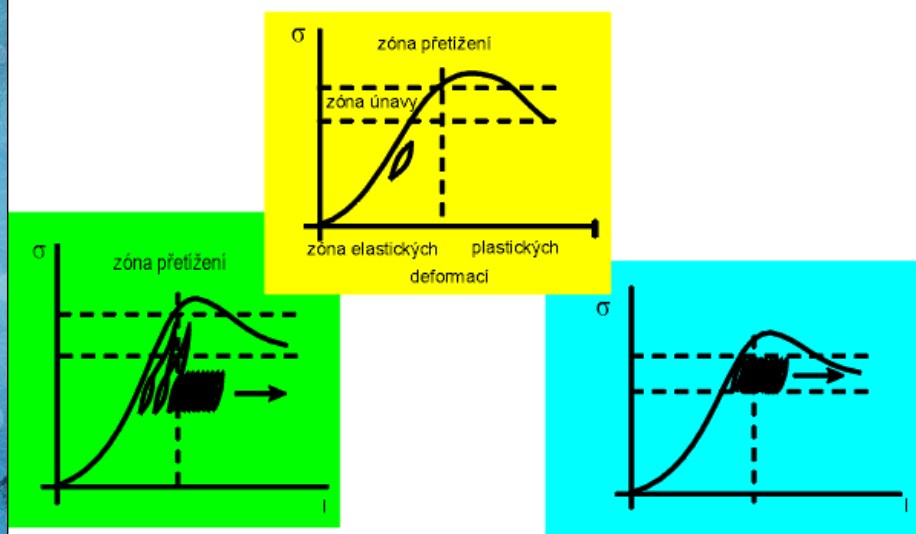
Cyklická zátěž kostí

Vhodná intenzita a množství cyklů – adekvátní remodelační procesy, pozitivní dopad na mechanické vlastnosti kosti.

Vysoká frekvence cyklů překračující adaptační rychlost a velikost zátěžových sil nad mezí únavy – negativní reakce kosti – únavová mikrotraumata, únavové zlomeniny, degradace tvaru kosti atd.



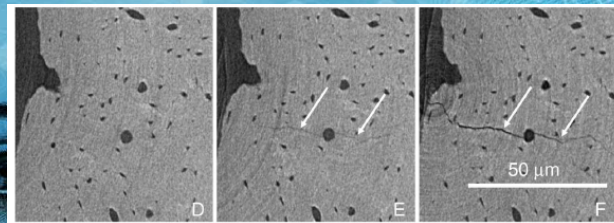
Cyklické zatížení kostní tkáně



Mikrotraumata a jejich vliv na mechanické vlastnosti kosti

V souvislosti s cyklickým zatěžováním kostí v průběhu života dochází k akumulaci mikrotraumat, které snižují mechanické vlastnosti kostí – jejich kumulace vede až ke vzniku únavových zlomenin.

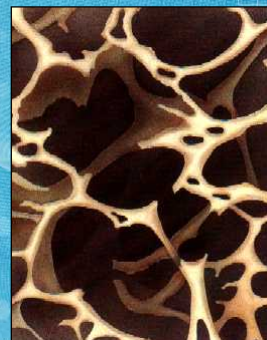
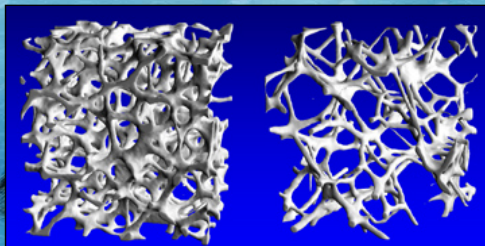
Po 40. roce se mikrotraumata kumulují rychleji u žen než u mužů. Mikrotraumata se hromadí mnohem rychleji, než ubývá kostní hmoty.



Změny mechanických vlastností kosti vlivem osteoporózy

Osteoporóza – patologický úbytek anorganické a organické komponenty se změnami mikrostruktury a mechanických vlastností kosti

U 16% české populace, 90% zlomenin krčku femuru je osteoporotického původu, 50% žen starších 75 let kompresní zlomenina obratle



Změny mechanických vlastností kostní tkáně v souvislosti s věkem

Elastický modul kompakty uprostřed diafýzy femuru klesá přibližně o 2% za desetiletí po dosažení 20 let.

Schopnost deformace a absorbování energie před zlomením kosti klesá přibližně o 5-12% za desetiletí.

Největší podíl na tomto poklesu má zvyšování porozity kompaktní kosti spolu s věkem.



Změny mechanických vlastností kostní tkáně v souvislosti s věkem

U spongiózní kosti např. hustota tkáně obratlového těla klesá přibližně o 50% mezi 20 až 80 lety. Následkem toho klesá elastický modul a absorpce energie o 75-90%.

V oblasti proximální diafýzy tibie je to pokles hustoty asi o 25% a snížení mechanických vlastností o 30-40%.

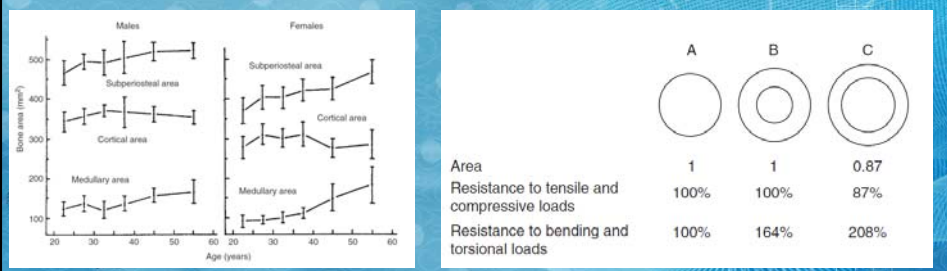
U obratlových těl se zvyšuje míra anizotropie mezi vertikálním a horizontálním působením sil z poměru 2 ve 20 letech na poměr 3,5 v 80 letech.



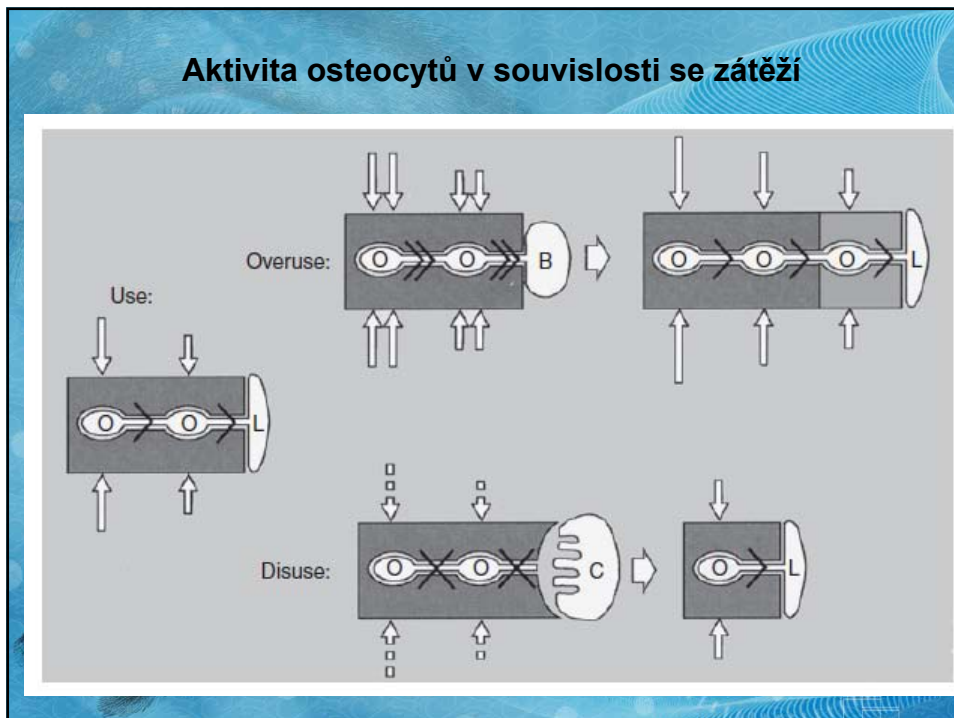
Změny geometrie kostí v souvislosti s věkem

Nejdůležitější z hlediska biomechaniky je postupná resorpce endostální oblasti a zvětšování dřeňové dutiny a na druhé straně apozice v periostální oblasti.

Dochází ke zvětšování průměru diafýzy kosti, ale zároveň k snižování tloušťky kortikální kosti.



Aktivita osteocytů v souvislosti se zátěží



Hlavní problémy a směry výzkumu při snaze o zlepšení mechanických vlastností kosti

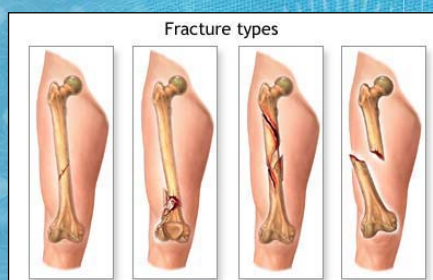
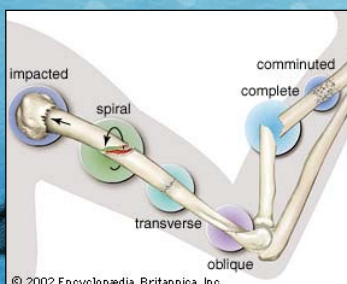


Překročení meze pevnosti kosti

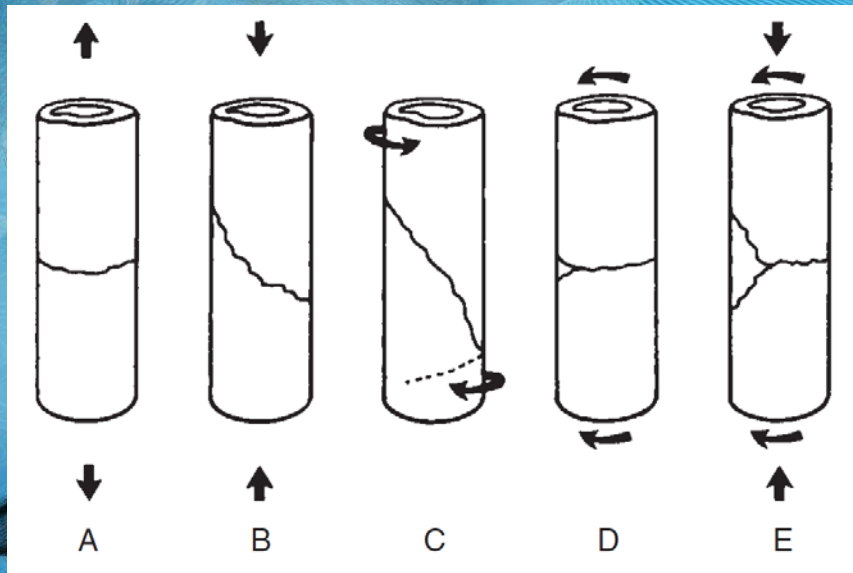
Důsledek – porušení celistvosti materiálu – zlomenina

Zlomeniny dělíme podle vnějšího uspořádání působících sil a tvarových a materiálových charakteristik kosti

Ohybové zlomeniny, smykové zlomeniny, kompresní zlomeniny, zlomeniny v krutu, mikrotraumata a další.

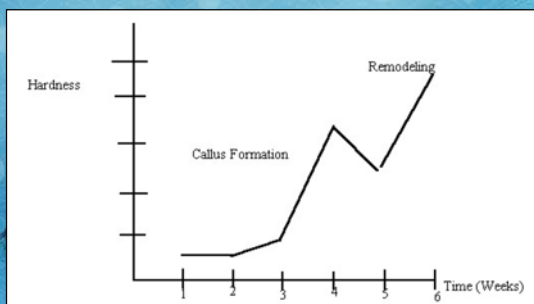


Typy zlomenin podle směru působících sil

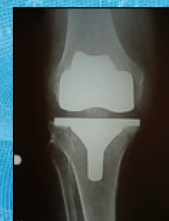


Hojení zlomenin a náhrady kostní tkáně

Mezi úlomky hematoma – do hematomu prorůstají drobné kapiláry a řídká fibrózní tkáň – zpevnění kolagenními vlákny – ve třetím týdnu kalcifikace mezibuněčné substance (primární kostní svalek - callus) – při namáhání v této fázi se tvoří bezcévní vazivo s chrupavkou (vznik pakloubu) – pokud v klidu je primární svalek nahrazován lamelární kostí.



Osteosyntéza – spojování kostních úlomku tak, že zlomená kost spolu s osteosyntetickou pomůckou vytváří mechanický systém, který má přibližně stejnou pevnost jako neporušená kost.

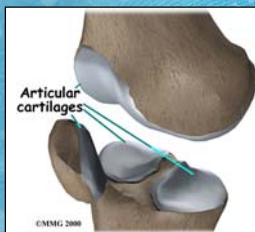
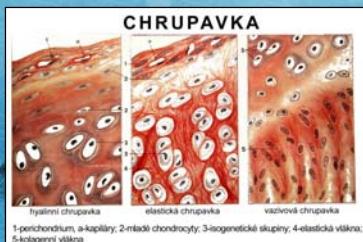


Mechanické vlastnosti chrupavky

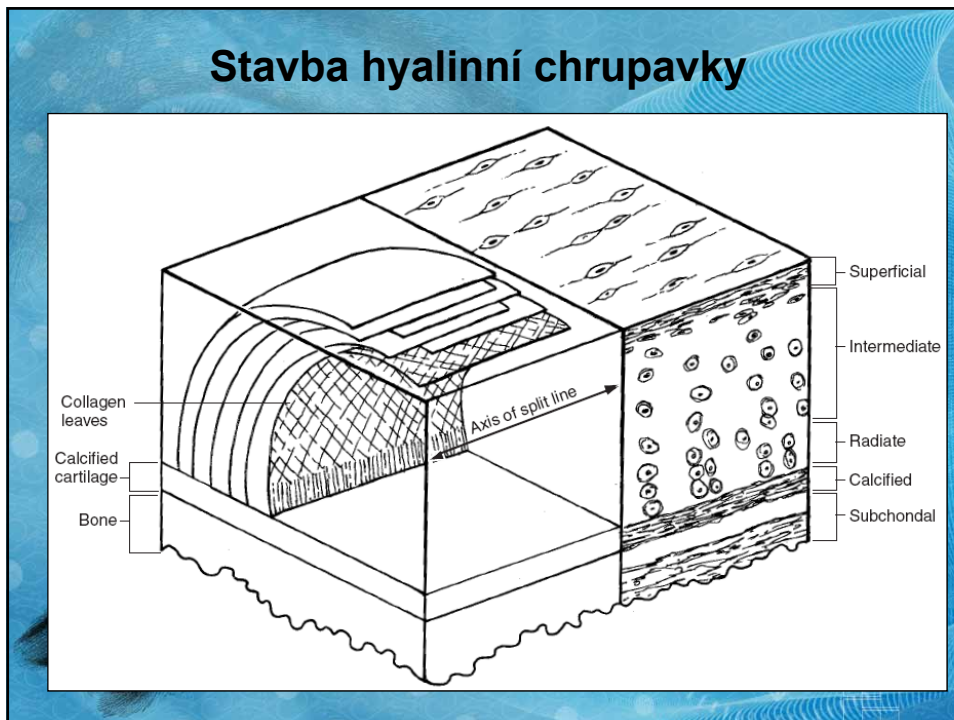
Typy chrupavky: hyalinní, elastická, vazivová

Stavba hyalinní chrupavky – pórovitá struktura (sít') tvořená vlákny kolagenu a elastinu, prostoupená tekutinou (až 80%).

Anizotropní a nehomogenní tkáň – fyziologické zatěžování v tlaku.



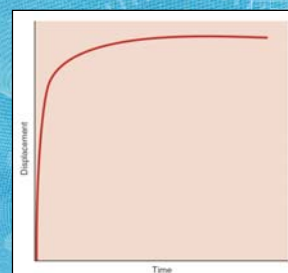
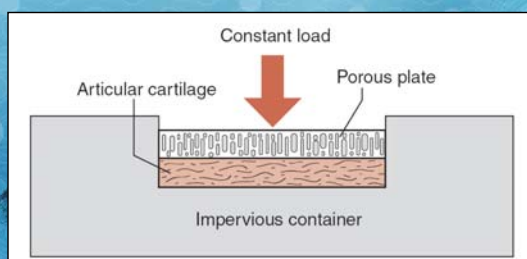
Stavba hyalinní chrupavky



Funkce chrupavky – přenáší tlakové zatížení v kloubním spojení kostí, tlumí rázové zatížení, snižuje spolu se synoviální tekutinou koeficient tření mezi styčnými plochami kostí.

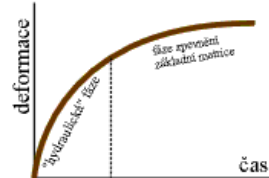
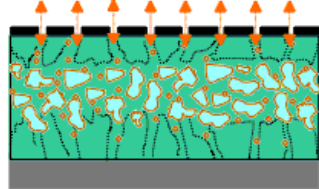
Při zatížení v tlaku mění chrupavka objem – nejprve dochází k vytlačování tekutiny ze struktury chrupavky a následně ke zpevňování vlastní matrice chrupavky.

Viskoelastické vlastnosti – větší zpevnění u rychlé zátěže.

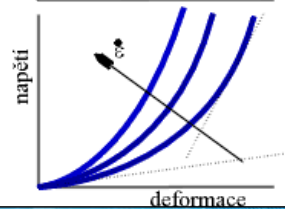
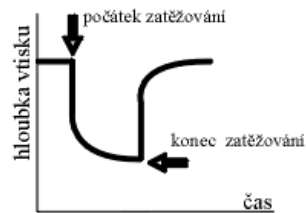
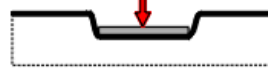


MECHANICKÉ VLASTNOSTI KLOUBNÍ CHRUPAVKY

Superfiltrační funkce chrupavky tvoří základ jejích tlumících a tribologických vlastností



$F = \text{konst.}$

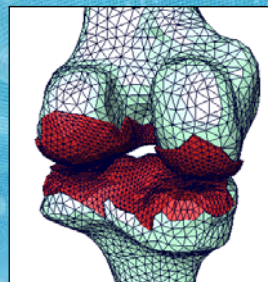
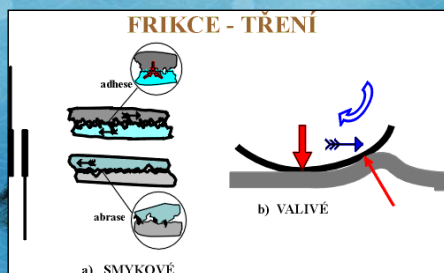


Tribologie (nauka o tření)

Zabývá se obecně vzájemným působením povrchů tuhých těles při jejich relativním pohybu nebo při pokusu o vzájemný pohyb.

Velikost třecí síly nezáleží na velikosti styčných ploch, ale pouze a velikosti přítláčné síly a koeficientu tření.

Koeficient tření zdravého kloubu je 0.001 – 0.02 (tření teflon – teflon 0.04, kov – kov 0,4



Synoviální tekutina a její lubrikační funkce

Synoviální membrána a tekutina

syn - řec. "jako", -oviál - řec. "vejčitý"
podobnost vaječnému bílku

Synoviální membrána

řidší vazivo + synoviální buňky
mimo styčné plochy vystýlá celou dutinu kloubní
schopnost rychle a úplně regenerovat
produkuje synoviální tekutinu

Synoviální tekutina

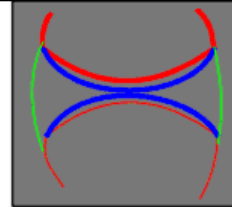
průhledná, bezbarvá nebo slabě nažloutlá kapalina
makromolekulární kys. hyaluronová
krystaloidní filtrát krve prošlý SM
velké molekuly nemohou prostupovat

Patologie

normální kolenní kloub asi 0,2 ml
revmatický kloub asi 200 ml
ST ztrácí mechanické vlastnosti
osteoartritida nižší koncentrace kys. hyal.
vyšší koncentrace proteinů

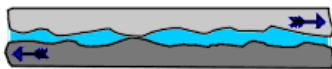
Mechanické vlastnosti ST

nižší koncentrace kys. hyal. => nižší modul pružnosti ve smyku
viskozita
smykové napětí ST => část mech. energie uložena elasticky
v def. proteinového kom

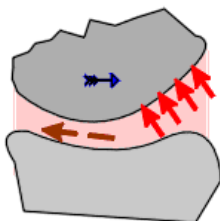


PŘÍKLADY LUBRIKACE

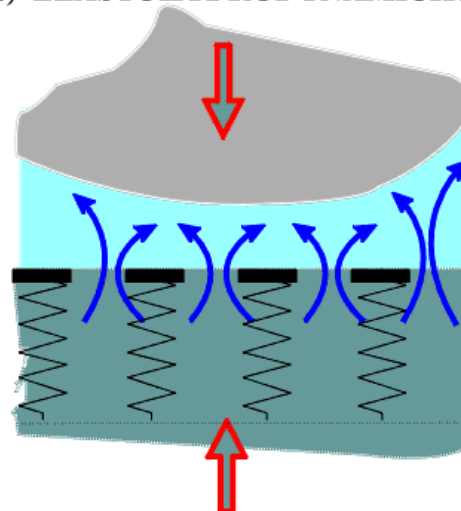
a) MEZNÍ



b) HYDRODYNAMICKÝ



c) ELASTOHYDRODYNAMICKÝ



Charakteristika pohybu v kloubním spojení

současné klouzání a valení

relativní rychlost posunu koloubních povrchů
0.03 až 0,3 m/s

tření
normální podmínky součinitel tření $f=0,001$ až $0,03$
disipace energie
kluzné i valivé

mazání závislé na
viskozitě mazací vrstvy
elasticitě kloubních povrchů

Modely mazání pohyb ST vůči chrupavce

$T = f \cdot G$

TRIBOLOGIE

LIDSKÝ KLOUB

- nízký koeficient tření
- minimální otěr
- minimální opotřebení

Opotřebení

- adhezivní
 - připůsobení povrchů, plastické deformace, spojování a uvolňování mikročástiček povrchu
 - důsledek relativního pohybu mikronerovností styčných ploch
- abrasivní
 - relativně tvrdší materiál porušuje (rýhuje) měkčí kontaktní plochy
- únavové
 - opakované pružné až plastické deformace povrchu, vznik únavových trhlinek

Hodnoty koeficientu tření pro vybrané dvojice materiálů

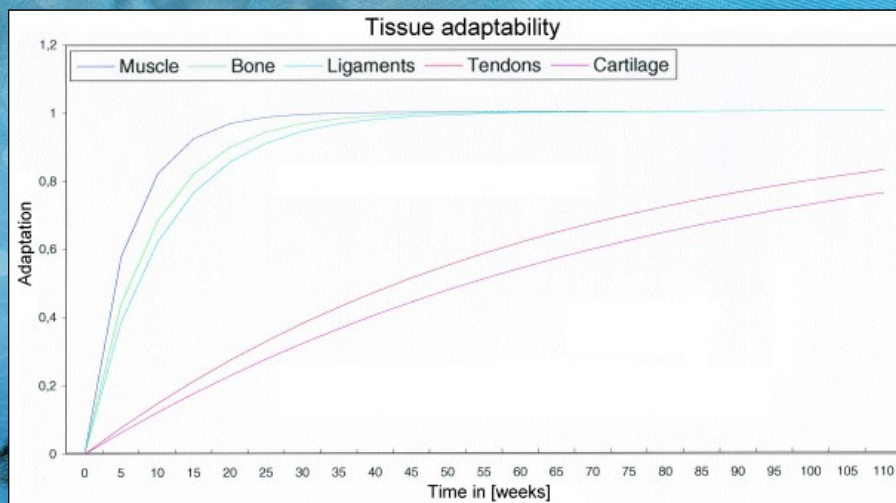
Tření

- hydrodynamické - zdravé klouby
 - mazací film mezi kluznými plochami nedovoluje jejich vzájemný styk
- suché
 - přímý kontakt kluzných ploch
 - vysoký koeficient tření
- mezne
 - jak přímý kontakt, tak i mezivrstva maziva
 - kloubní endoprotézy

KOEFICIENT TŘENÍ

lidský kloub	0,005 - 0,02
Al ₂ O ₃ -UVMPE	0,05
Al ₂ O ₃ -Al ₂ O ₃	0,09
kov-UVMPE	0,20
kov-kov	0,40

Schopnost adaptace různých tkání na zvýšenou zátěž



Zdroje a literatura:

Knudson, Duane (2007): *Fundamentals of biomechanics*, Springer Science+Business Media, New York, ISBN 978-0-387-49311-4.

Huston, Ronald L. (2009): *Principles of Biomechanics*, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, ISBN 978-0-8493-3494-8.

Křen, Jiří - Rosenberg, Josef - Janíček, Přemysl (2001): *Biomechanika*. 2. vyd. Plzeň : Západočeská univerzita. 380 s. ISBN 80-7082-792-0

Janura, M. (2003): *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého Olomouc. 84 s. ISBN 80-244-0644-6

