

BIOMECHANICS

Bones and connecting elements

JAN ŠVEC

**Department of Experimental Physics, Faculty of Science,
Palacký University Olomouc, CZ**

BIOMECHANIKA: Kosti a mezilehlé prvky

JAN ŠVEC

**Katedra experimentální fyziky, PŘ.F.,
Univerzita Palackého v Olomouci**

Pasivní pohybový systém člověka (kosti a mezilehlé prvky)

skripta M. Janura, FTK UP (2007):

Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka

Elektronická verze: Janura, M., & Bizovská, L.
(2023). *Biomechanika: pohybový systém. Univerzita
Palackého, Fakulta tělesné kultury.*

<https://www.skoladiagnostiky.sk/pohybovy-system/>

Passive musculoskeletal system of humans (bones and connecting elements)

LITERATURE:

textbook M. Janura, FTK UP (2007):

Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka
(Introduction to the biomechanics of the musculoskeletal
system of humans)

Knudson D: Fundamentals of biomechanics. ed 2, New York,
NY, Springer, 2007.

Enoka RM: Neuromechanics of Human Movement-4th
Edition. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers, 2008.

Pohybový systém člověka

Umožňuje pohyb

Základní podsystémy:

- Řídící

- Svalový

- **Kosterní (včetně mezilehlých prvků) -
pasivní**

- Energetický

Motion system of humans

Subsystems allowing movement :

- Motor Control

- Muscles

- Skeleton (bones and connecting elements) - passive

- Energy supply

Pasivní podsystémy:

Kosterní soustava

a

mezilehlé prvky: šlachy, vazy, chrupavky, klouby

HLAVNÍ FUNKCE:

- Slouží jako konstrukční prvky**
- Vytvářejí mechanickou podporu**
- Umožňují přenos mechanické energie**
- Akumulují mechanickou energii**
- Chrání vnitřní orgány před mechanickým poškozením**

Passive subsystems:

Skeletal System

and

Intermediate connecting elements: tendons, ligaments, cartilages, joints

MAIN FEATURES:

- Serve as structural elements**
- Create mechanical support**
- Allow transfer of mechanical energy**
- Accumulate mechanical energy**
- Protect internal organs from mechanical damage**

Vlastnosti tkání – základní pojmy:

Typické mechanické vlastnosti biologických materiálů:

Viskoelasticita (viskozita i elasticita při deformaci)

Nehomogenita (nestejnorodost)

Anizotropie (různé vlastnosti v různých směrech)

Adaptabilita (změna vlastností jako reakce na okolnosti)

Properties of tissues - basic concepts:

Typical mechanical properties of biological materials:

Viscoelasticity (viscosity and elasticity in deformation)

Inhomogeneity (heterogeneity)

Anisotropy (different properties in different directions)

Adaptability (properties change in response to changing conditions)

Viskoelasticita :

Viskoelasticita je vlastnost materiálů, které vykazují jak viskózní tak elastické znaky při deformaci.

Viskózní materiály, podobně jak med, kladou odpor při smykové deformaci a prodloužení, a to lineárně v čase při aplikaci napětí. Elastické (pružné) materiály se prodlužují okamžitě při napínání a okamžitě se vracejí do původního stavu, když napětí pomine.

Viskoelastické materiály mají prvky obou těchto vlastností. Jejich prodloužení je závislé na čase.

Zatímco elasticita (pružnost) je obvykle výsledek protahování vazeb podél krystalografických rovin v uspořádané pevné látce, viskozita je výsledkem difuze atomů nebo molekul v amorfním materiálu.

<http://en.wikipedia.org/wiki/Viscoelasticity>

Viscoelasticity :

Viscoelasticity: property of materials exhibiting both viscous and elastic characteristics when undergoing deformation.

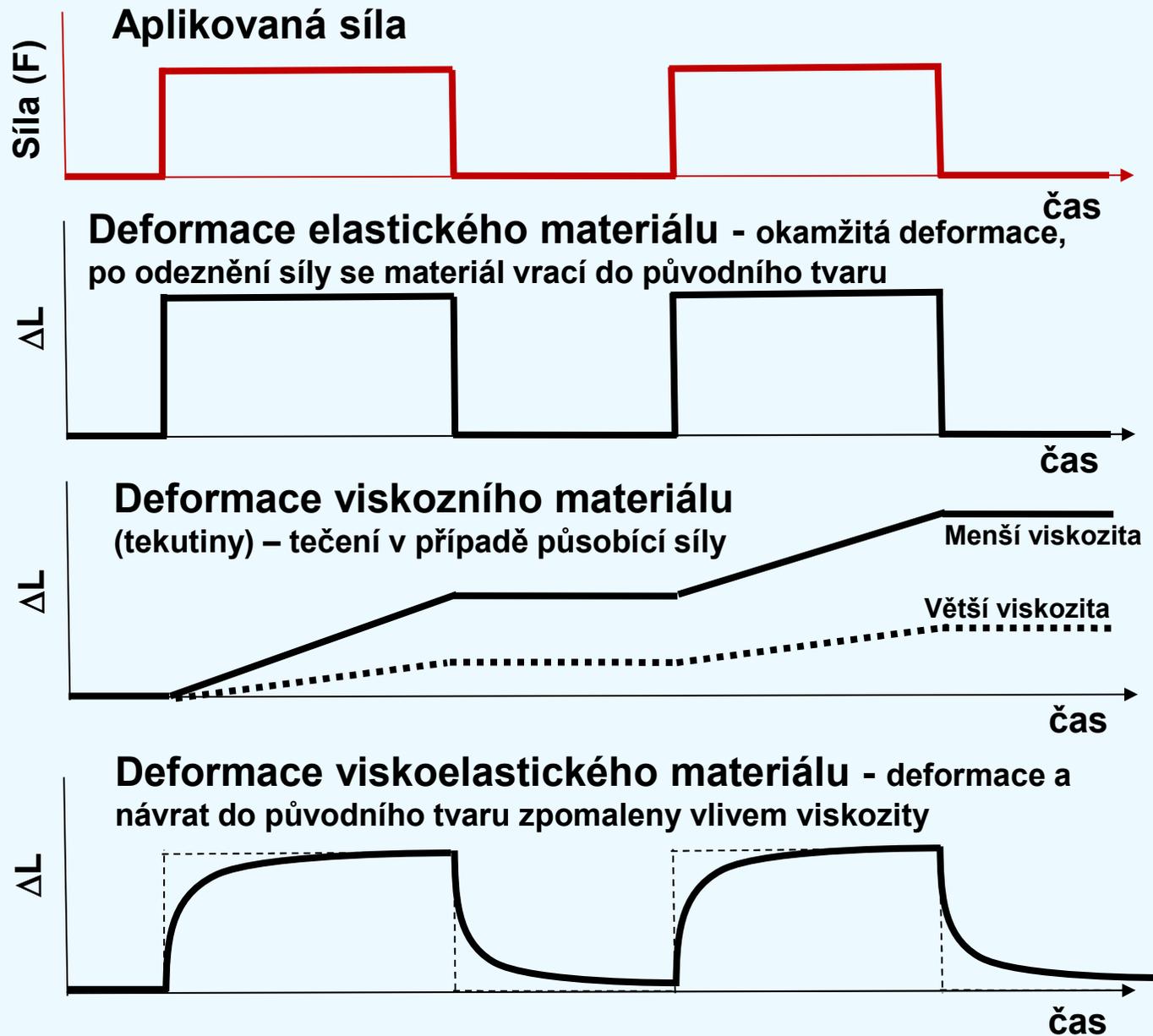
Viscous materials (like honey) resist shear flow and strain linearly with time when a stress is applied. Elastic materials strain instantaneously when stretched and just as quickly return to their original state once the stress is removed.

Viscoelastic materials have elements of both of these properties and, as such, exhibit time dependent strain.

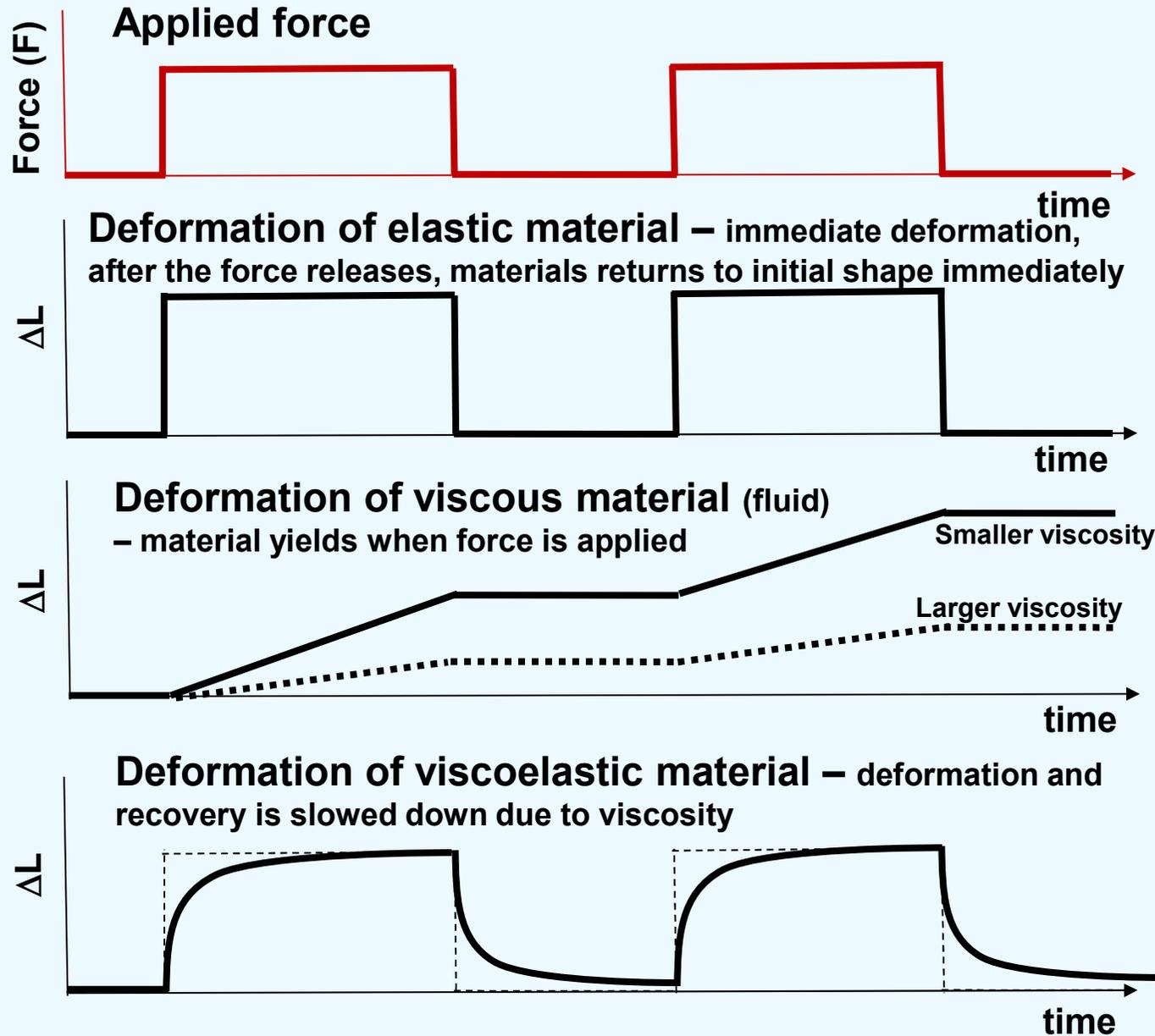
Whereas elasticity is usually the result of bond stretching along crystallographic planes in an ordered solid, viscosity is the result of the diffusion of atoms or molecules inside an amorphous material.

<http://en.wikipedia.org/wiki/Viscoelasticity>

Elasticita, viskozita, viskoelasticita :



Elasticity, viscosity, viscoelasticity :



Viscosity :

What is viscosity?

This question is often best answered by example. Imagine a styrofoam cup with a hole in the bottom. If I then pour honey into the cup I will find that the cup drains very slowly. That is because honey's viscosity is large compared to other liquids' viscosities. If I fill the same cup with water, for example, the cup will drain much more quickly.

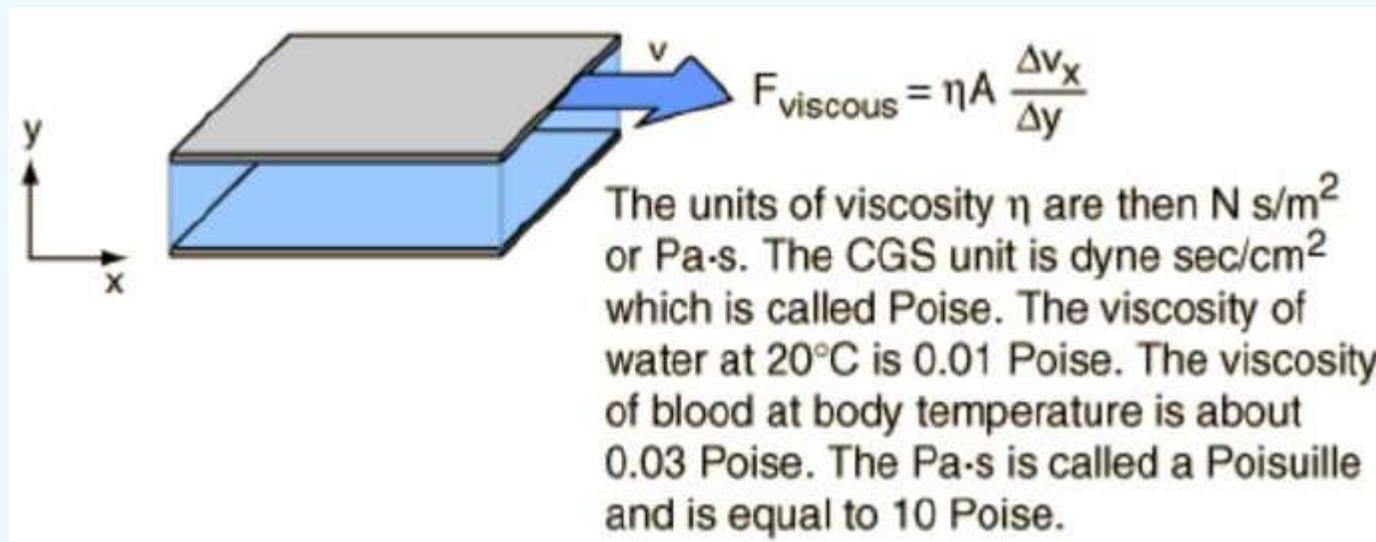
Viscosity is a measure of a fluid's resistance to flow. It describes the internal friction of a moving fluid. A fluid with large viscosity resists motion because its molecular makeup gives it a lot of internal friction. A fluid with low viscosity flows easily because its molecular makeup results in very little friction when it is in motion.

Gases also have viscosity, although it is a little harder to notice it in ordinary circumstances.

Viscosity :

The resistance to flow of a fluid and the resistance to the movement of an object through a fluid are usually stated in terms of the viscosity of the fluid.

Experimentally, under conditions of laminar flow, the force required to move a plate at constant speed against the resistance of a fluid is proportional to the area of the plate and to the velocity gradient perpendicular to the plate. The constant of proportionality is called the viscosity.



Viscosity :

The flow resistance of a tube is defined from the relationship:

$$U = (P_2 - P_1) / R$$

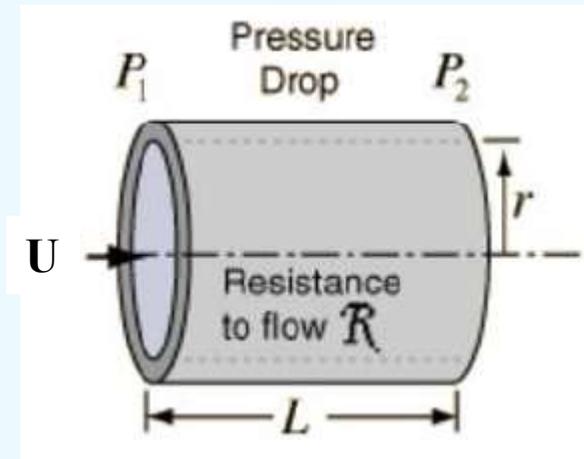
where the script U is the volume flowrate through the tube. This volume flowrate can also be expressed by

$$U = A * v_{\text{effective}} = A * v_m / 2$$

where v_m is the maximum flow velocity at the center of the tube.

The resistance denoted by the script R can be calculated from:

$$R = 8\mu L / (Ar^2) = 8\mu L / (\pi r^4)$$



Základní mechanické vlastnosti

Pojmy - definice :

Elasticita (pružnost) - schopnost materiálu vrátit se do původního tvaru po odeznění zátěže.

Plasticita (tvárnost) - schopnost materiálu setrvat v deformovaném stavu i po vymizení vnější zátěže.

Mez pružnosti (mez kluzu) - hraniční hodnota napětí tvořící přechod mezi deformacemi pružnými a plastickými.

Pevnost (neboli mez pevnosti) - mezní zatížení, které pokud je překročeno způsobí destrukci materiálu.

Tuhost - schopnost odolávat deformacím. (U lineárních elastických materiálů reprezentována konstantou – modulem)

Tvrdoost materiálu - odolnost proti vrypu.

Basic mechanical properties

Terms - definitions :

Elasticity (springiness) – the ability of material to return to its original state after load disappears.

Plasticity (deformability) - the ability of material to stay in a deformed state after load disappears.

Yield strength (yield point) –level of stress at the boundary between elastic and plastic deformations

Rupture point - level of stress causing material destruction

Stiffness – the ability of material to withstand deformation. (In linear elastic material represented by a modulus constant)

Hardness - resistance of material to localized plastic deformation

Vlastnosti tkání – základní pojmy:

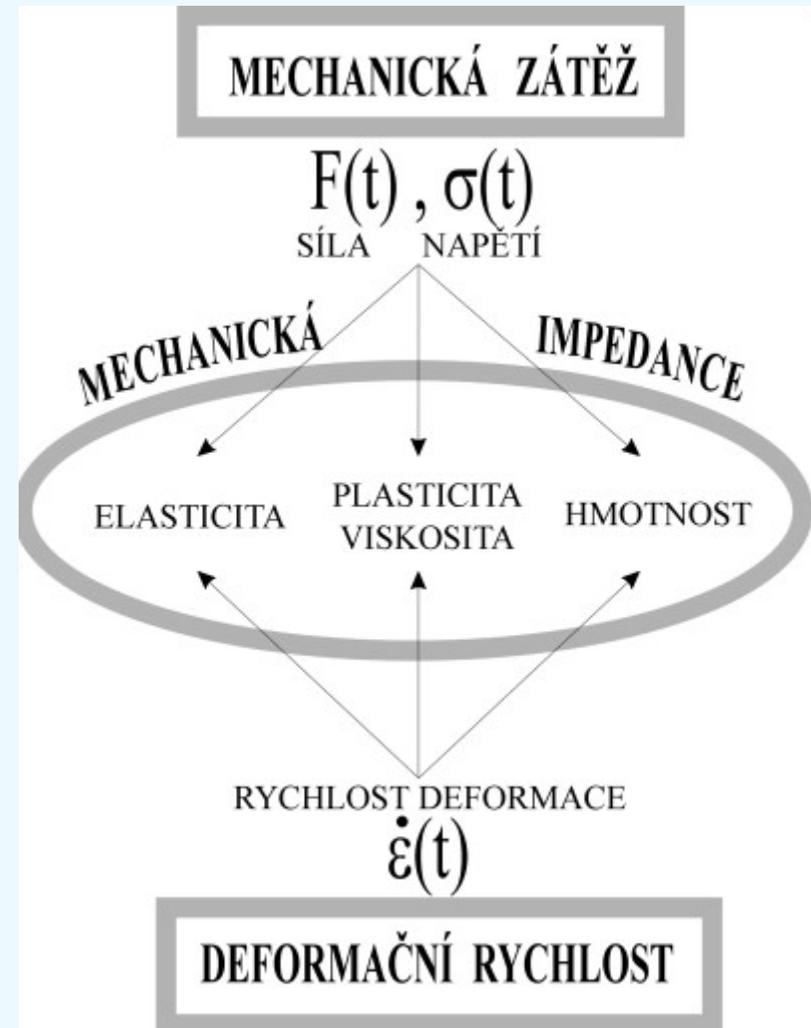
Hmotnost, elasticita –
akumulují energii

Plasticita a viskozita – disipují
energii, tlumí pohyb (viz dále)

**Tyto vlastnosti charakterizují
odolnost tkání proti
silovému/napět'ovému
působení (mechanické zátěži).**

**Celkově tuto odolnost
vyjadřuje tzv.**

**Mechanická impedance
($Z = \text{síla} / \text{rychlost}$)**



Properties of tissues - basic concepts:

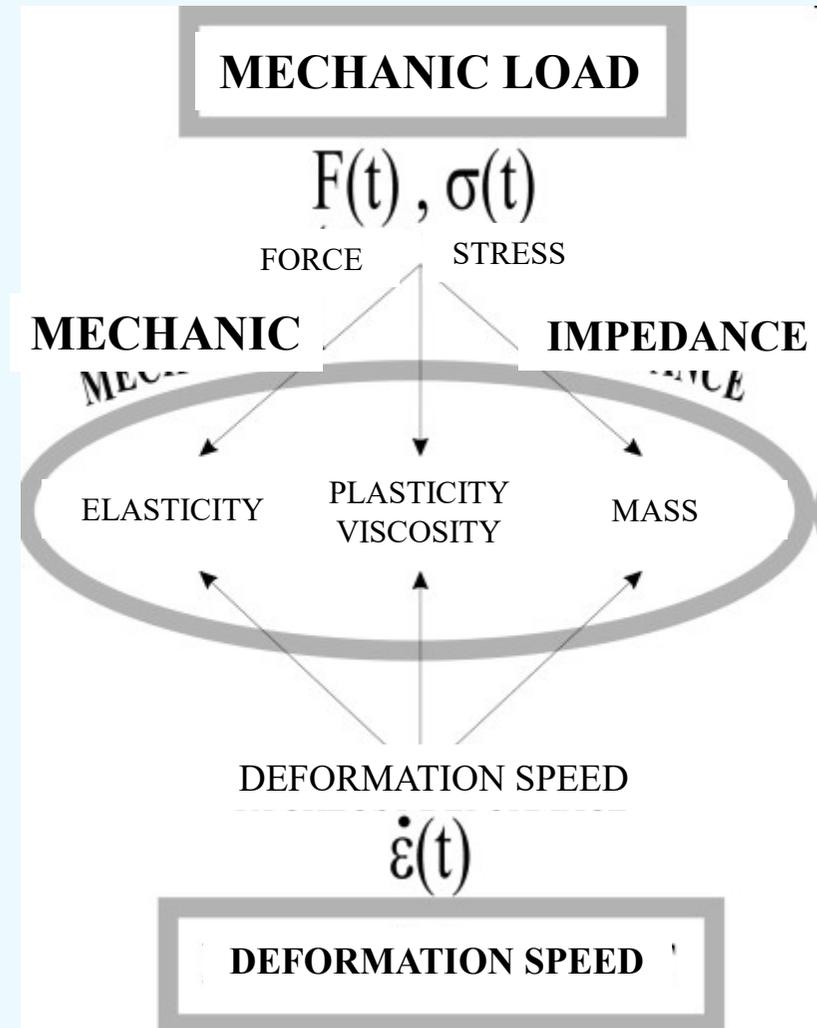
Mass, elasticity - accumulate energy

Plasticity and viscosity - dissipate energy, reduce movement (see further)

These features characterize the resistance of tissues to the applied force and stress (mechanical stress).

Overall, this resistance is expressed as:

**Mechanical impedance
($Z = \text{force} / \text{speed}$)**



Velikost zátěže a deformace materiálu:

Napětí (stress) σ - hodnota síly F působící na jednotku plochy S :

$$\sigma = F / S \quad [\text{Pa}]$$

Deformace materiálu (strain):

a) Lineární

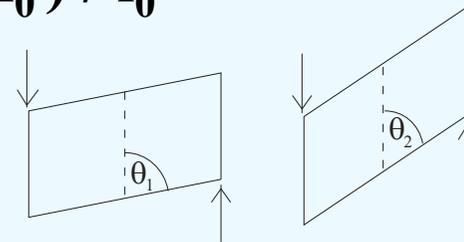
- absolutní prodloužení (elongation): $l - l_0$ [m]

- relativní prodloužení (strain): $\varepsilon = (l - l_0) / l_0$

b) Smyková – změna velikosti úhlu

- tzv. smykové přetvoření (shear strain)

$$\gamma = \Theta_2 - \Theta_1$$



$$\theta_1 > \theta_2$$

Běžně je pro výpočty deformací používán

tenzorový počet (mechanika kontinua).

Zde budou probrány pouze základní principy.

Zejména lineární (normálová) deformace.

Load Size and Material Deformation:

Stress σ - force F acting on the unit area S :

$$\sigma = F / S \text{ [Pa]}$$

Material deformation (strain):

a) Linear

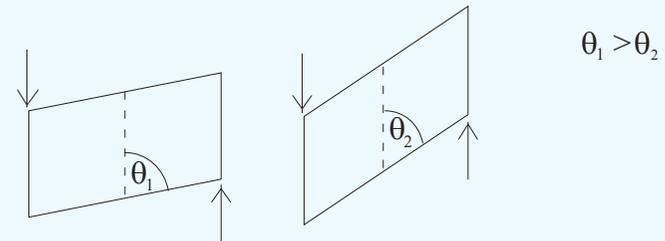
- Absolute extension (elongation): $l - l_0$ [m]

- Relative elongation (strain) $\epsilon = (l - l_0) / l_0$

b) Shear – angle change

- Called shear deformation (shear strain)

$$\gamma = \theta_2 - \theta_1$$



Used for calculation of deformation tensor (continuum mechanics).

Here only basic principles will be discussed, especially linear (normal) strain.

Modul pružnosti (E):

Thomas Young, 1773-1829

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

kde σ – velikost normálového napětí (síla působí kolmo na příčný průřez), ε – relativní prodloužení

Jednotka: MPa

Charakterizuje tuhost – schopnost odolávat deformacím

Materiál	Průměrná hodnota [MPa]
Kompaktní kost (mezi 50. a 60. rokem života) - Femur - Tibie	17 000 20 000
Kompaktní kost Femur	15 700 (12 700 – 19 400)
Ligamentum patellae	400
Elastin	0.6
Ocel	170 000
Sklo	70 000
Dubové dřevo	10 000
Vulkanizovaná guma	1.4

Tab.3 Janura (2007):
Hodnota Youngova
modulu pružnosti v
tahu (podle Watkins,
1999)

Young's modulus (E):

Thomas Young, 1773-1829

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

σ – normal stress (force acting perpendicularly on a crosssectional area), ε – strain

Unit: MPa

Characterizes *stiffness* – ability to withstand deformation

Material	Average value [MPa]
Compact bone (age 50-60) - Femur - Tibia	17 000 20 000
Compact bone Femur	15 700 (12 700 – 19 400)
Ligamentum patellae	400
Elastin	0.6
Steel (Ocel)	170 000
Glass	70 000
Oak Tree Wood (Dubové dřevo)	10 000
Vulcanized Rubber (Vulkanizovaná guma)	1.4

Young's
moduli for
tension load
(after Watkins,
1999)

Janura (2007)

Příklad:

Uvažujme, že máme gumový materiál s Youngovým modulem pružnosti 1 MPa. Jak velká plocha průřezu je třeba pro prodloužení vulkanizované gumy o 10 % při zatížení závažím o hmotnosti 1 kg?

Řešení:

Výchozí rovnice: 1) Hookeův zákon $\sigma = \varepsilon E$ [Pa], 2) definice napětí: $\sigma = \frac{F}{S}$ [Pa]

Rovnice řešení: $S = \frac{F}{\sigma} \rightarrow S = \frac{m g}{E \varepsilon}$

Dosazení hodnot: $m=1$ kg, $g=10$ ms², $E=1$ MPa, $\varepsilon=0.1$

$$S = \frac{1 \cdot 10}{10^6 \cdot 10^{-1}} = \frac{1}{10^4} = 10^{-4} \text{ m}^2 = 10^{-4} \cdot (10^2)^2 \text{ cm}^2 = 1 \text{ cm}^2$$

Jaký by byl poloměr průřezu r , kdyby byl kruhový?

$$S = \pi r^2$$
$$r = \sqrt{\frac{S}{\pi}} = \sqrt{\frac{1}{\pi}} = 0.564 \text{ cm}$$

Example:

Consider a rubber material with a Young's modulus of elasticity E of 1 MPa. What cross-sectional area S is needed to elongate vulcanized rubber by 10% under a load from a weight of mass $m = 1$ kg?

Solution:

Starting equations: 1) Hooke's law $\sigma = \varepsilon E$ [Pa], 2) definition of stress: $\sigma = \frac{F}{S}$ [Pa]

$$\text{Solution equation: } S = \frac{F}{\sigma} \rightarrow S = \frac{m g}{E \varepsilon}$$

Values: $m=1$ kg, $g=10$ ms², $E=1$ MPa, $\varepsilon=0.1$

$$S = \frac{1 \cdot 10}{10^6 \cdot 10^{-1}} = \frac{1}{10^4} = 10^{-4} \text{ m}^2 = 10^{-4} * (10^2)^2 \text{ cm}^2 = 1 \text{ cm}^2$$

What would the radius r be if the cross-section were circular?

$$S = \pi r^2$$
$$r = \sqrt{\frac{S}{\pi}} = \sqrt{\frac{1}{\pi}} = 0.564 \text{ cm}$$

Příklad:

Uvažujme, že gumička má průřez $S = 1 \text{ mm}^2$ a Youngův modul pružnosti $E = 1.4 \text{ MPa}$. Jak těžké závaží m je třeba, aby se gumička protáhla o 10 %?

Řešení:

Výchozí rovnice:

1) **Hookeův zákon:** $\sigma = \varepsilon E \text{ [Pa]}$, kde σ je napětí, ε relativní prodloužení

2) **definice napětí:** $\sigma = \frac{F}{S} = \frac{m g}{S} \text{ [Pa]}$, kde F je tíhová síla, g gravitační zrychlení

$$\text{Rovnice řešení: } m = \frac{\sigma S}{g} = \frac{\varepsilon E S}{g}$$

Dosazení hodnot: $\varepsilon = 10\% = 0.1 = 10^{-1}$, $E = 1.4 \text{ MPa} = 1.4 \cdot 10^6 \text{ Pa}$,
 $S = 1 \text{ mm}^2 = 10^{-6} \text{ m}^2$, $g = 10 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$

$$m = \frac{10^{-1} \cdot 1.4 \cdot 10^6 \cdot 10^{-6}}{10} = 1.4 \cdot 10^{-2} \text{ kg}$$

Elasticity example:

Consider a rubber band with a cross-sectional area S of 1 mm^2 and a Young's modulus of elasticity $E = 1.4 \text{ MPa}$. How heavy mass m is required to stretch the rubber band by 10%?

Solution:

Starting equations: 1) **Hooke's law** $\sigma = \varepsilon E$ [Pa], where σ is normal stress, ε is strain

2) **Stress definition:** $\sigma = \frac{F}{S} = \frac{m g}{S}$ [Pa], where F is gravitational force,
 g is gravitational acceleration

$$\text{Final equation: } m = \frac{\sigma S}{g} = \frac{\varepsilon E S}{g}$$

Numerical values: $\varepsilon = 10\% = 0.1 = 10^{-1}$, $E = 1.4 \text{ MPa} = 1.4 \cdot 10^6 \text{ Pa}$,
 $S = 1 \text{ mm}^2 = 10^{-6} \text{ m}^2$, $g = 10 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$

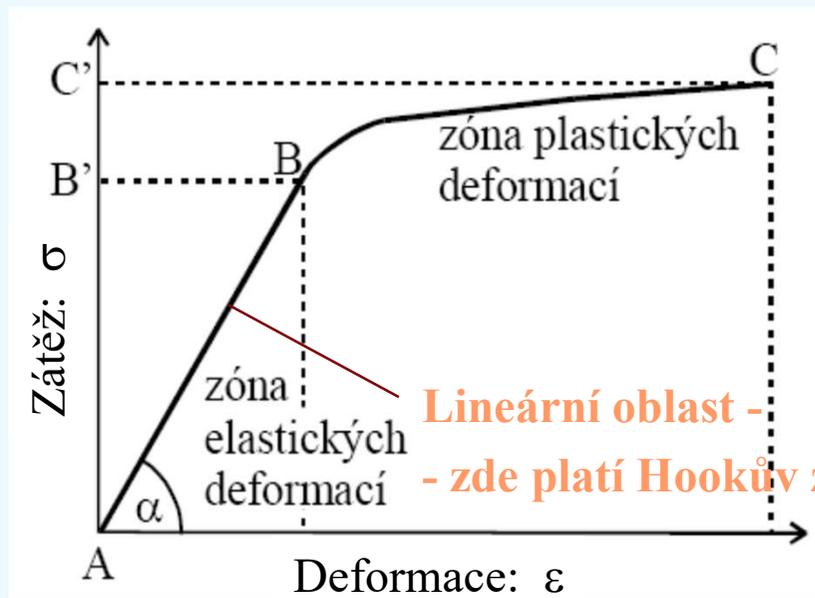
$$m = \frac{10^{-1} \cdot 1.4 \cdot 10^6 \cdot 10^{-6}}{10} = 1.4 \cdot 10^{-2} \text{ kg}$$

Hookeův zákon:

Prodloužení je přímo úměrné napětí

$$\sigma = E\varepsilon \quad \varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

kde σ – velikost normálového napětí (jednotka: MPa), E – Youngův modul pružnosti (jednotka Mpa), ε – relativní prodloužení (bezrozměrné)



Hookeův zákon **platí** pro tzv. **elastické deformace** (viz obr. 29, Janura).

Neplatí pro **plastické deformace** (viz dále).

$$E = \operatorname{tg} \alpha$$

(Youngův modul pružnosti)

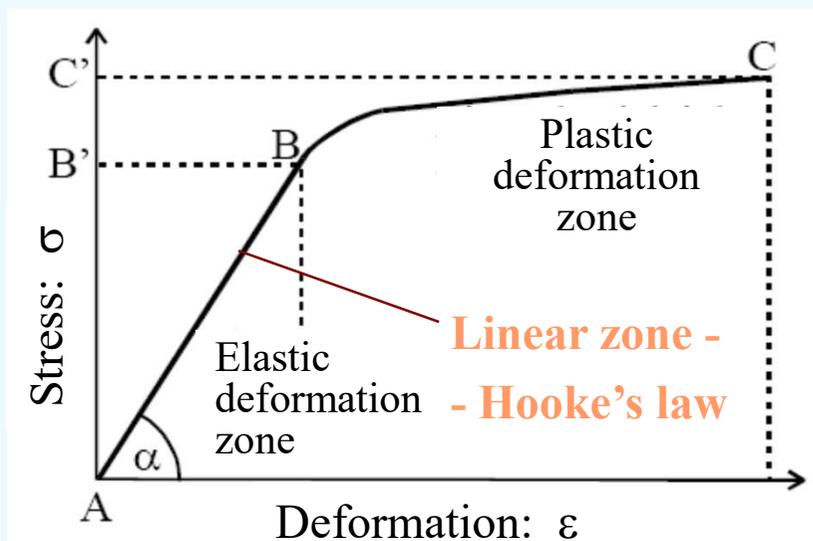
Obr. 29 Vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti Janura (2007)

Hooke's law:

Elongation is directly proportional to normal stress

$$\sigma = E\varepsilon \quad \varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

σ – normal stress (in MPa), E – Young's elasticity modulus (in MPa),
 ε – relative elongation - strain (unitless)



Hooke's law applies to so-called elastic deformation (see Fig. 29, Janura).

Does not apply to plastic deformation (see below).

$$E = \text{tg } \alpha$$

(Young's modulus)

Fig: Stress-strain relationship in a bone (Janura 2007, obr.29)

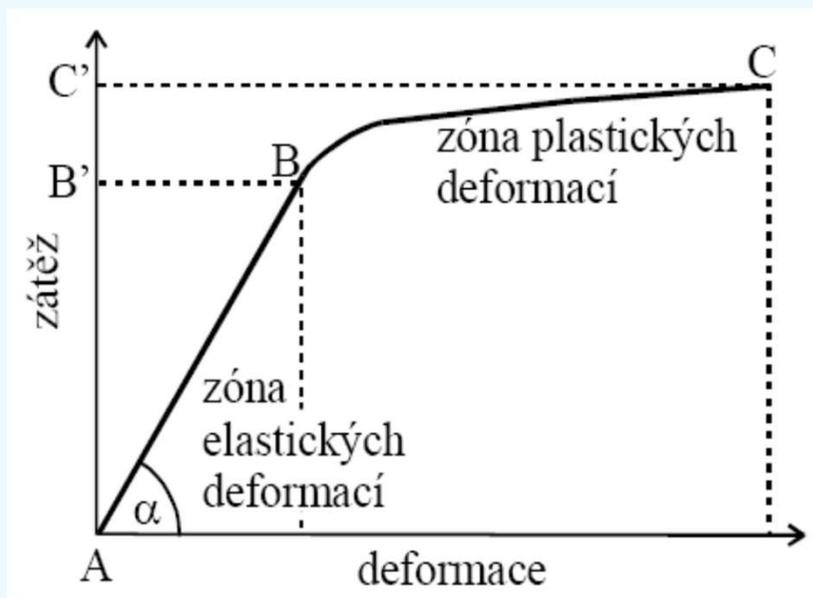
Elastická a plastická deformace:

Elastická deformace – návrat do původního stavu po odeznění vnější zátěže

Plastická deformace – zachování deformace po vymizení vnější zátěže

Mez kluzu, mez pružnosti, mez trvalé deformace - napětí na přechodu mezi elastickou a plastickou deformací

Mez pevnosti – napětí po jehož překročení dochází k destrukci (zlomení kosti)



B – přechod mezi elastickou a plastickou deformací
C – mezní bod, ve kterém dochází k poškození kosti
B' – mez kluzu
C' – mez pevnosti

Obr. 29 Vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti **Janura (2007)**

Elastic and plastic deformation:

Elastic deformation - object returns to its original state after recovering from external load

Plastic deformation – object preserving deformations after external load disappears

Yield strength, tensile strength - the stress at the transition between elastic and plastic deformation

Ultimate strength - stress beyond which destruction occurs (bone fracture)

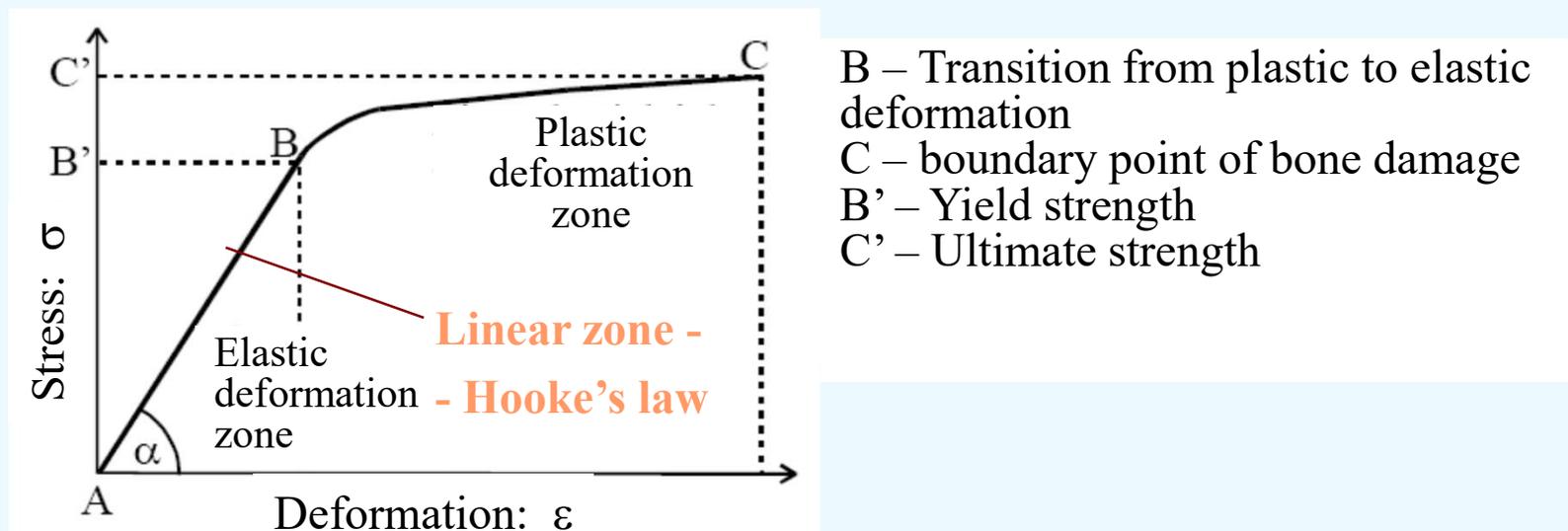


Fig: Stress-strain relationship in a bone (Janura 2007, obr.29)

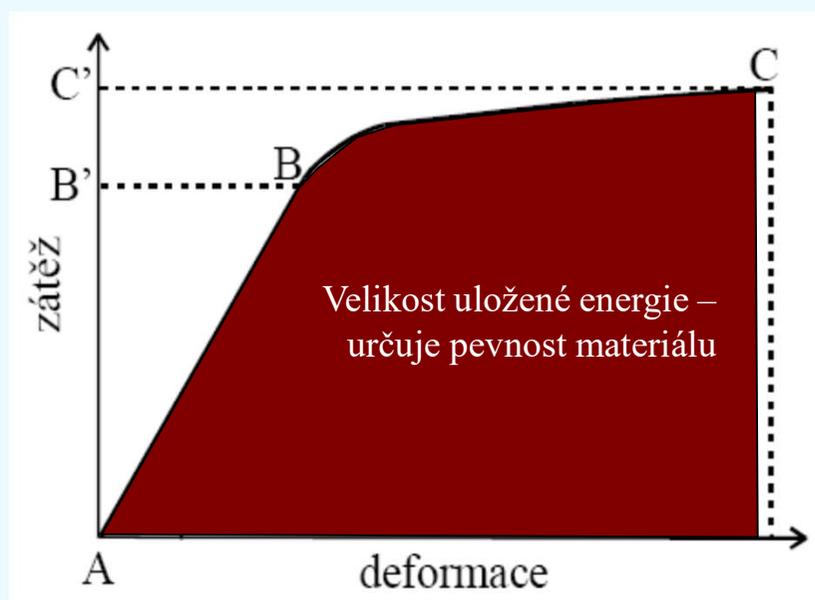
Elastická a plastická deformace:

Elastická deformace – návrat do původního stavu po odeznění vnější zátěže

Plastická deformace – zachování deformace po vymizení vnější zátěže

Mez kluzu, mez pružnosti, mez trvalé deformace - napětí na přechodu mezi elastickou a plastickou deformací

Mez pevnosti – napětí po jehož překročení dochází k destrukci (zlomení kosti)



B – přechod mezi elastickou a plastickou deformací

C – mezní bod, ve kterém dochází k poškození kosti

B' – mez kluzu

C' – mez pevnosti

Obr. 29 Vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti

Janura (2007)

Elastic and plastic deformation:

Elastic deformation - object returns to its original state after recovering from external load

Plastic deformation – object preserving deformations after external load disappears

Yield strength, tensile strength - the stress at the transition between elastic and plastic deformation

Ultimate strength - stress beyond which destruction occurs (bone fracture)

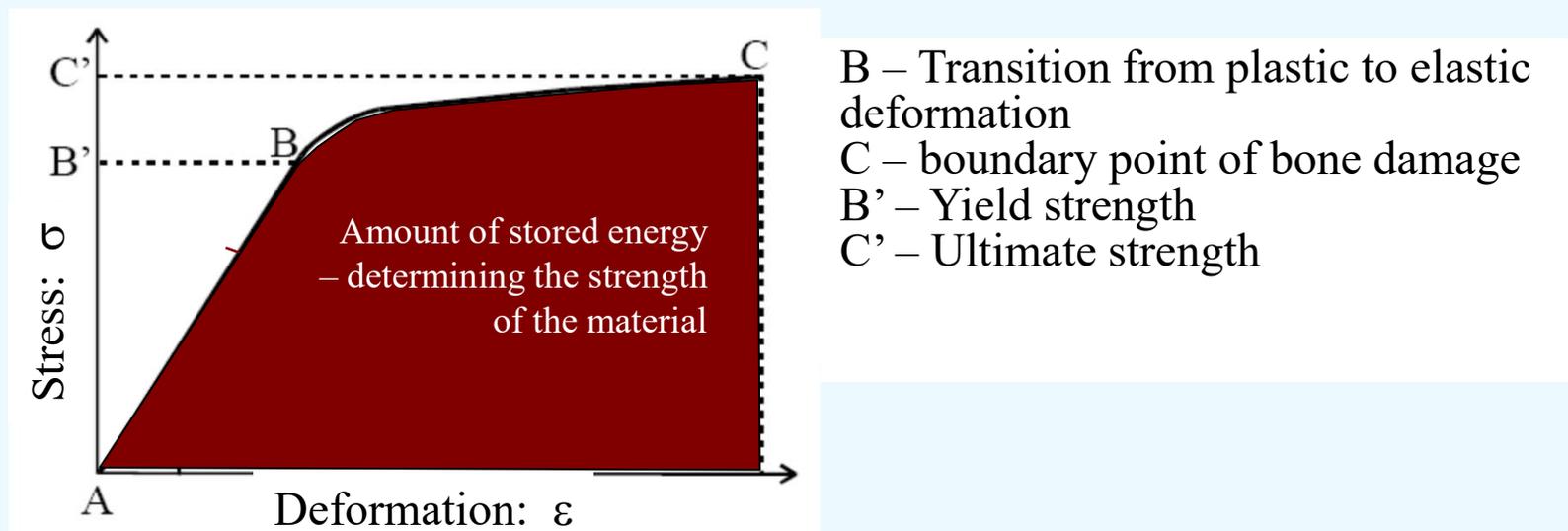


Fig: Stress-strain relationship in a bone (Janura 2007, obr.29)

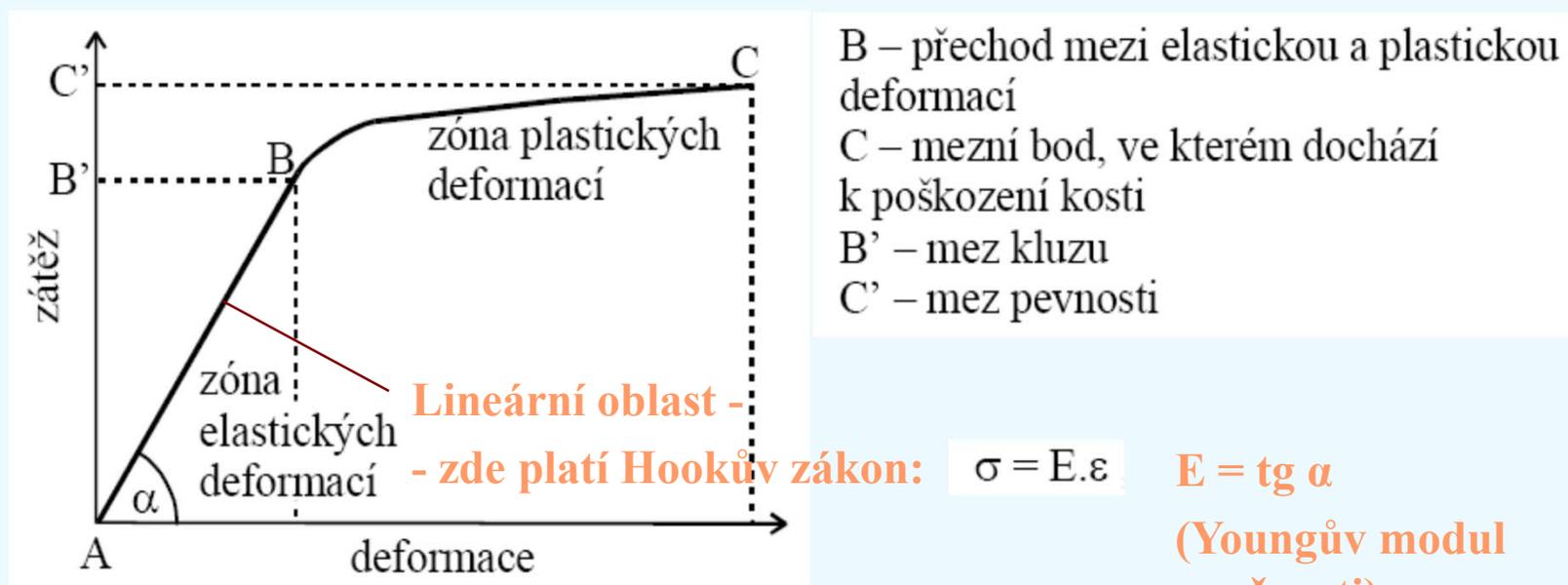
Elastická a plastická deformace:

Elastická deformace – návrat do původního stavu po odeznění vnější zátěže

Plastická deformace – zachování deformace po vymizení vnější zátěže

Mez kluzu, mez pružnosti, mez trvalé deformace - napětí na přechodu mezi elastickou a plastickou deformací

Mez pevnosti – napětí po jehož překročení dochází k destrukci (zlomení kosti)



Obr. 29 Vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti

Janura (2007)

Elastic and plastic deformation:

Elastic deformation - object returns to its original state after recovering from external load

Plastic deformation – object preserving deformations after external load disappears

Yield strength, tensile strength - the stress at the transition between elastic and plastic deformation

Ultimate strength - stress beyond which destruction occurs (bone fracture)

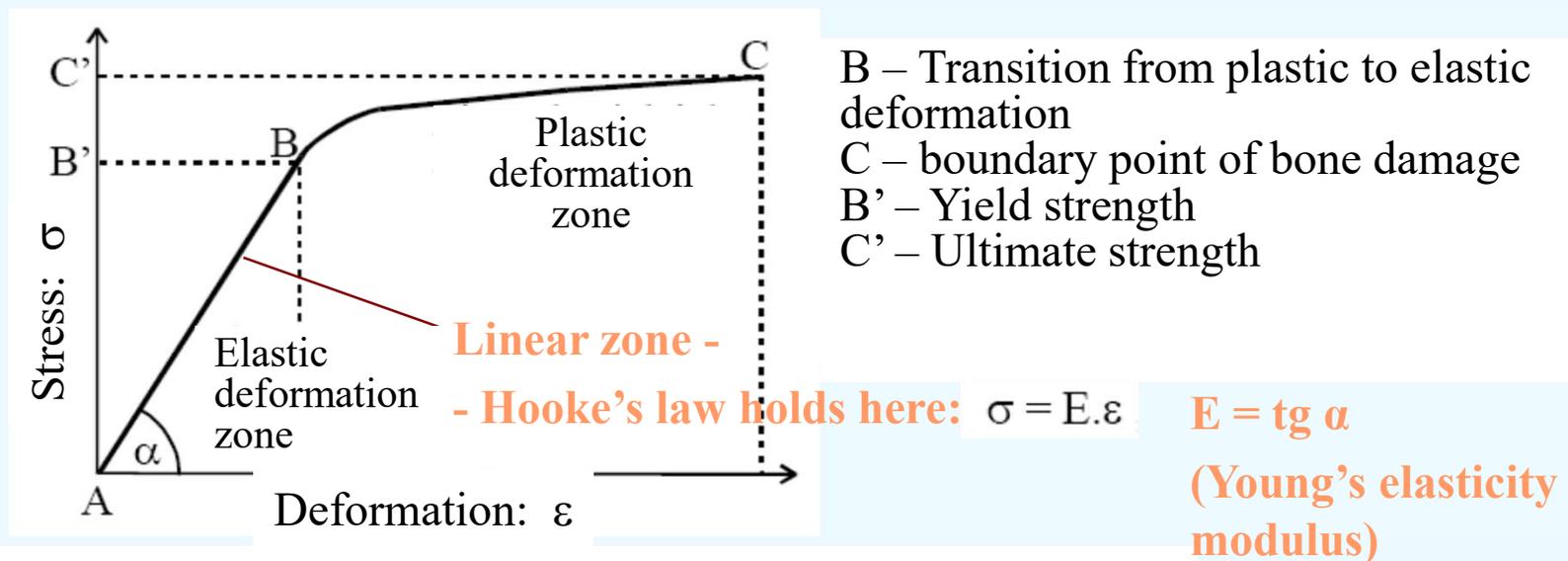


Fig: Stress-strain relationship in a bone (Janura 2007, obr.29)

Mez pevnosti a moduly pružnosti pro některé tkáně

Tab. 4 Napětí na mezi pevnosti a moduly pružnosti pro některé tkáně (Karas & Otáhal, 1972)
Janura (2007)

<i>Tkáň</i>	<i>Mez pevnosti [MPa]</i>	<i>Modul pružnosti [MPa]</i>
Diafýza femuru podélně	170 – 209 (tlak) 132 – 133 (tah)	17 550 – 35 300 (tlak) 16 840 (tah)
krut	133	–
Tibie	195 – 204 (tlak) 157 (tah)	28 010 – 30 600 (tlak) 23 830 (tah)
Fibula	125 (tlak)	–
Humerus	135 (tlak)	–
Radius	117 (tlak)	–
Ulna	126 (tlak)	–
Kloubní chrupavka	68 (tlak)	–
Achillova šlacha	35 – 56 (tah)	–
Šlachy, vazy	pásma 42 – 210 (u dospělých)	–

Aplikace pro určení bezpečnostních kritérií

Bezpečnostní faktor 2 – 5 (velikost sil u denních aktivit má být 2-5x menší než pevnost kosti)

Ultimate yield strength and elasticity moduli for some tissues

Material	Yield strength [MPa]	Young's modulus [MPa]
Femur diaphysis - longitudinal	170 -209 (compression) 132 – 133 (pull)	17 550 – 35 300 (compression) 16 840 (pull)
- torsion	133	--
Tibia	195 – 204 (compression) 157 (pull)	28 010 – 30 600 (compression) 23 830 (pull)
Fibula	125 (compression)	
Humerus	135 (compression)	
Radius	117 (compression)	
Ulna	126 (compression)	
Joint cartilage	68 (compression)	
Achilles' tendon	35 – 56 (pull)	
Tendons, ligaments	42 – 210 (in adults)	

Table: Tension at the boundary of the yield strength and the Young's moduli (Karas & Otahal 1972, cit. in Janura 2007)

Use for determining safety criteria:

Safety factor 2-5 (stress load in daily activities should be 2-5x smaller than the yield strength of the bones)

Mez pevnosti a moduly pružnosti pro některé tkáně

Tab. 4 Napětí na mezi pevnosti a moduly pružnosti pro některé tkáně (Karas & Otáhal, 1972)
Janura (2007)

<i>Tkáň</i>	<i>Mez pevnosti [MPa]</i>	<i>Modul pružnosti [MPa]</i>
Diafýza femuru podélně	170 – 209 (tlak) 132 – 133 (tah)	17 550 – 35 300 (tlak) 16 840 (tah)
krut	133	–
Tibie	195 – 204 (tlak) 157 (tah)	28 010 – 30 600 (tlak) 23 830 (tah)
Fibula	125 (tlak)	–
Humerus	135 (tlak)	–
Radius	117 (tlak)	–
Ulna	126 (tlak)	–
Kloubní chrupavka	68 (tlak)	–
Achillova šlacha	35 – 56 (tah)	–
Šlachy, vazy	pásmo 42 – 210 (u dospělých)	–

OTÁZKA: CO TO ZNAMENÁ V PRAXI, KDYŽ JE MODUL PRUŽNOSTI 100x VĚTŠÍ NEŽ MEZ PEVNOSTI? JE TO MOŽNÉ ?

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Ultimate yield strength and elasticity moduli for some tissues

Material	Yield strength [MPa]	Young's modulus [MPa]
Femur diaphysis - longitudinal	170 -209 (compression) 132 – 133 (pull)	17 550 – 35 300 (compression) 16 840 (pull)
- torsion	133	--
Tibia	195 – 204 (compression) 157 (pull)	28 010 – 30 600 (compression) 23 830 (pull)
Fibula	125 (compression)	
Humerus	135 (compression)	
Radius	117 (compression)	
Ulna	126 (compression)	
Joint cartilage	68 (compression)	
Achilles' tendon	35 – 56 (pull)	
Tendons, ligaments	42 – 210 (in adults)	

Table: Tension at the boundary of the yield strength and the Young's moduli (Karas & Otahal 1972, cit. in Janura 2007)

QUESTION: What does it mean in practice, when the elastic modulus is 100x GREATER THAN ultimate strength? How is it POSSIBLE ?

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Stavba kosti:

Nejtvrdší a nejtužší tkáň svalově-kosterního systému

Nehomogenní struktura

Organické i anorganické látky:

- Minerály – tvrdost a křehkost
- Kolagenní vlákna – odolnost v tahu
- Voda, tuk

Existují tři typy buněk, které přispívají k homeostáze kostí:

- 1) Osteoblasty: buňka tvořící kost,
- 2) Osteoklasty: resorbují nebo rozkládají kost
- 3) Osteocyty: zralé kostní buňky.

Rovnováha mezi osteoblasty a osteoklasty udržuje kostní tkáň.

Bone structure:

Hardest and stiffest tissue in musculoskeletal system

Non-homogenous structure

Organic and inorganic substances:

- Minerals – give hardness and brittleness
- Collagen fibers – give tensile strength
- Water, fat

There are three types of cells that contribute to bone homeostasis.

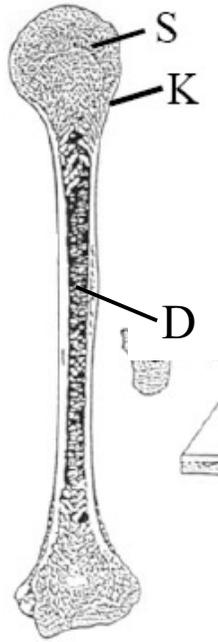
- 1) Osteoblasts: bone-forming cell
- 2) Osteoclasts: resorb or break down bone
- 3) Osteocytes: mature bone cells.

An equilibrium between osteoblasts and osteoclasts maintains bone tissue.

Stavba kosti:

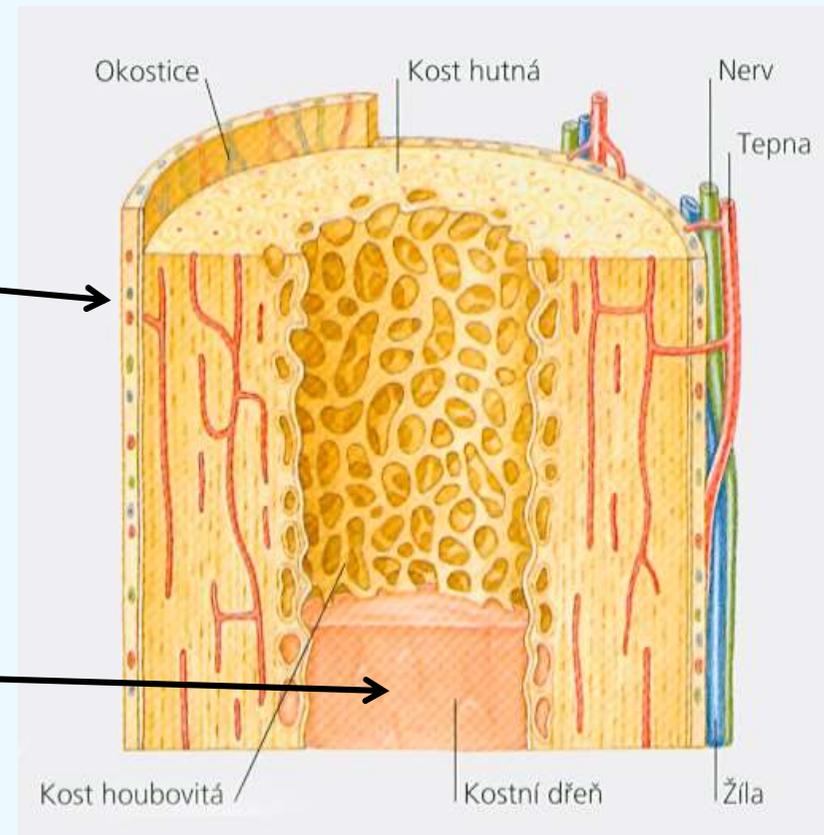
Dva typy tkáně v kosti: kompaktní (hutná, K) a houbovitá (spongiózní, S).

Liší se hustotou, čili tím, jak těsně je tkáň poskládána dohromady.



Na povrchu je kost pokryta pevnou vazivovou blánou, okosticí (lat. periost). Okostice zajišťuje cévní zásobení kosti, upínají se na ní svaly, umožňuje růst kostí do šířky a hojení zlomenin.

Uvnitř kostí je kostní dřeň (D), ve které probíhá krvetvorba.

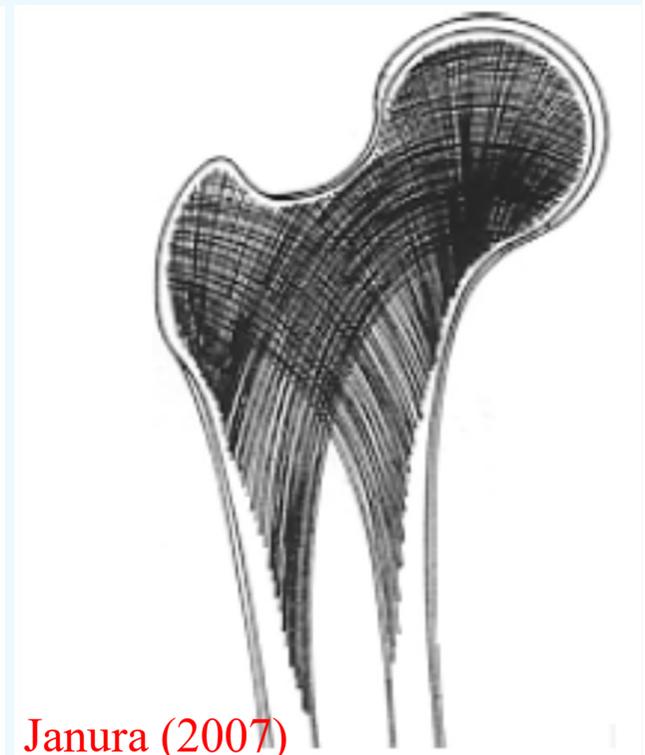
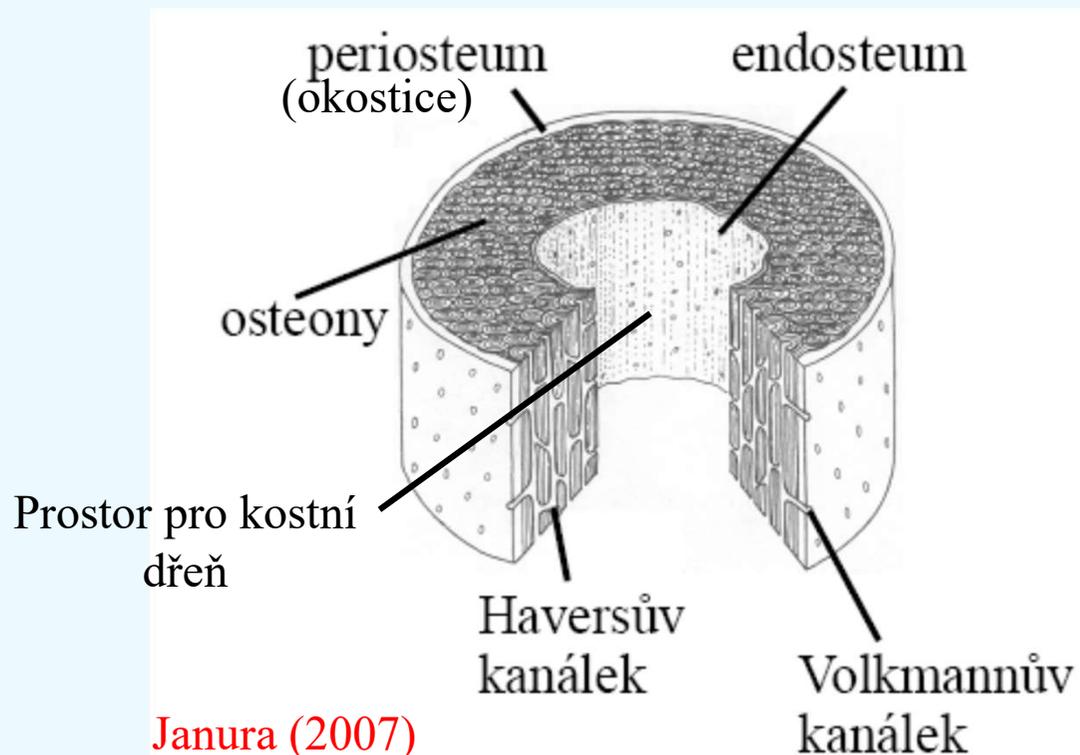


Stavba kosti:

Základní stavební jednotka – osteon neboli Haversův systém (průměr c. 200 μm)

Je to komplex koncentrických lamel kolem Haversova kanálku obsahujícího cévní zásobení a nervy. Základem osteonu jsou kolagenní vlákna. Osteony leží ve směru hlavních napětí kosti (nejlepší odolnost v těchto směrech, **neizotropie**)

Osteony bývají uloženy rovnoběžně, spirálovitě nebo obloukovitě.

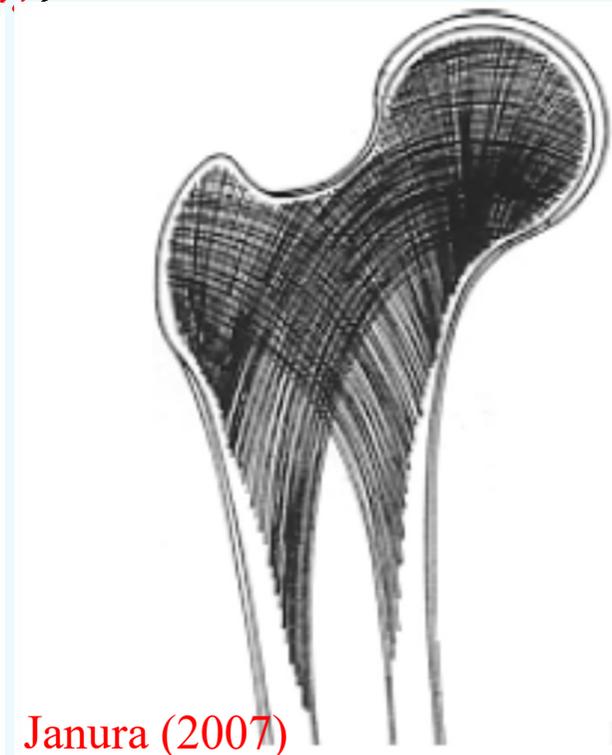
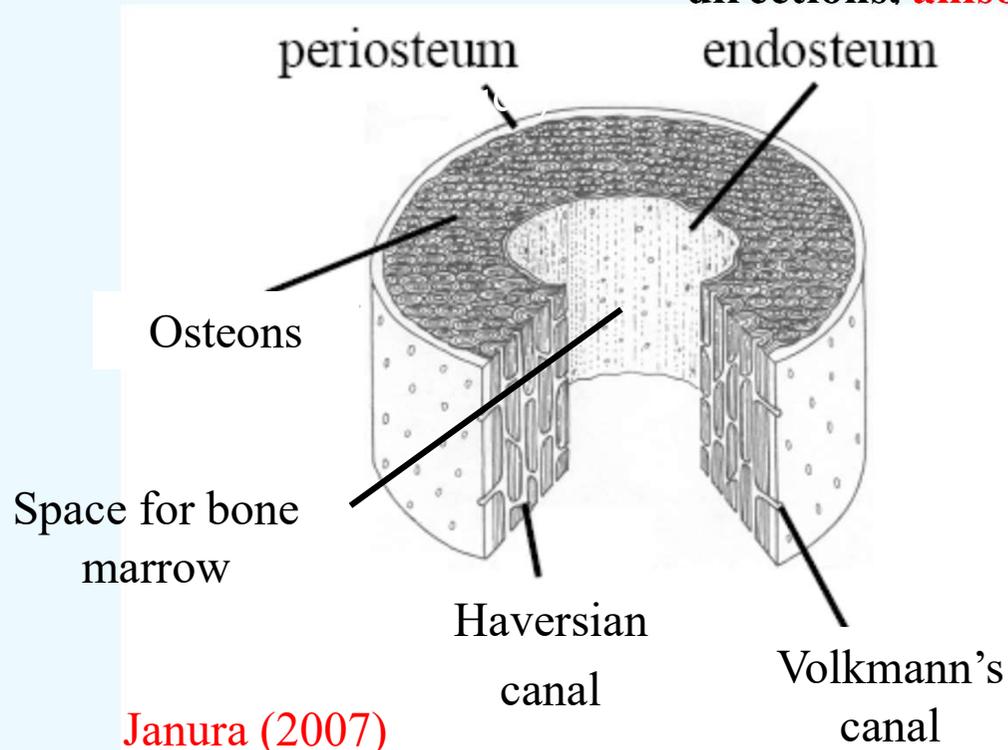


Bone Structure:

Basic structural unit - Osteon (diameter c. 200 μ m)

Osteons are oriented in parallel, spirally or arch-wise

Osteons are based on collagen fibers. These are centered around the Haversian canal containing blood supply and nerves. They lie in the direction of principal stress of the bone (best endurance in these directions, **anisotropy**)

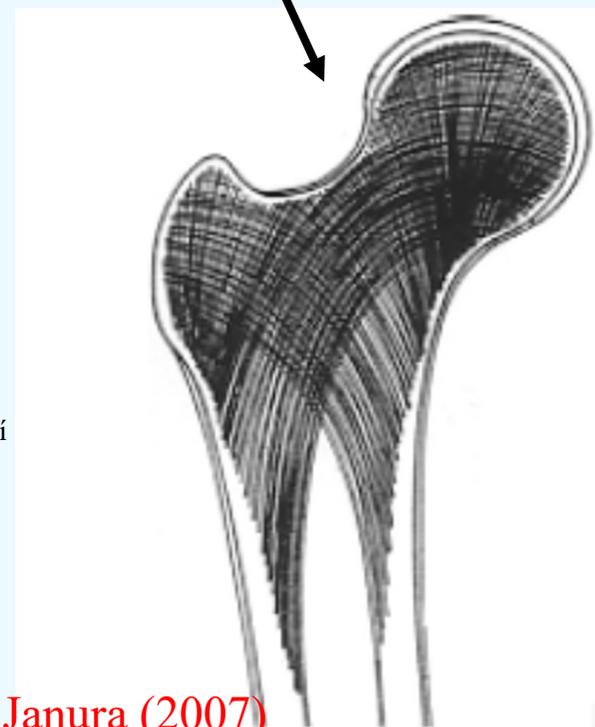
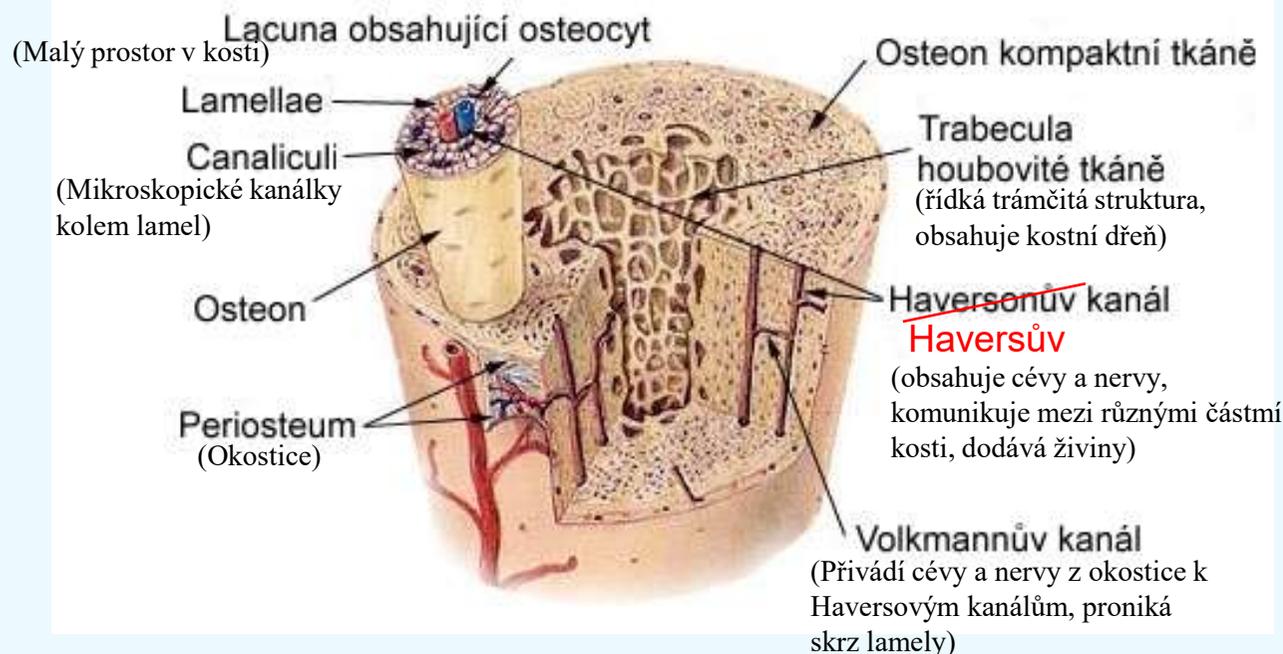


Stavba kosti:

Základní stavební jednotka: **Osteon** neboli **Haversův systém** (průměr c. 200 μm)

Má tvar dlouhého válce, tvořen 4-20 koncentrickými lamelami uspořádanými kolem Haversova kanálku obsahujícího cévní zásobení a nervy. Základem osteonu jsou kolagenní vlákna. Osteony leží ve směru hlavních napětí kosti (nejlepší odolnost v těchto směrech, **neizotropie** – viz dále)

Kompaktní a houbovitá kostní tkáň (lamelární kost)



Wikipedia.com

<https://cs.wikipedia.org/wiki/Osteon>

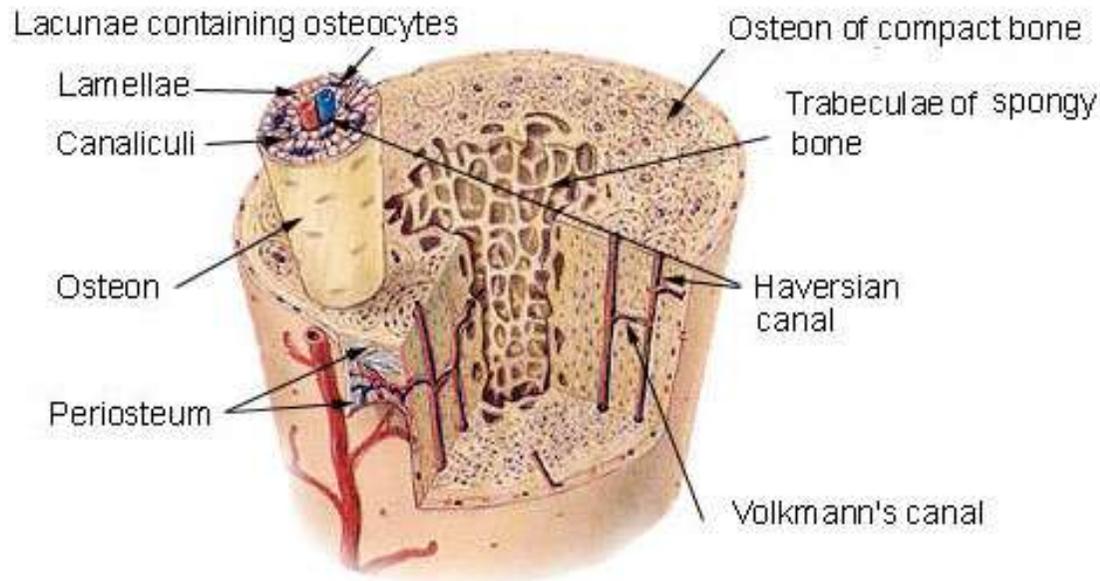
Janura (2007)

Bone Structure:

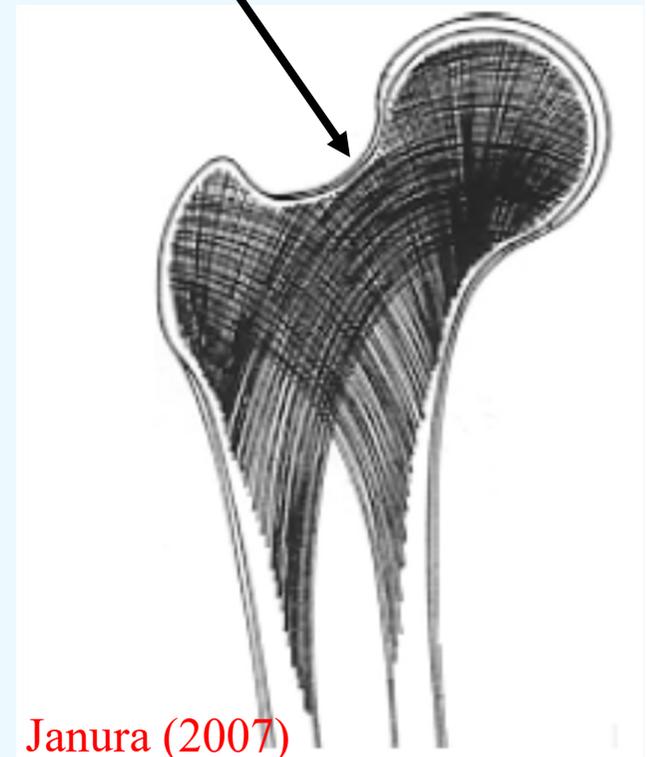
Basic structural unit - **Osteon** (diameter c. 200 μ m)

It has the shape of a long cylinder, formed by 4–20 concentric lamellae arranged around a Haversian canal containing blood vessels and nerves. The basic structural component of the osteon is collagen fibers. Osteons are oriented in the direction of the main stresses acting on the bone (providing the greatest resistance in these directions; **anisotropy** – see below).

Compact Bone & Spongy (Cancellous Bone)



Wikipedia.com



Janura (2007)

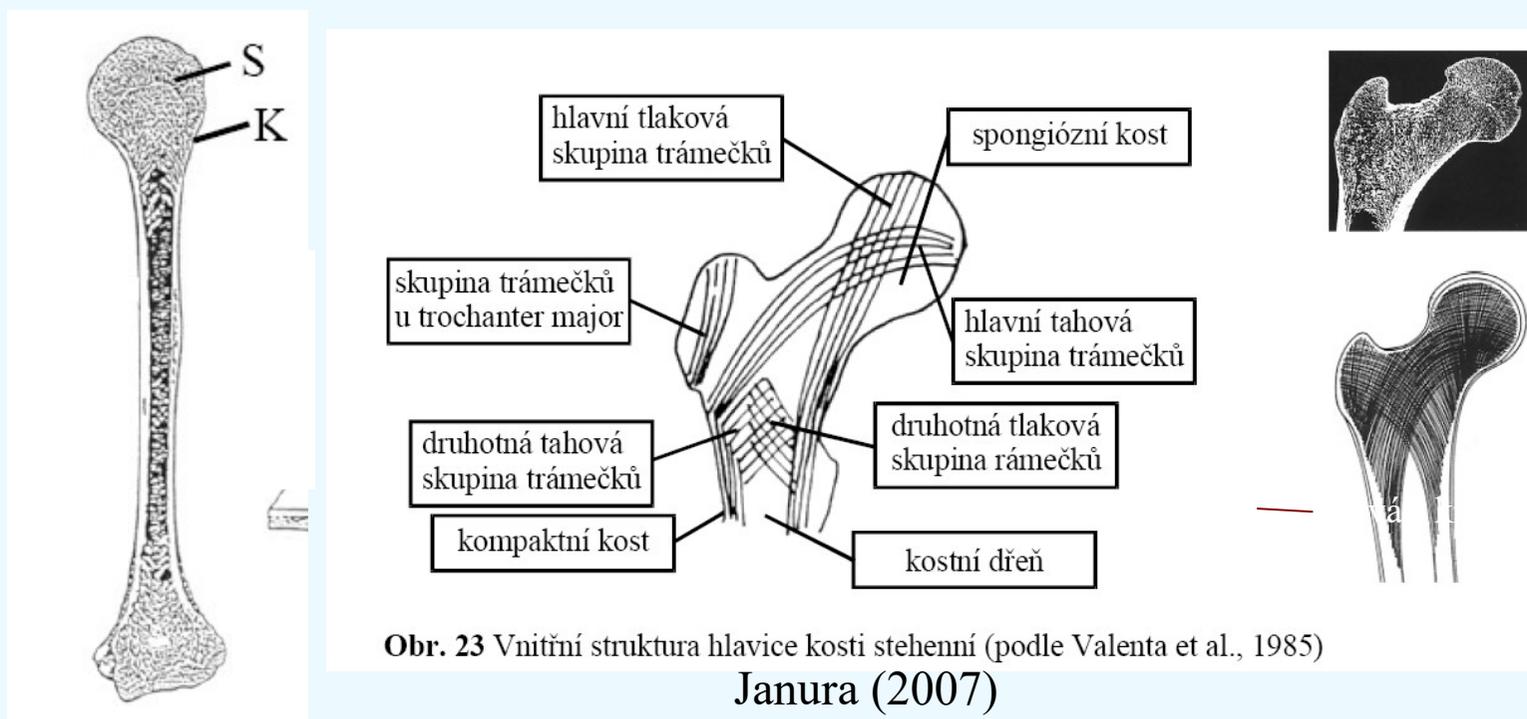
Stavba kosti:

Kosti se liší podle druhu (dlouhé, krátké, ploché, nepravidelné) a funkce.

Diference v různých částech jedné kosti – různý poměr zastoupení kompaktní (hutné, K) a houbovitě (spongiózní, S) kostní tkáně - **NEHOMOGENNÍ MATERIÁL!**

Spongiózní versus kompaktní kost: 1/3 hustoty, 1/10-1/20 tuhosti, 5x větší protažitelnost

Architektura kosti poměrně přesně informuje o velikosti a směru působících sil (tah, tlak) – **DŮSLEDEK ADAPTABILITY NA VNĚJŠÍ PODMÍNKY**



Obr. 23 Vnitřní struktura hlavičky kosti stehenní (podle Valenta et al., 1985)

Janura (2007)

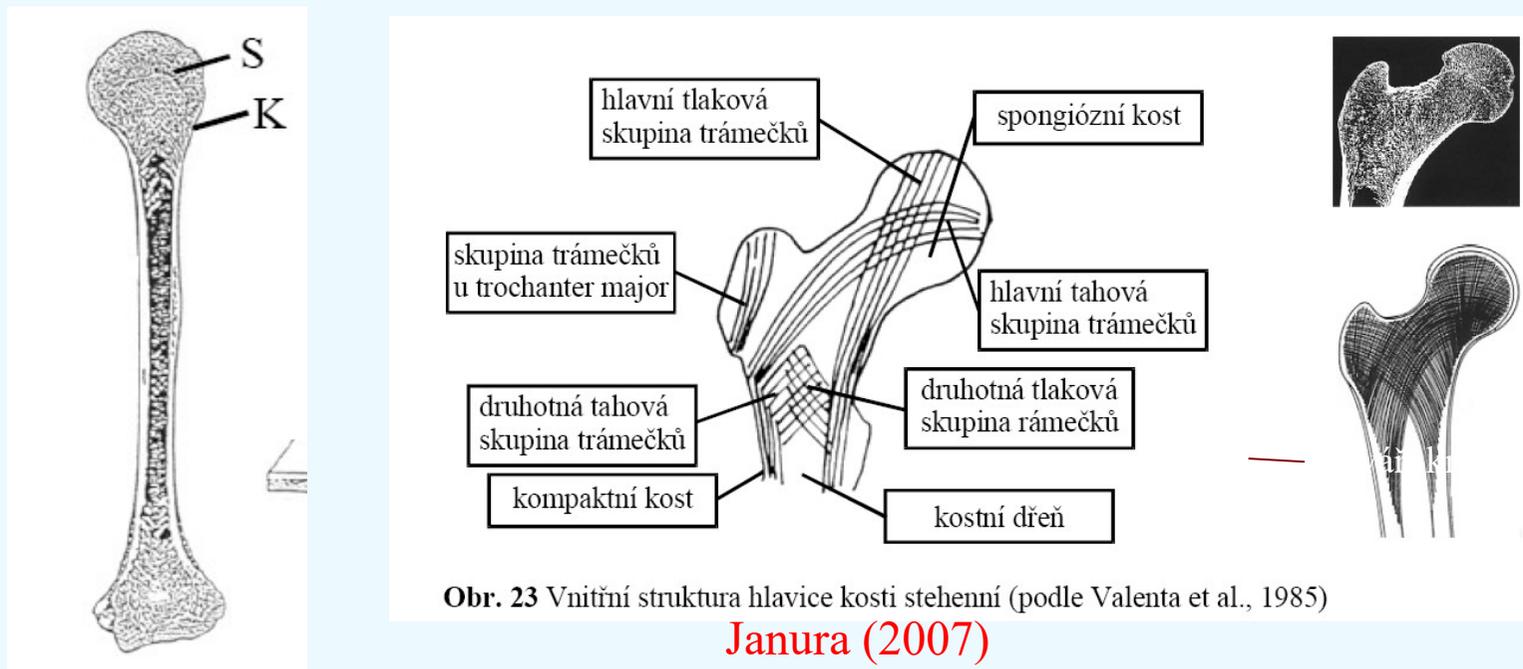
Bone Structure:

Bones vary according to their shape (long, short, flat, irregular), and functions.

Differences in different parts of a bone - different proportions of compact (dense, K) and spongy (cancellous, S) bone - - **NON-HOMOGENOUS MATERIAL!**

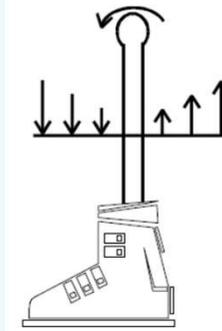
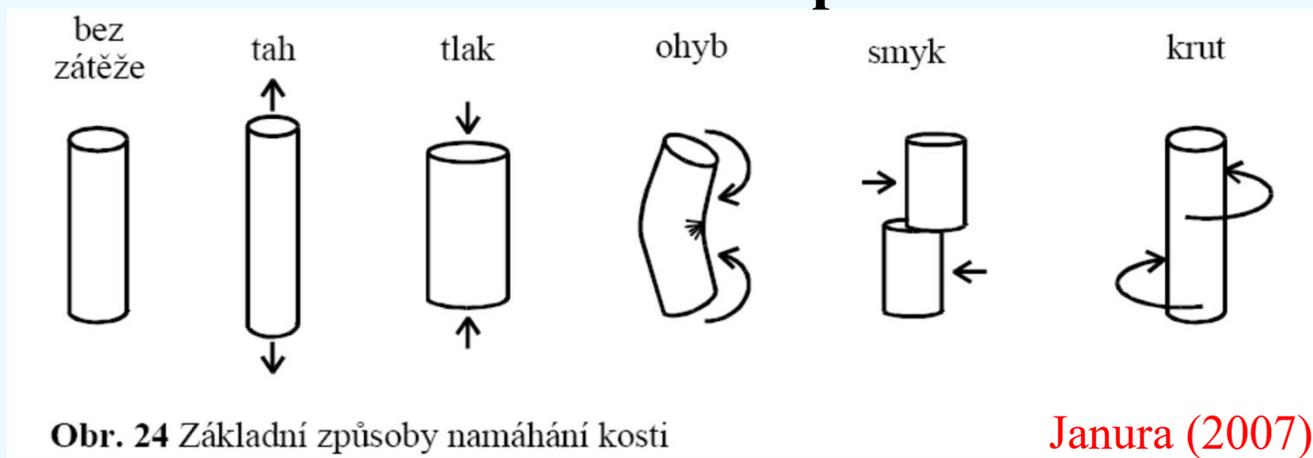
Spongy versus compact bone: 1/3 density, 1/10-1/20 stiffness, 5x greater extensibility

Inner architecture of bones reveals quite accurately on the magnitude and direction of forces (tension, compression) – **BONE ADAPTABILITY TO OUTER CONDITIONS**



Způsoby namáhání kosti:

5 základních způsobů:

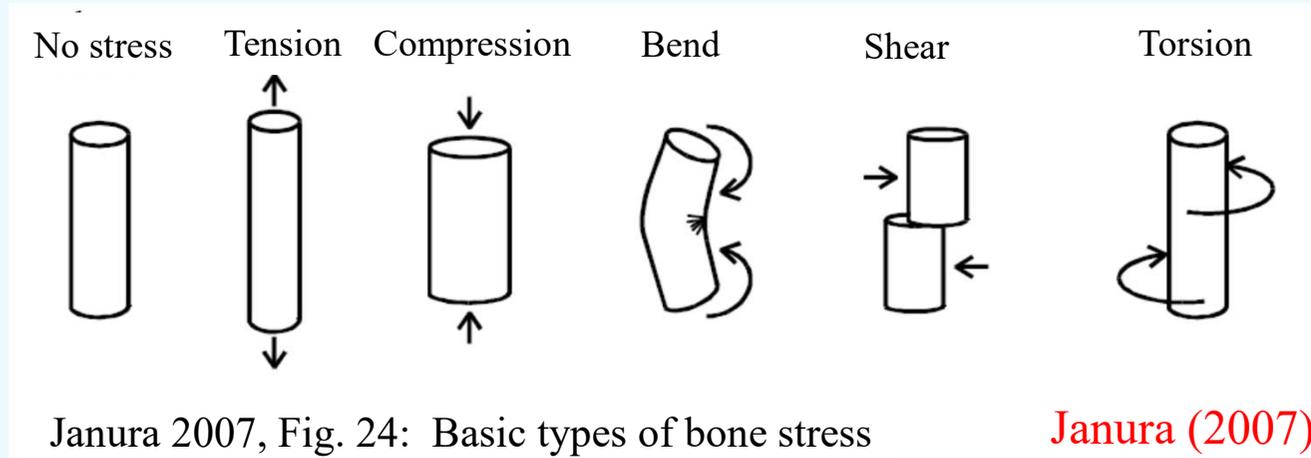


Namáhání kombinované – současné působení více typů zátěže

- a) **Tah** – prodloužení a zúžení kosti. Poranění nastává při extrémně silné svalové kontrakci
- b) **Tlak** – zkrácení a rozšíření kosti – poranění hlavně u starších lidí při pádu
- c) **Ohyb** – kombinace tah a tlaku působících na různých stranách kosti – poranění: tříbodový ohyb (zlomenina bérce o okraj lyž. boty), čtyřbodový ohyb (plochý náraz na širokou překážku, tříštivá zlomenina, poranění zpravidla v nejužším místě kosti)
- d) **Smyk** a , e) **Krut** – poranění viz obr. 24

Stress in bones:

5 basic types:

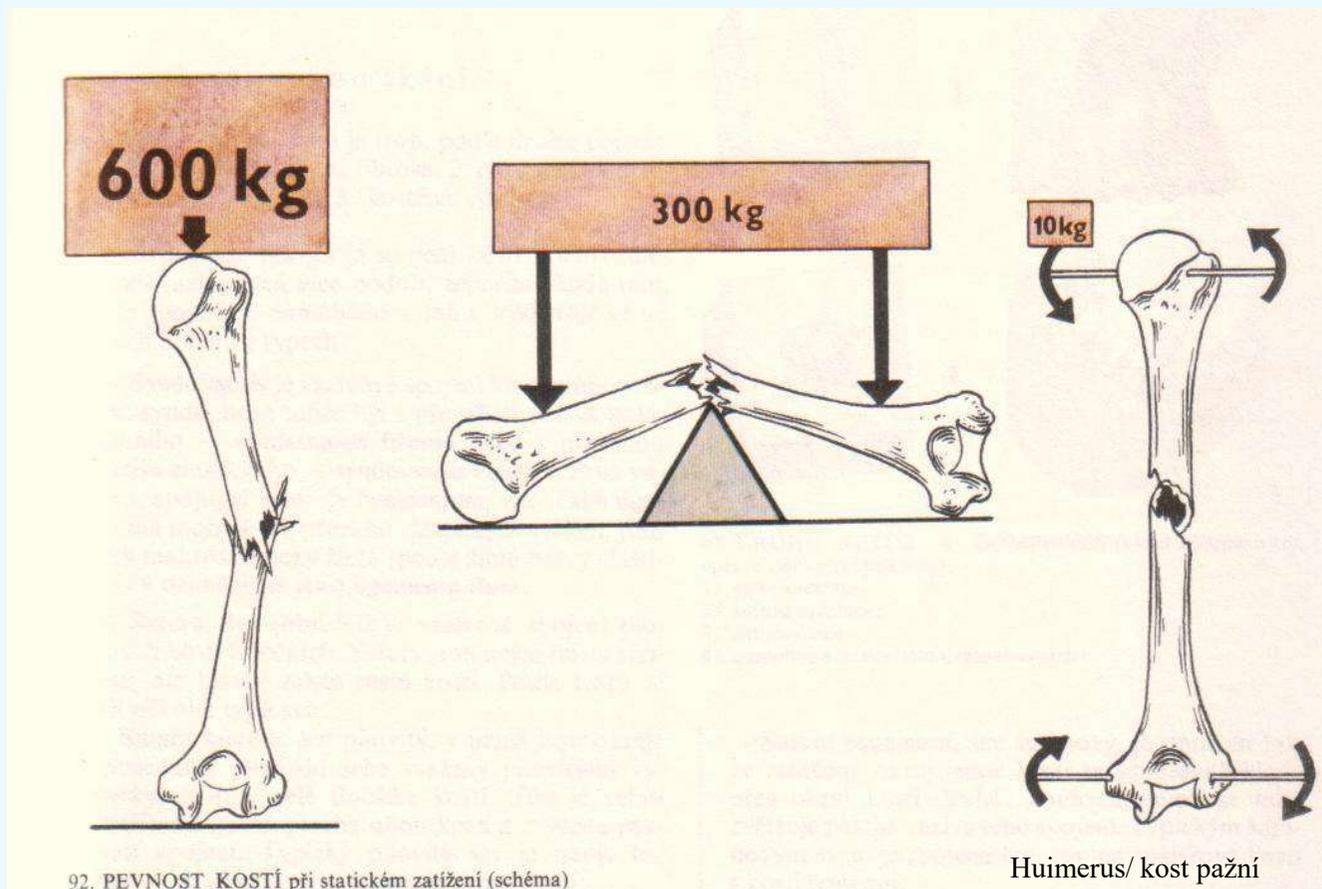


Combined stress - simultaneous application of several types of loads

- a) **Tension (pull)** – causes lengthening and narrowing of the bones. Pull injuries occur due to extremely strong muscle contraction
- b) **Compression** – causes shortening and widening of bones - injuries occur mostly in elderly people when they fall down
- c) **Bend** - a combination of tension and compression acting on different sides of the bones. Injuries: three-point bending (fracture of the tibia around the edge of the skiing boots), four-point bending (flat impact on a wide barrier, spread-comminuted fracture, injuries usually at the narrowest parts of bones)
- d) **Shear** and e) **torsion** – for injuries see **Fig. 24**

Pevnost kostí při různém statickém zatížení:

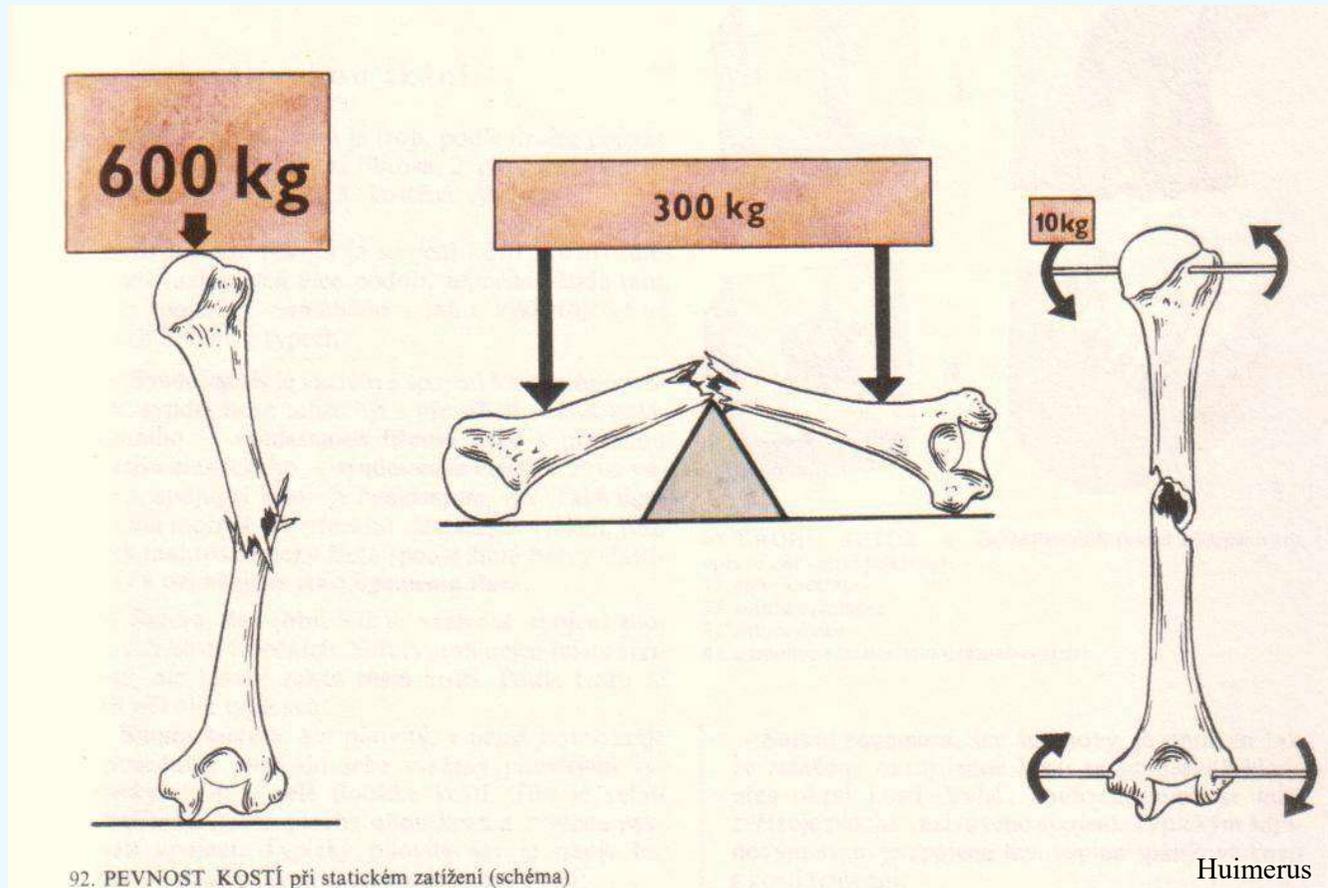
ANIZOTROPIE KOSTI



Radomír Čihák. *Anatomie*, Praha: Avicenum, 1988.

Bone strength under various static load:

BONE ANISOTROPY



Radomír Čihák. *Anatomie*, Praha: Avicenum, 1988.

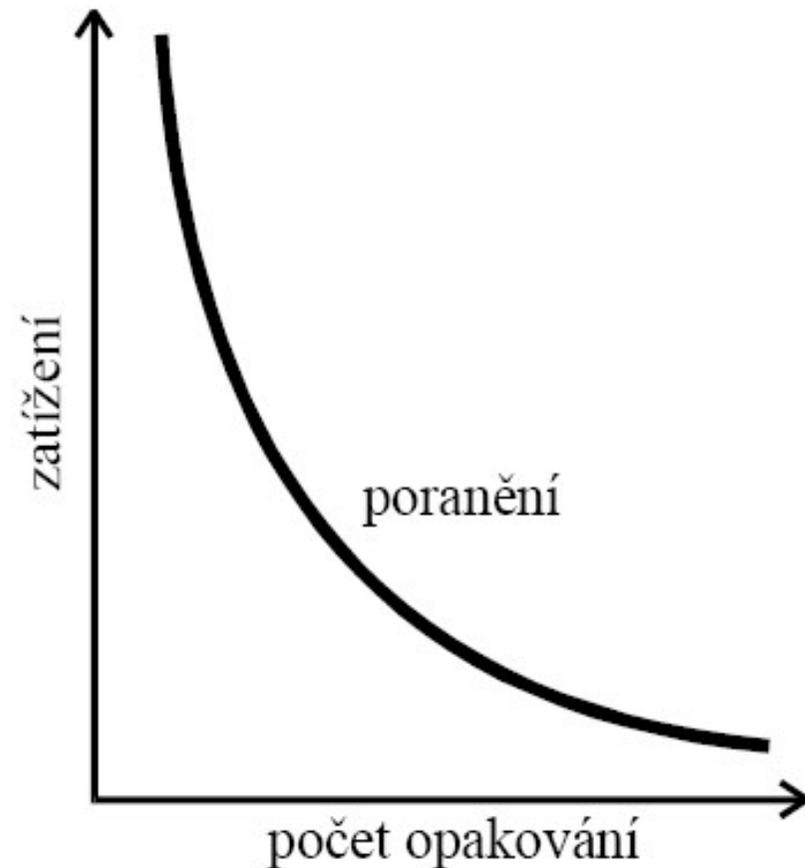
Únavové zlomeniny:

Způsobené opakovaným, často relativně malým zatížením

Čím větší počet opakování, tím menší zatížení může způsobit poškození kosti

Vznikají nevratné „mikrotrhliny“, které se množí a rozšiřují

Při odstranění zátěže má kost schopnost regenerace, kdy dochází k odstranění mikrotrhlin a návratu do původního stavu



Obr. 27 Vztah mezi počtem opakování a velikostí zátěže při vzniku poranění

Janura (2007)

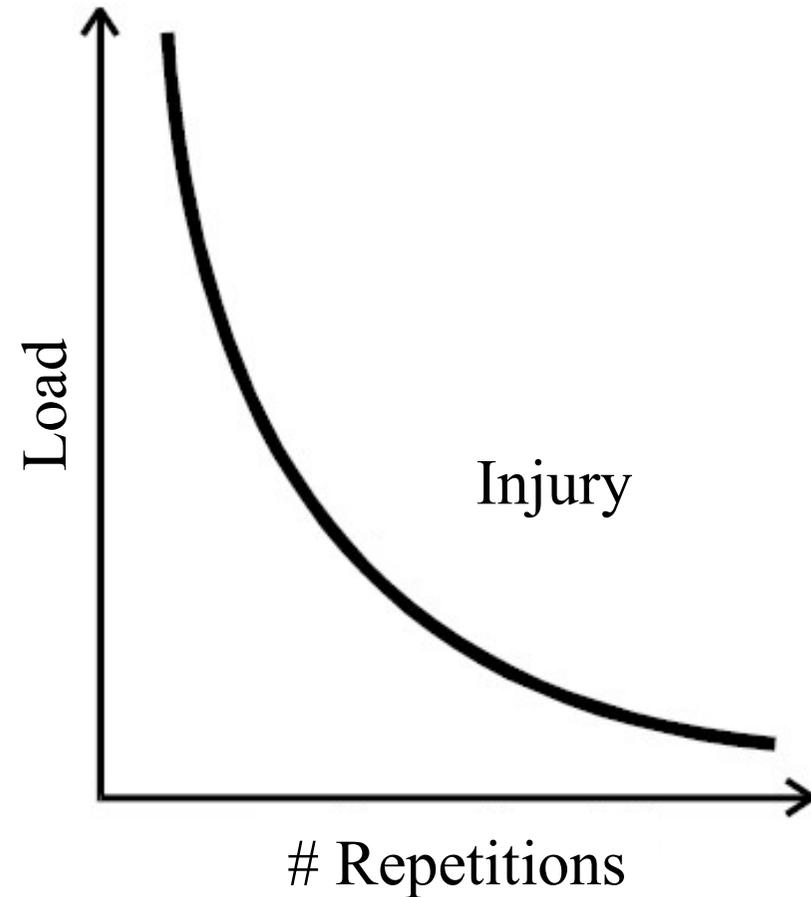
Fatigue fractures:

Caused by repeated, relatively low load

The greater the number of repetitions, the smaller load may cause damage to the bone

This creates irreversible "microcracks" which multiply and expand

When removing the load, the bone is able to regenerate and heal - elimination of microcracks and return to its original state



Obr. 27 Vztah mezi počtem opakování a velikostí zátěže při vzniku poranění

Janura (2007)

Únavové zlomeniny:

Způsobené opakovaným, často relativně malým zatížením

Čím větší počet opakování, tím menší zatížení může způsobit poškození kosti

Vznikají nevratné „mikrotrhliny“, které se množí a rozšiřují

Při odstranění zátěže má kost schopnost regenerace, kdy dochází k odstranění mikrotrhlin a návratu do původního stavu



Obr. 27

anění

<http://www.manlyweb.com/sports/injuries/track-and-field/track-injuries.htm>

joe-ks.com

Fatigue fractures:

Caused by repeated, relatively low load

The greater the number of repetitions, the smaller load may cause damage to the bone

This creates irreversible "microcracks" which multiply and expand

When removing the load, the bone is able to regenerate and heal - elimination of microcracks and return to its original state



Obr. 27

anění

<http://www.manlyweb.com/sports/injuries/track-and-field/track-injuries.htm>

joe-ks.com

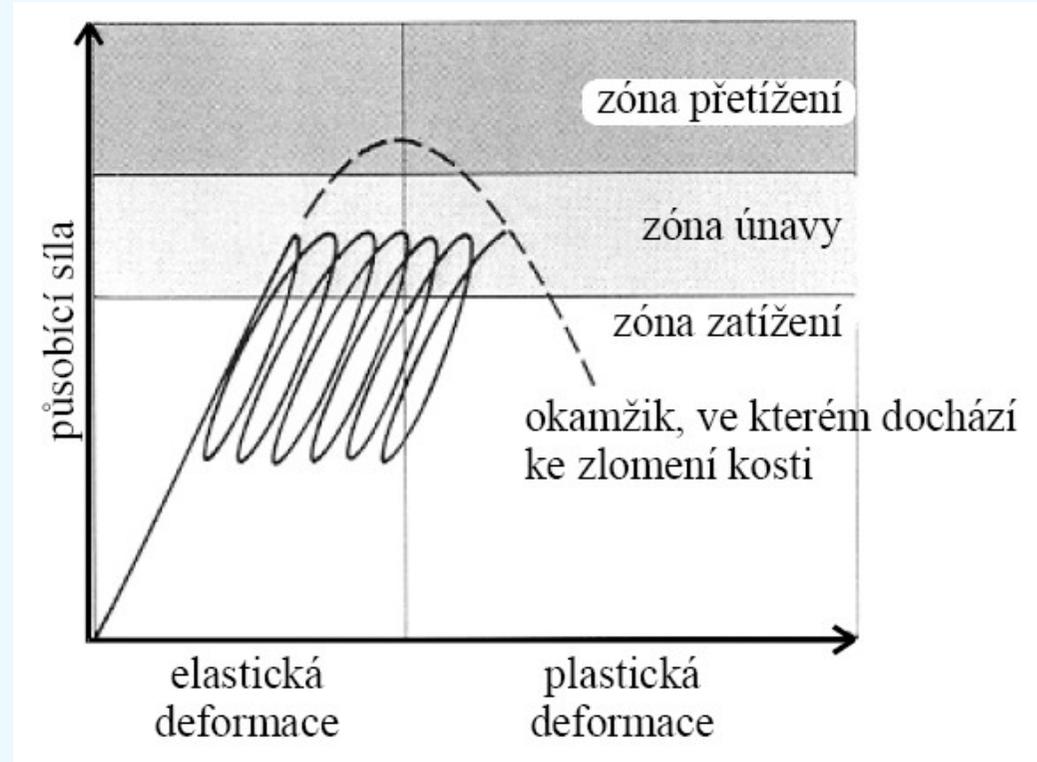
Závislost deformace kosti na velikosti zátěže:

Poškození kosti

a) opakovanou zátěží v zóně únavy

b) Jednorázové zatížení v zóně přetížení

Pozn: K porušení kosti může dojít i při malé zátěži, pokud je aplikována vysokou rychlostí



a) opakované zatěžování nižší intenzity

b) jednorázové působení zatížení v zóně přetížení

Obr. 28 Vztah mezi velikostí působící síly a deformací kosti (upraveno podle Komi, 1992)

Janura (2007)

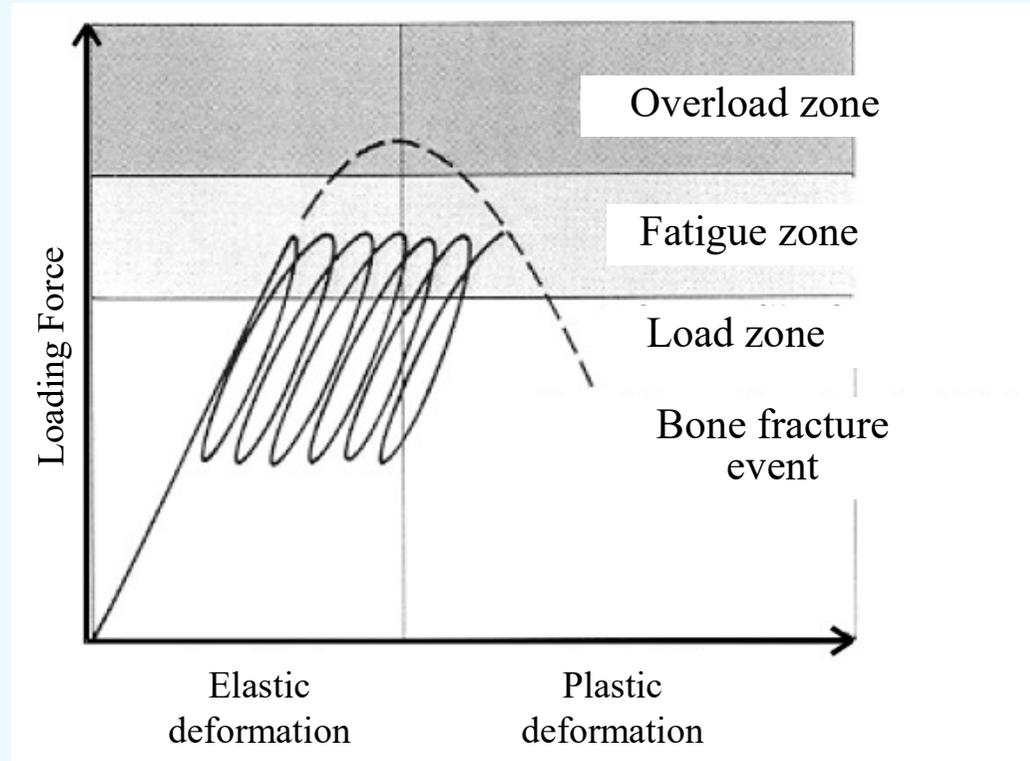
Bone deformation versus load size:

Bone damage:

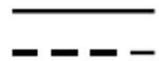
a) Repetitive load in the fatigue zone

b) Single event in overload zone

Note: Bone damage can occur even with a small load applied at high speed



Repetitive smaller load
Single load event in overload zone



Relationship between loading force and bone deformation (Janura 2007, modified after Komi, 1992)

Vliv vnějšího prostředí na kosti (**Adaptabilita**):

Jestliže vlivem různých faktorů (zranění, nemoc, jednostranná zátěž apod.) dojde ke změně ve způsobu provádění pohybové činnosti, která má za následek rozdílné „použití“ kosti, promítají se tyto změny následně ve vnitřní stavbě kosti.

Tyto vztahy vyjadřuje **Wolffův zákon**:

Kost zdravého jedince se přizpůsobí změnám zátěže.

Každá změna ve funkci kosti je doprovázena určitými „nevratnými“ změnami ve vnitřní architektuře kosti s přihlédnutím k vnějším vlivům. Tyto změny vedou k obnově souladu mezi tvarem, strukturou a funkčním zatížením dané kosti.

Remodelace kosti - Hlavní faktory:

- Úroveň pohybové aktivity
- Věk
- Nemoc
- Výživa

Influence of external environment on bone (**Adaptability**):

If there are external factors (injury, illness, unilateral burden etc.) causing changes in physical activity and resulting in a different bone load, this will also cause changes in the internal structure of the bone.

This is expressed by **Wolff's law**:

Bone in a healthy person or animal will adapt to the loads under which it is placed.

Changes in bone function are accompanied by "irreversible" changes in the internal architecture of the bone, taking into account external influences. These changes lead to a restoration of balance between the shape, structure and functional loading of the bone.

Bone remodeling - Main factors:

- Level of physical activity
 - Age
 - Illness
 - Nutrition

Stárnutí kostí:

Typický jev stárnutí:

úbytek hmotnosti (hustoty) kostní tkáně,
zeslabení longitudinálních (podélných)
trámečků (Haversových kanálků) a
ztráta příčných trámečků
(Volkmannových kanálků).

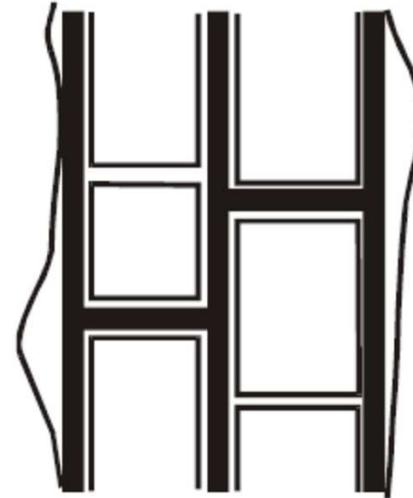
Mezi 30-80 rokem dochází ke snížení
hmotnosti kosti:

Muži – cca 20%

Ženy – až 40%

OSTEOPORÓZA: Úbytek hmoty o 2,5
směrodatné odchylky ve srovnání s
„vrcholem“ kostní hmoty (zdravý
jedinec téhož pohlaví a etnika ve věku
30 let)

Janura (2007)



mladý jedinec



starý jedinec

Bone Aging

Typical sign of aging:

- loss of mass (density) of the bone tissue,
- Narrowing of the small longitudinal (Haver's) channels
- Loss of small transverse (Volkman's) channels.

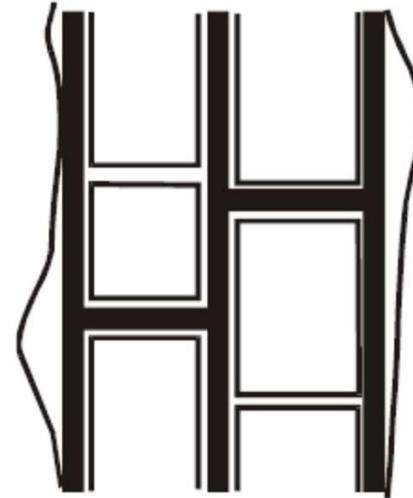
Bone mass is reduced between 30-80 years of age:

Men - 20%

Women - 40%

OSTEOPOROSIS: Reduction of bone mass by more than 2.5 standard deviations compared to the "peak" bone mass (of healthy individual of the same sex and ethnicity at the age of 30 years)

Janura (2007)



Young person

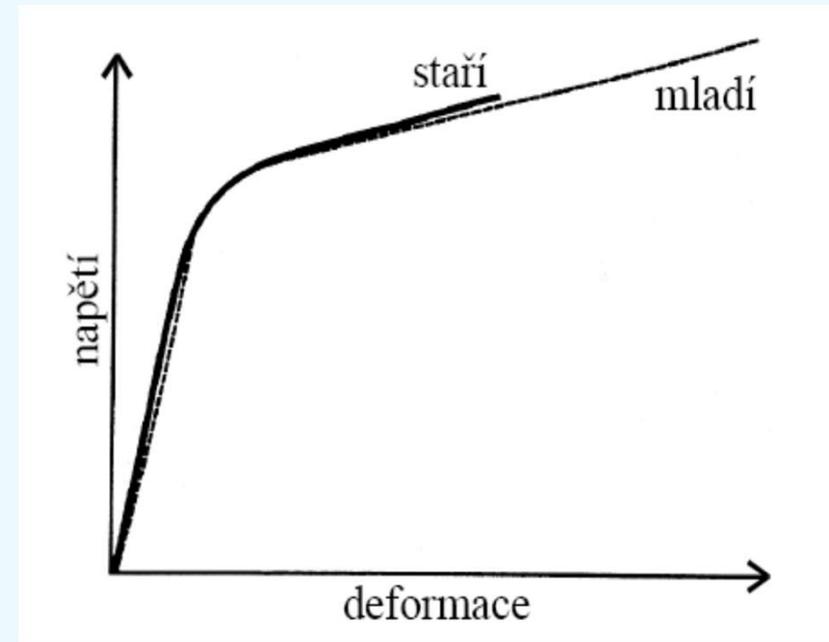


Old person

Stárnutí kostí:

OSTEOPORÓZA: Úbytek hmoty o 2,5 směrodatné odchylky ve srovnání s „vrcholem“ kostní hmoty

Dochází ke zvýšení křehkosti kostí – klesá možnost „uložení“ energie, klesá schopnost absorbovat deformační energii (Obr. 31)



Obr. 31 Závislost deformace tibie na velikosti zatížení při tahu – věkový faktor (podle Nordin & Frankel, 1989)

Janura (2007)

Bone aging:

OSTEOPOROSIS: Reduction of bone mass by more than 2.5 standard deviations compared to the "peak" bone mass,

Bone fragility increases.

Ability to store energy decreases.

Ability to absorb deformation energy decreases (Fig. 31).

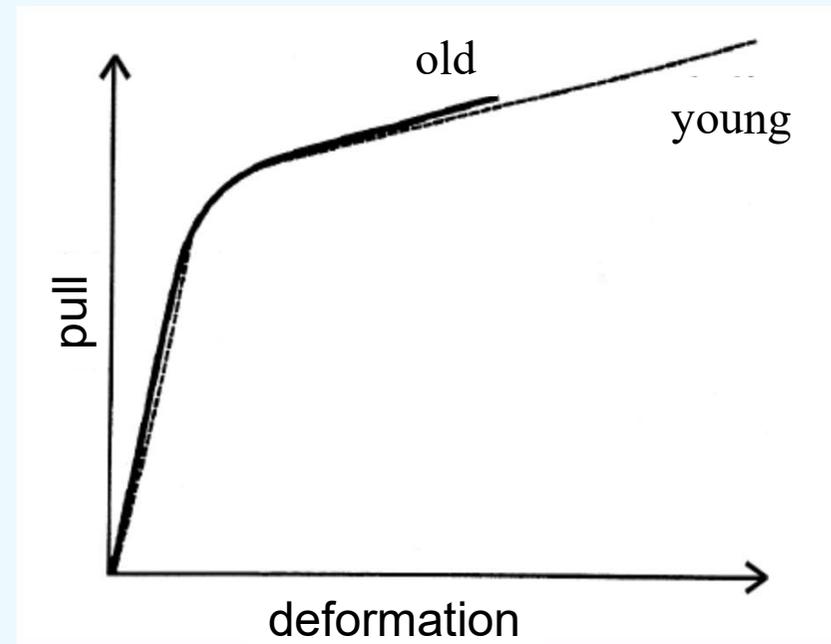


Fig. 31 Tibia deformation versus pulling load – age factor (Fig. 31 in Janura 2007 after Nordin & Frankel, 1989)

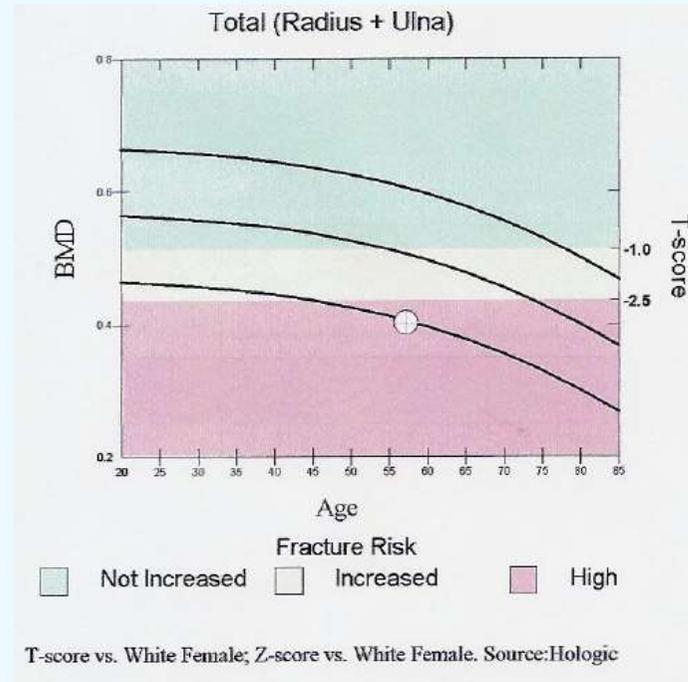
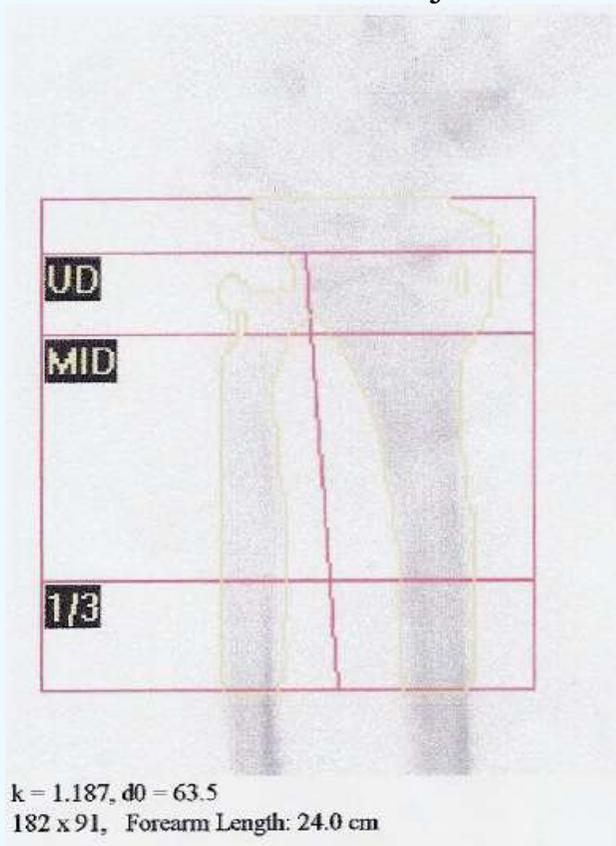
Výsledek vyšetření osteoporózy: Kostní denzitometrie

Metoda měří absorpci RTG záření při průchodu kostí.

Hmota o větší hustotě absorbuje více záření.

Žena, 57 let,
levé předloktí

Hranice OSTEOPORÓZY:
2,5 směrodatné odchylky ve
srovnání se zdravým
jedincem ve věku 30 let



BMD=Bone mass
density (hustota
kostní hmoty)

DXA Results Summary:

Radius + Ulna	Area (cm ²)	BMC (g)	BMD (g/cm ²)	T - score	PR (%)	Z - score	AM (%)
UD	5.71	1.74	0.306	-2.1	74	-1.2	83
MID	10.28	4.30	0.419	-3.2	71	-2.0	80
1/3	4.54	2.22	0.489	-3.4	72	-2.2	79
Total	20.53	8.27	0.403	-3.2	71	-2.0	80

Total BMD CV 1.0%, ACF = 1.049, BCF = 1.032

WHO Classification: Osteoporosis

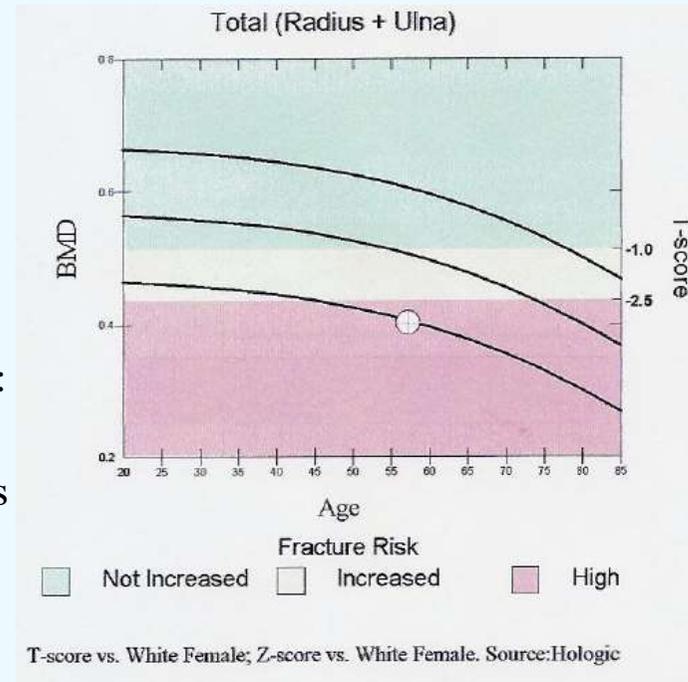
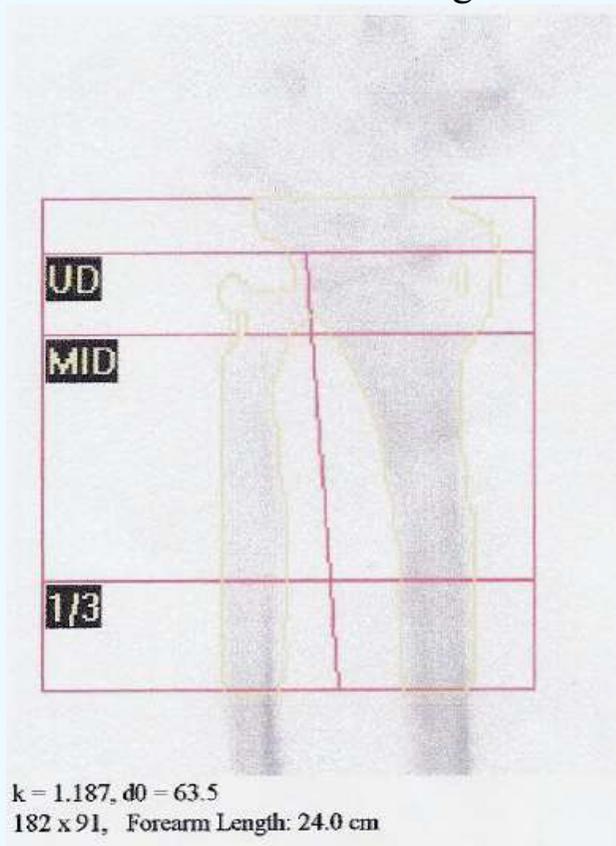
Fracture Risk: High

Osteoporosis examination: Bone densitometry result

Bone densitometry - method of measuring absorption of X-rays when passing through the bone.
Mass of greater density absorbs more radiation.

**Woman, age 57,
left forearm**

OSTEOPOROSIS boundary:
2.5 standard deviations
compared to healthy subjects
aged 30



BMD=Bone mass
density (hustota
kostní hmoty)

DXA Results Summary:

Radius + Ulna	Area (cm ²)	BMC (g)	BMD (g/cm ²)	T - score	PR (%)	Z - score	AM (%)
UD	5.71	1.74	0.306	-2.1	74	-1.2	83
MID	10.28	4.30	0.419	-3.2	71	-2.0	80
1/3	4.54	2.22	0.489	-3.4	72	-2.2	79
Total	20.53	8.27	0.403	-3.2	71	-2.0	80

Total BMD CV 1.0%, ACF = 1.049, BCF = 1.032

WHO Classification: Osteoporosis

Fracture Risk: High

Z-skóre a T-skóre :

- Statistické veličiny

- Používány pro určení jak moc se změřená hodnota u člověka liší od očekávané hodnoty

Určují se ze vztahu

$Z = (\text{změřená hodnota} - \text{průměrná hodnota}) / \text{směrodatná odchylka}$

$T = (\text{změřená hodnota} - \text{referenční hodnota}) / \text{směrodatná odchylka}$

Za normální hodnoty jsou u Z-skóre a T-skóre považovány hodnoty v rozmezí -2 až 2 (±2 směrodatné odchylky pokrývají 95% populace)

Pro kostní denzitometrii:

Z-skóre: referenční průměr a směrodatná odchylka určeny z měření populace *lidí stejného věku a pohlaví* jako vyšetřovaná osoba

T-skóre: referenční průměr a směrodatná odchylka určeny z měření *populace lidí věku 30 let, stejného pohlaví* jako vyšetřovaná osoba

Z-score and T-score:

Statistical measures

- Determine how much the measured value differs from the expected value

Obtained from the relationships:

$Z = (\text{measured value} - \text{average value}) / \text{standard deviation}$

$T = (\text{measured value} - \text{reference value}) / \text{standard deviation}$

Normal Z-score and T-score values are considered to be in the range -2 to 2
(± 2 standard deviations cover 95 % of the population)

For bone densitometry:

Z-score: mean reference value and standard deviation obtained from population of people of **the same age and sex** as the person being investigated

T-score: mean reference value and standard deviation obtained from population of **people aged 30 years, of the same sex** as the person being investigated

Výsledek vyšetření osteoporózy: Kostní denzitometrie

Žena, 57 let,
levé předloktí

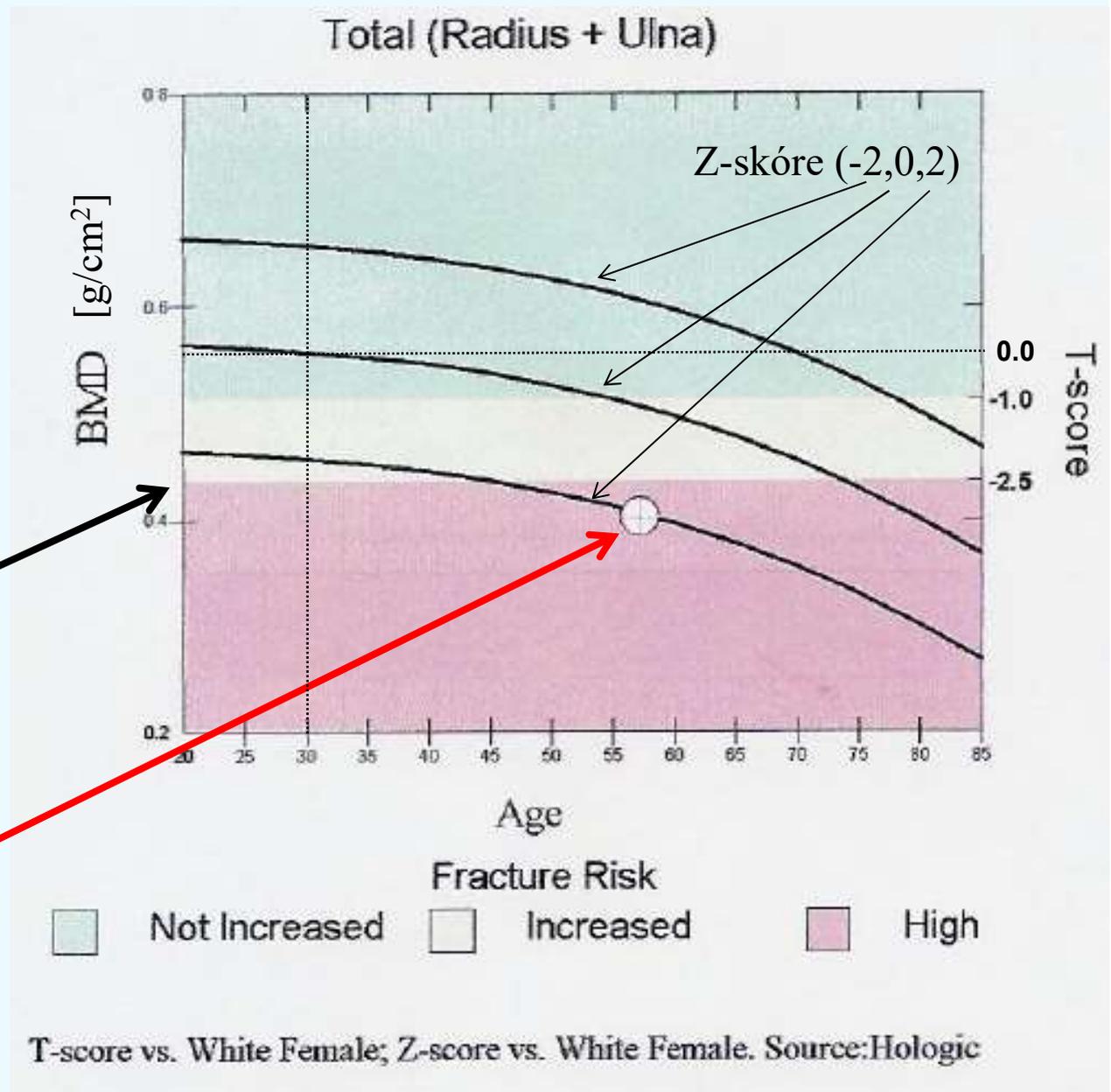
BMD=Bone mass
density (hustota
kostní hmoty)

Hranice OSTEOPORÓZY:

2,5 směrodatné odchylky ve
srovnání se zdravým
jedincem ve věku 30 let.
(T-skóre = -2.5)

Zjištěná hodnota :

T-skóre pod -2.5 → je
osteoporóza. Vysoké
nebezpečí zlomení kosti .



Osteoporosis examination: Bone densitometry result

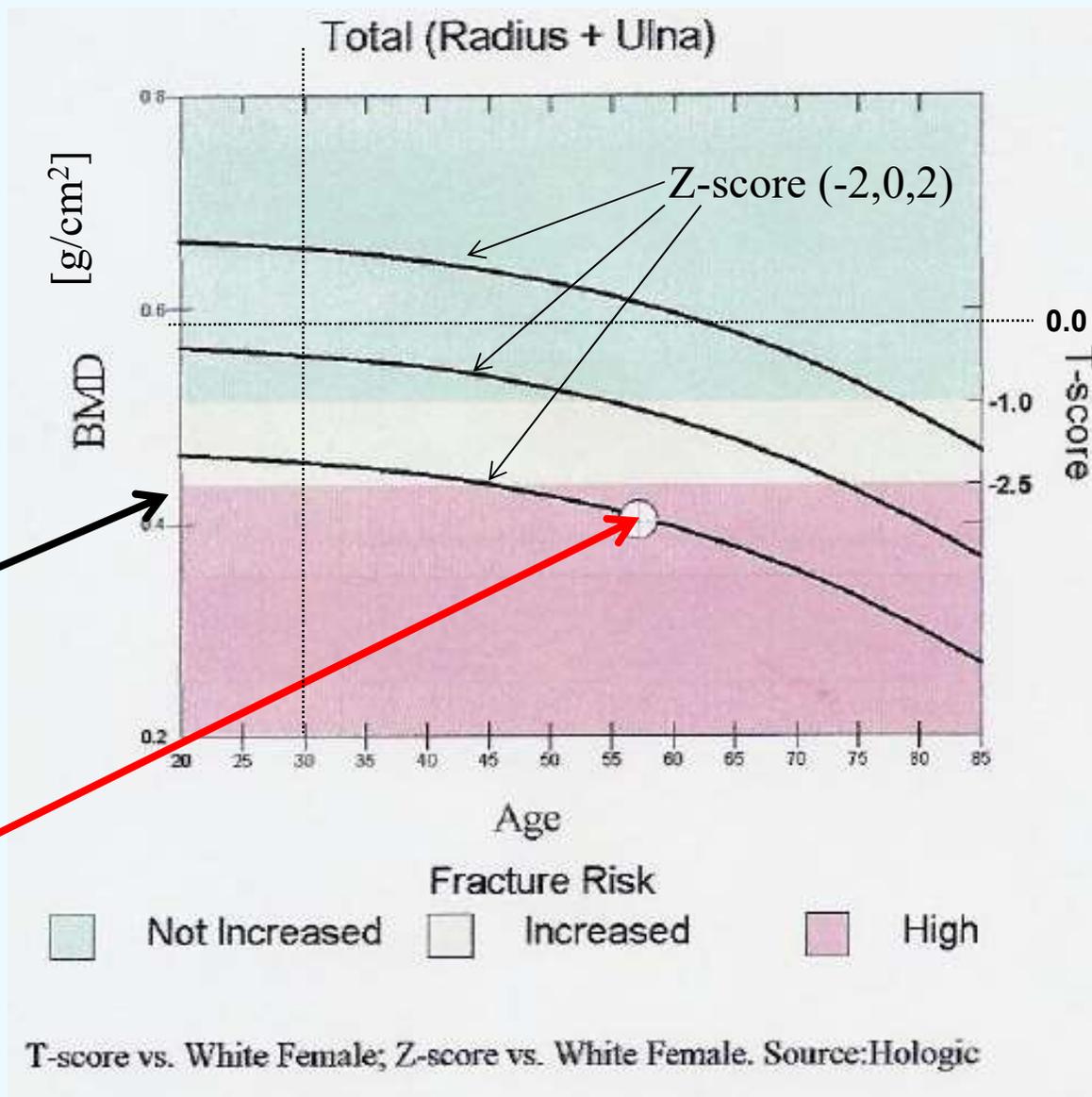
Woman, age 57,
left forearm

BMD=Bone mass
density (hustota
kostní hmoty)

OSTEOPOROSIS boundary:
2.5 standard deviations
compared to healthy subjects
aged 30 years.
(T-score = -2.5)

Examination result:

T-score below -2.5 ->
osteoporosis present. High
risk of bone fracture.



Mezilehlé prvky – ŠLACHY A VAZY :

Šlachy:

slouží pro přenos svalové síly na kost nebo chrupavku; umožňují uložení elastické energie.

Pevnost šlachy v tahu je přibližně 2x větší než u svalu (ruptura svalu je častější než ruptura šlachy)

Pevnost šlachy v tahu je přibližně 2x menší než u kosti

Vazy:

stabilizují kloub; podílejí se na spojení kostí, v limitních situacích vymezují pohyblivost kloubního spojení

Složení šlach a vazů:

Voda (70%)

Pevná matrice (30%) – 2 typy vláken – elastinová a kolagenní

Intermediate elements - tendons and ligaments:

Tendons:

Function: transmission of muscle strength on bones or cartillages - allow storing elastic energy.

Tensile strength: - approximately 2 times greater than that of muscles (muscle rupture is more frequent than tendon rupture);
- approximately 2 times smaller than in bones

Ligaments:

Function: stabilize joints, participate in holding bones together, in limit situations they define joint mobility

Tensile strength: smaller than in tendons

Composition of tendons and ligaments:

Water (70%)

Solid matrix (30%): 2 types of fibers - elastin and collagen

Elastinová a kolagenní vlákna :

a) Elastinová vlákna:

jsou schopna pružné deformace až 150 % (někteří autoři uvádějí až 200 %); Jejich pevnost je menší. Naměřené hodnoty zpravidla nepřesahují 3 MPa. Při překročení protažení nad danou mez dochází k nevratné deformaci a ztrátě pružnosti. (analogie – gumička)

b) Kolagenní vlákna:

jsou základní stavební jednotkou těchto tkání; vyznačují se větší pevností a tuhostí. Velikost jejich protažení se pohybuje pouze kolem 10 %, hodnota zatížení dosahuje až 50 MPa. (analogie – nit). S rostoucím věkem dochází ke snížení meze pevnosti v tahu. Dylevský (1994) označuje „stáří kolagenu“ jako míru stárnutí organismu.

Elastin and collagen fibers:

a) Elastin fibers:

- capable of elastic deformation of up to 150% (some authors have reported up to 200%);
 - their yield strength is rather small - measured values usually do not exceed 3 MPa.
 - when the elongation limit is crossed, it causes irreversible deformation and loss of elasticity.

(Analogy – rubber band)

b) Collagen fibers:

- form the basic building block of the tissue;
- characterized by quite high strength and stiffness.
 - Their elongation ability is only about 10%,
 - the yield strength reaches 50 MPa.

(Analogy – cotton thread).

With increasing age the tensile strength decreases.

Dylevský (1994) refers to "collagen aging" as the main indicator of aging of the organism.

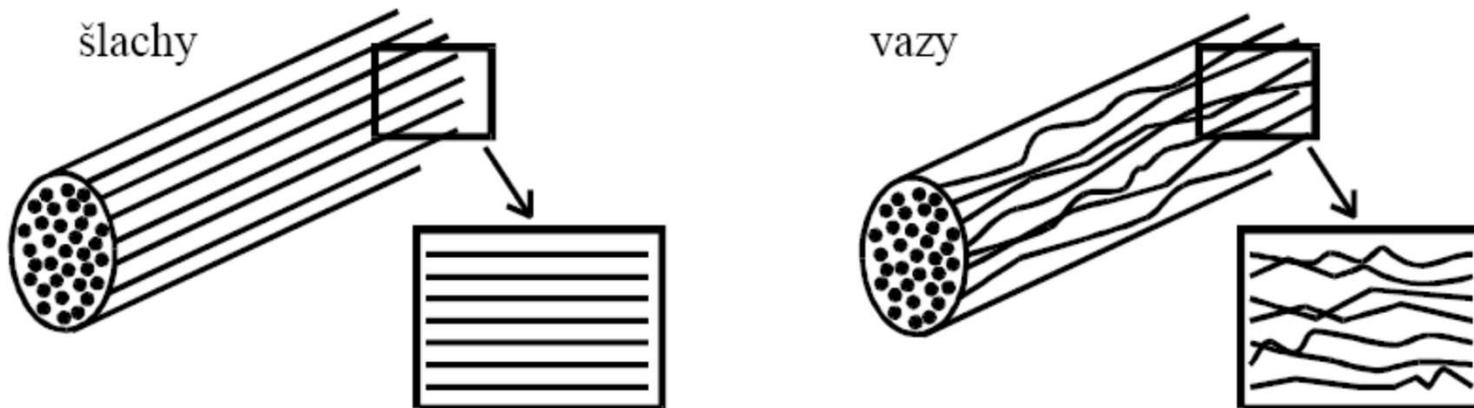
Elastinová a kolagenní vlákna – šlachy vs. vazy:

Šlachy: kolagenní vlákna uspořádána paralelně.
Přibližný poměr kolagenu a elastinu 75 : 25 %

Vazy: kolagenní vlákna uspořádána nepravidelně (záleží na funkci),
Větší zastoupení elastinu než ve šlachách (u meziobratlových vazů až 70%).

Vazy jsou méně pevné a křehčí než šlachy ale lépe odolávají mimoosové zátěži.

U šlach je jeden směr dominantní, určující také působení tahové síly svalu.



Obr. 33 Uspořádání kolagenních vláken ve šlachách a vazech

Elastin and collagen fibers - tendons vs. ligaments:

Tendons: collagen fibers arranged in parallel.
The approximate ratio of collagen vs. elastin is 75: 25%

Ligaments: collagen fibers arranged irregularly (depending on function)
Greater representation of elastin than in tendons (in intervertebral ligaments up to 70%).

Ligaments are less rigid and more fragile than tendons but are more resistant to off-axis loading.

In tendons, one direction is dominant - this corresponds to the direction of the tensile stress of the attached muscle.

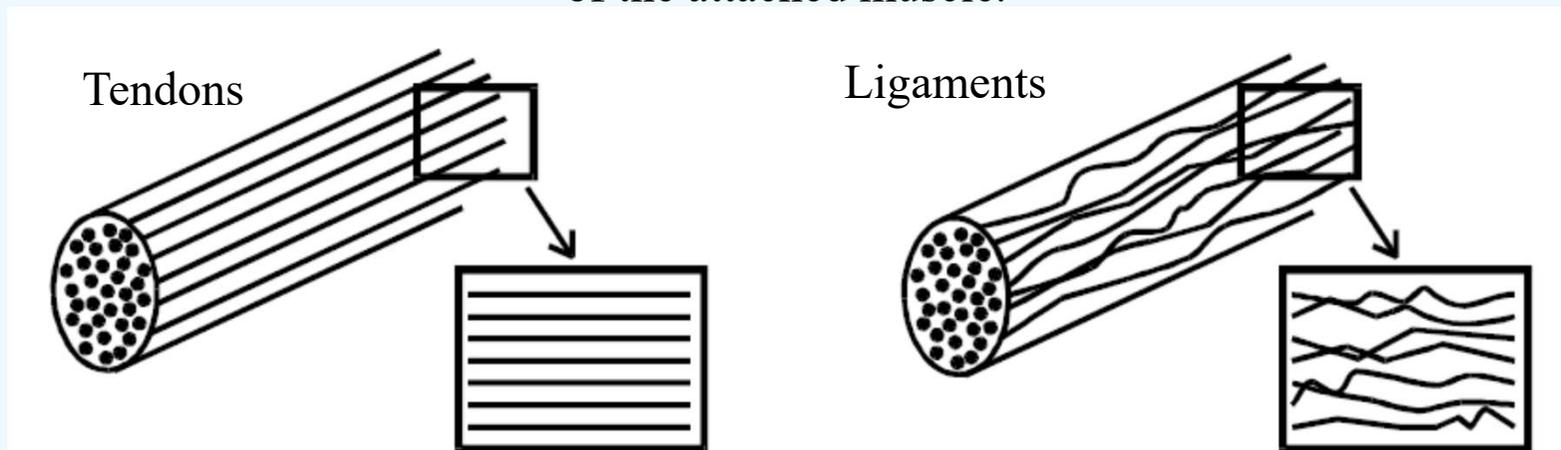
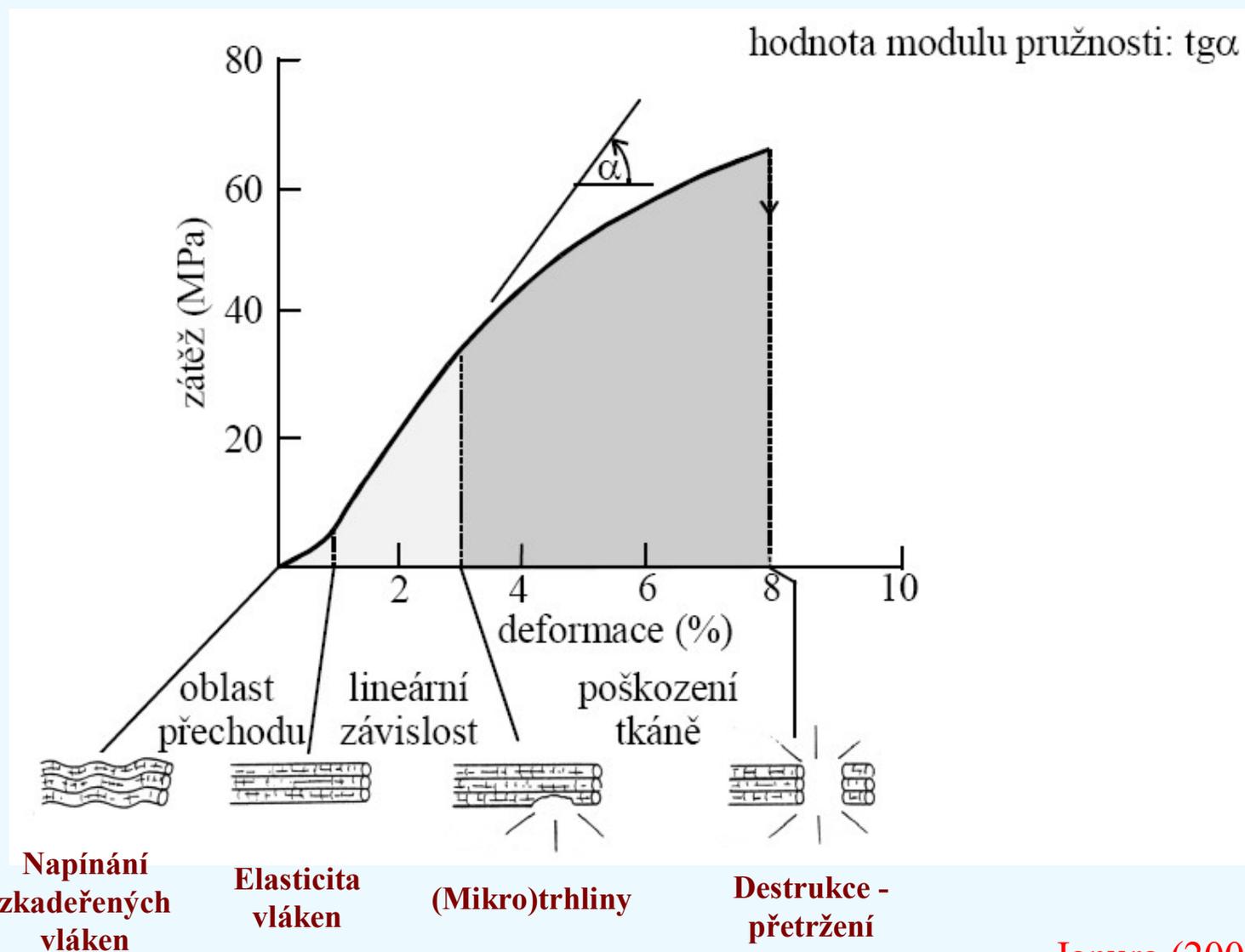


Fig: Arrangement of collagen fibres in tendons and ligaments. (From Janura 2007)

Deformace kolagenních vláken:



Janura (2007)

Obr. 34 Závislost mezi velikostí zátěže a deformací materiálu pro kolagenní vlákna

Deformation of collagen fibers:

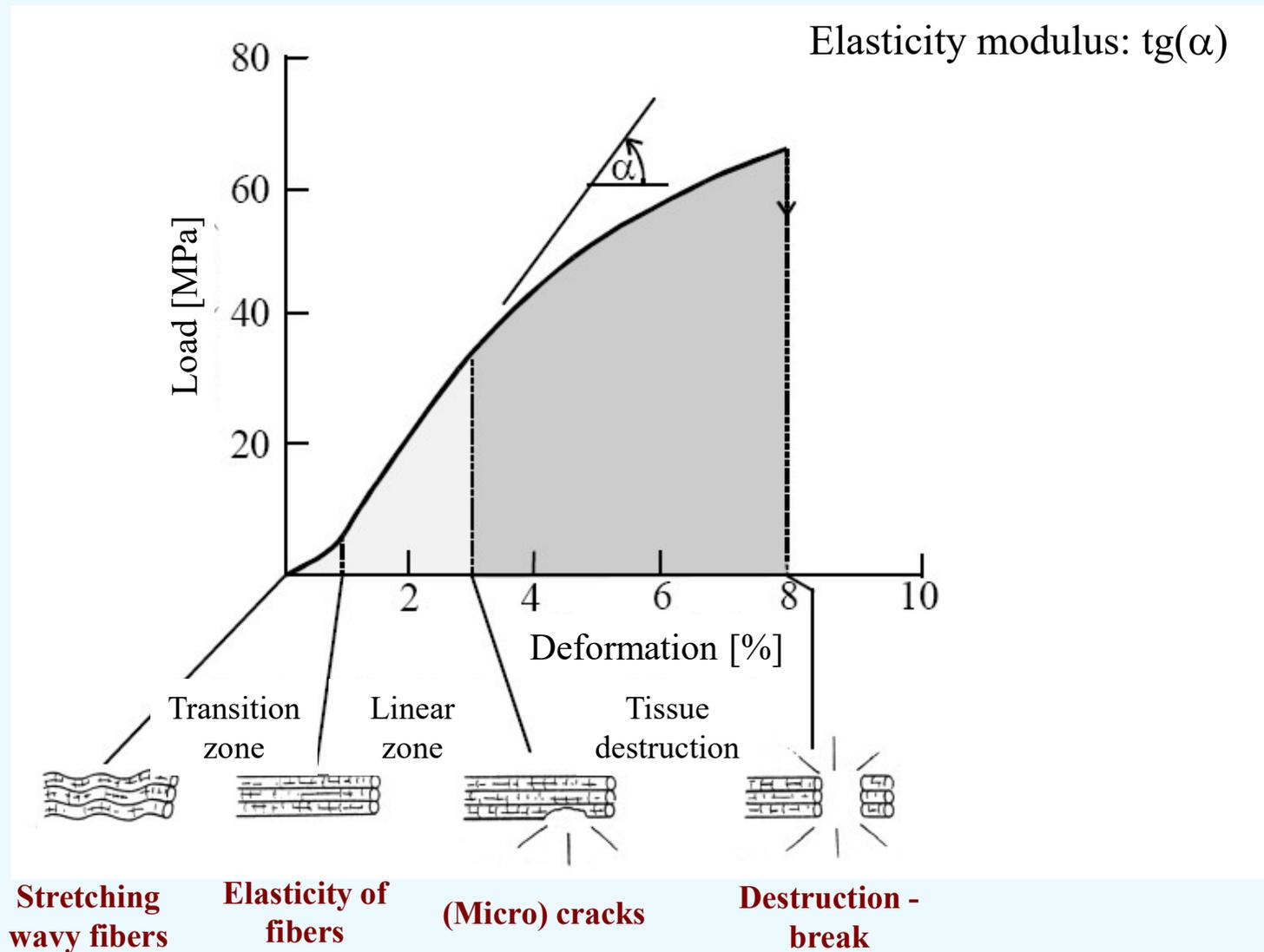
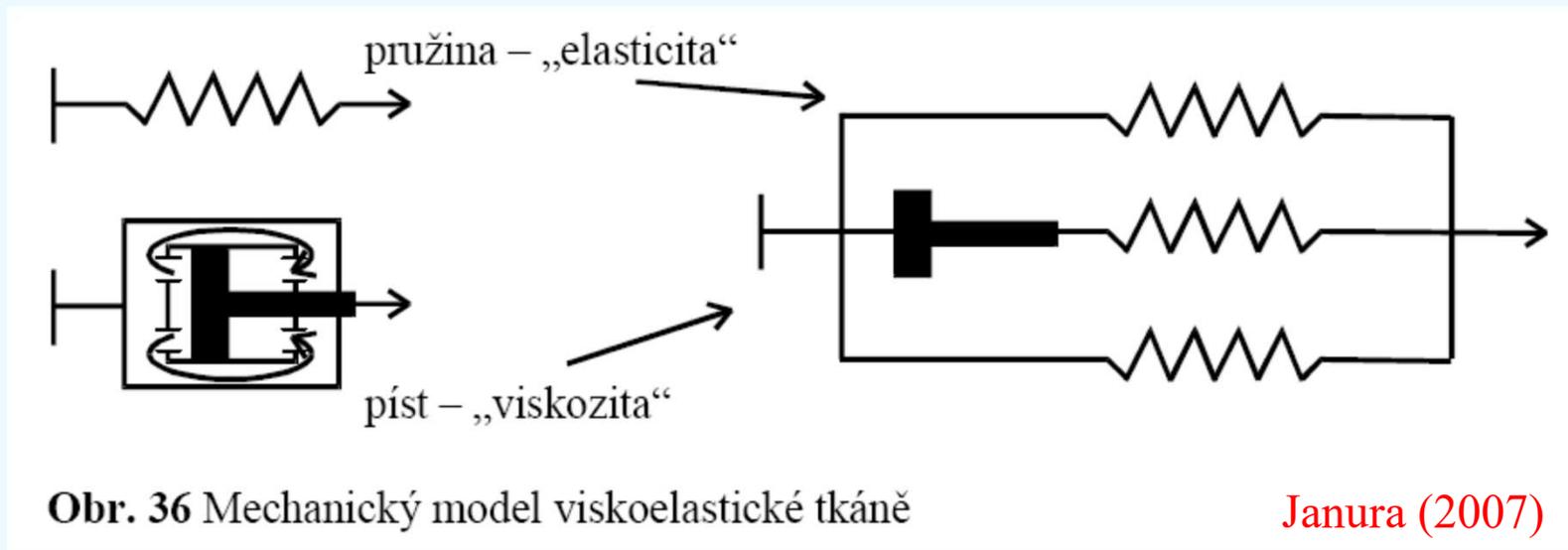


Fig. 34: Relationship between the load and the deformation of collagen fibers (from Janura 2007)

Viskoelasticitá šlach a vazů :

Jedna ze základních mechanických vlastností
Podmíněna přítomností elastické tkáně a viskózní tekutiny
Jeden z modelů – viz obr. 36



Obr. 36 Mechanický model viskoelastické tkáně

Janura (2007)

Viscoelasticity of tendons and ligaments:

One of their basic mechanical properties
Given by the presence of elastic tissue and viscous fluids.

One of the models - Fig. 36

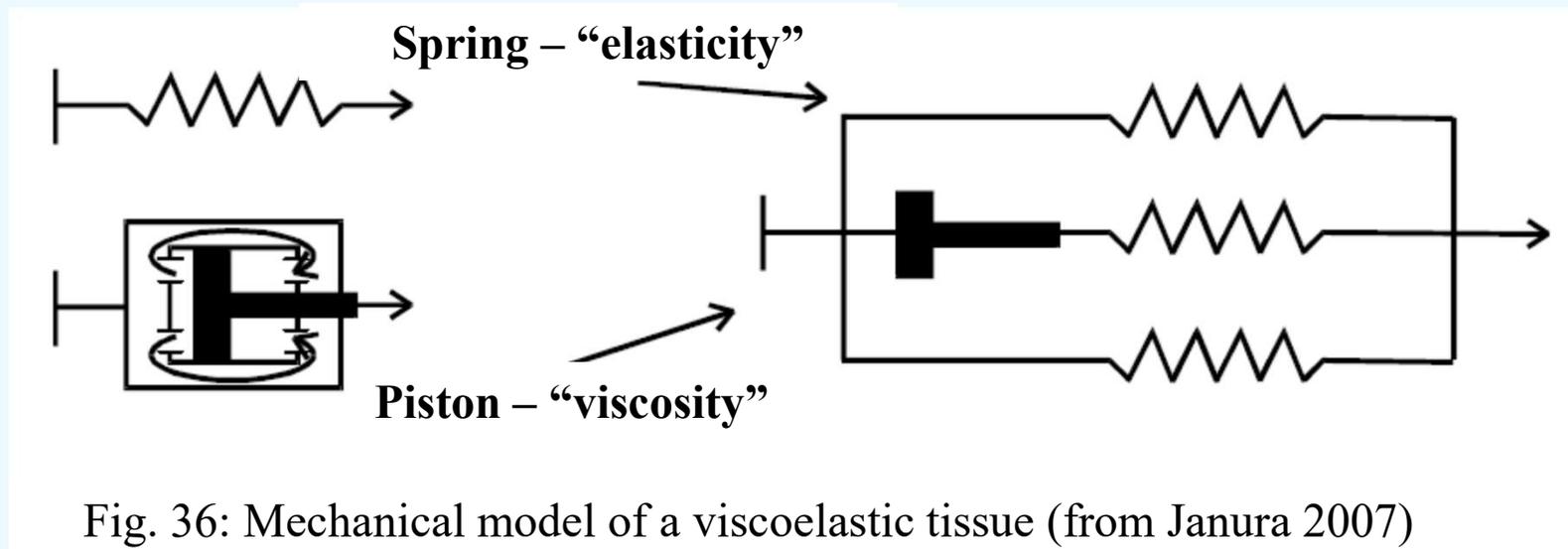


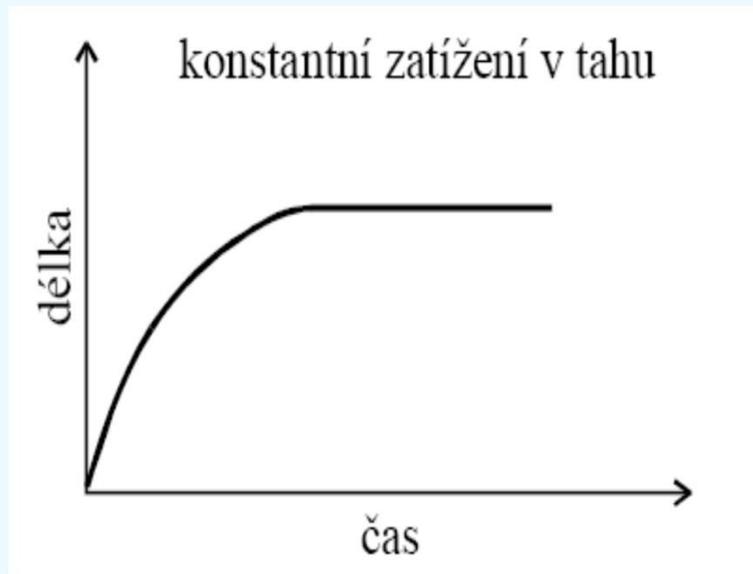
Fig. 36: Mechanical model of a viscoelastic tissue (from Janura 2007)

Viskoelasticita šlach a vazů :

Důsledek viskoelasticity – 2 efekty:

1) Creep (tečení)

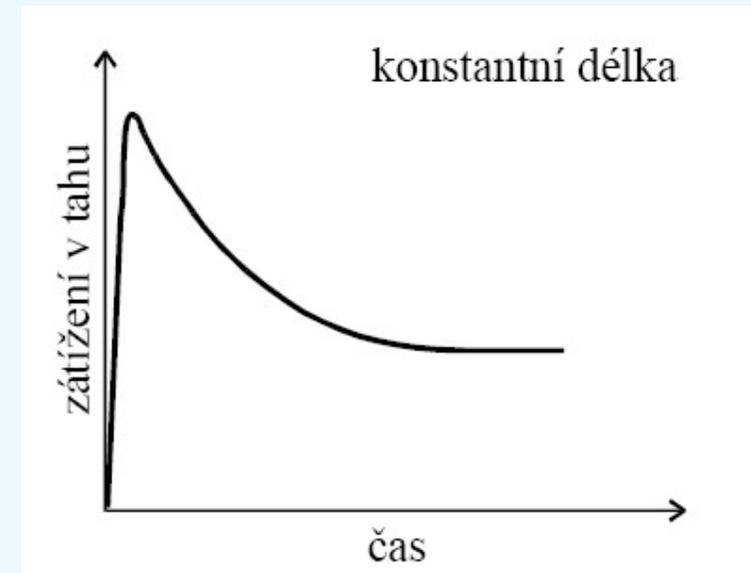
Pozvolné protahování materiálu při konstantní zátěži



Obr. 37 Creep – závislost délky na čase při konstantní zátěži v tahu (podle Nordin & Frankel, 1989) [Janura \(2007\)](#)

2) Napět'ová relaxace

Pokles napětí při konstantní délce



Obr. 38 Napět'ová relaxace – závislost zátěžení v tahu na čase při konstantní délce [Janura \(2007\)](#)

Praktický důsledek: K zvýšení flexibility je více efektivní pomalejší provedení pohybové činnosti až do konečné polohy a následná výdrž při konstantním napětí. Při švihovém způsobu provedení je výsledné protažení kratší.

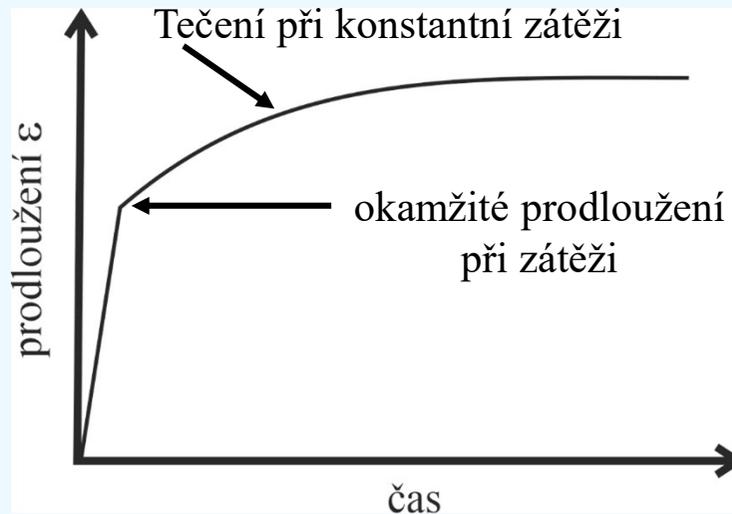
S rostoucím věkem se možnost protažení šlach vzhledem ke klidové délce zmenšuje asi o 7 %.

Viskoelasticitá šlach a vazů :

Důsledek viskoelasticity – 2 efekty:

1) Creep (tečení)

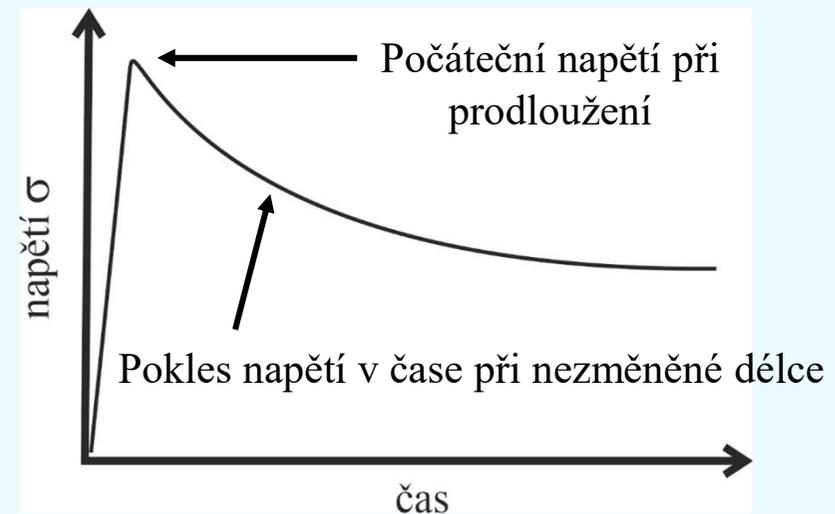
Pozvolné protahování materiálu při konstantní zátěži



Creep – závislost délky na čase při konstantní zátěži v tahu. (Příklad: při visu se bude tělo protahovat v čase).

2) Napěťová relaxace

Pokles napětí při konstantní délce



Napěťová relaxace – závislost napětí v tahu při konstantní délce. (Příklad: Když se v sedě předkloníme a chytíme se za špičky, napětí bude s časem klesat).

Praktický důsledek: K zvýšení flexibility je více efektivní pomalejší provedení pohybové činnosti až do konečné polohy a následná výdrž při konstantním napětí (využívá jóga). Při švihovém způsobu provedení je výsledné protažení kratší.

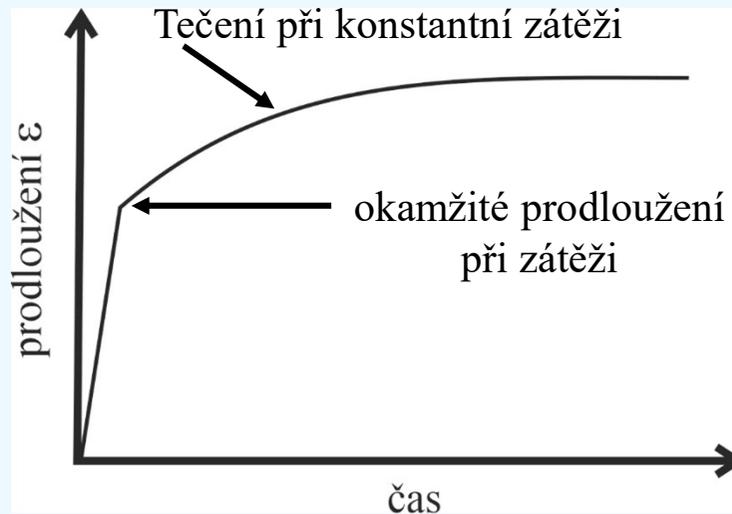
S rostoucím věkem se možnost protažení šlach vzhledem ke klidové délce zmenšuje asi o 7 %.

Viskoelasticita šlach a vazů :

Důsledek viskoelasticity – 2 efekty:

1) Creep (tečení)

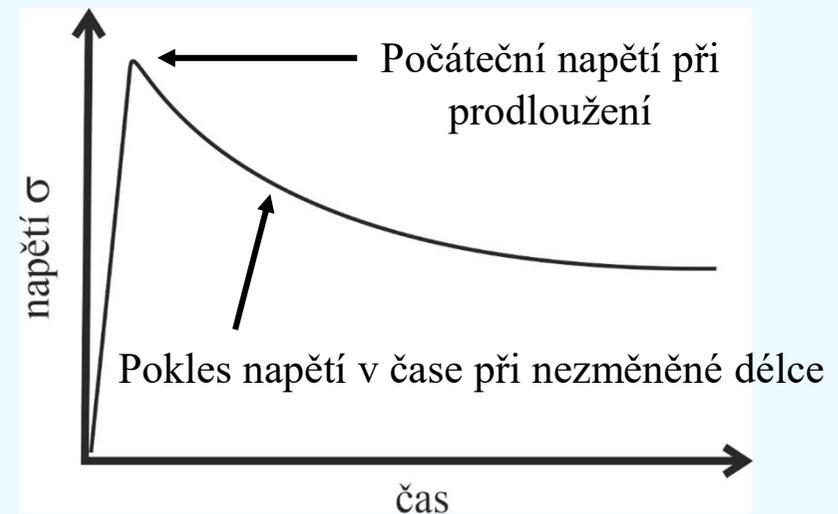
Pozvolné protahování materiálu při konstantní zátěži



Creep – závislost délky na čase při konstantní zátěži v tahu. (Příklad: při visu se bude tělo protahovat v čase).

2) Napět'ová relaxace

Pokles napětí při konstantní délce



Napět'ová relaxace – závislost napětí v tahu při konstantní délce. (Příklad: Když se v sedě předkloníme a chytíme se za špičky, napětí bude s časem klesat).

Praktický důsledek: K zvýšení flexibility je více efektivní pomalejší provedení pohybové činnosti až do konečné polohy a následná výdrž při konstantním napětí (využívá jóga). Při švihovém způsobu provedení je výsledné protažení kratší.

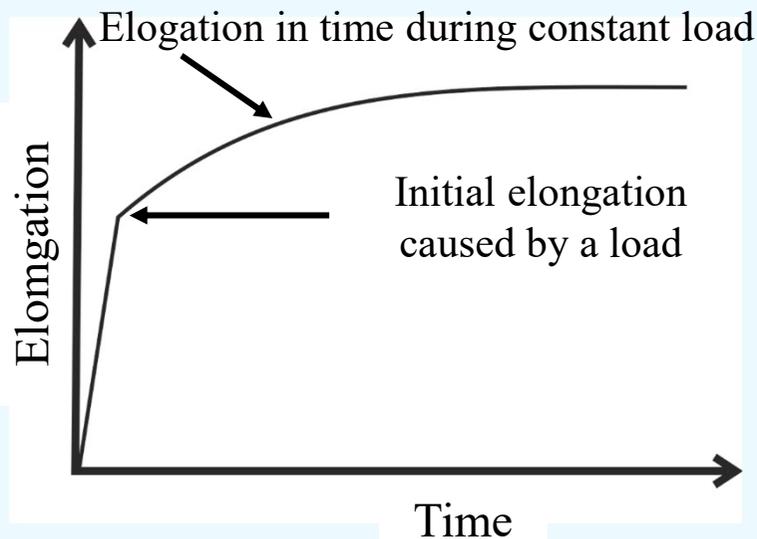
S rostoucím věkem se možnost protažení šlach vzhledem ke klidové délce zmenšuje asi o 7 %.

Viscoelasticity of tendons and ligaments:

Consequence of viscoelasticity - 2 effects:

1) Creep

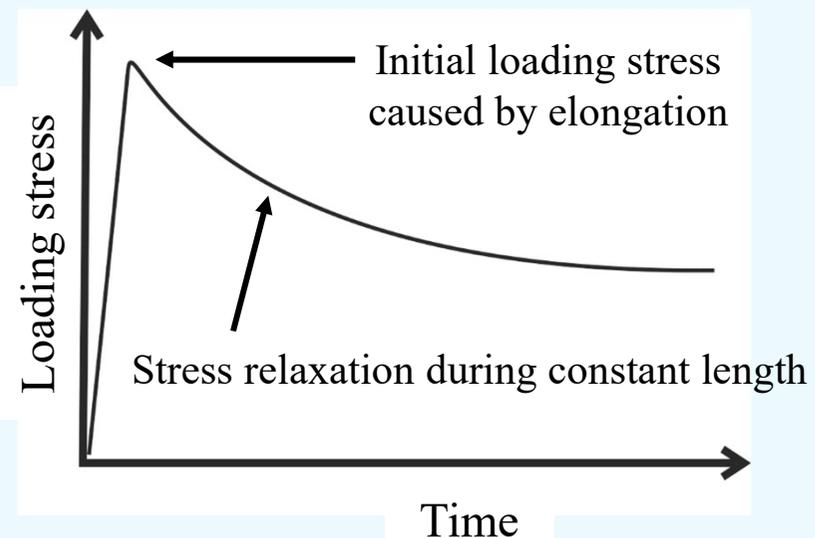
Gradual elongation of the material during constant pulling load



Creep – elongation in time during constant load. (Example: while hanging, the body will stretch and slowly prolong in time)

2) Stress relaxation

Decrease of stress at constant length



Stress relaxation - change of loading stress in time when length is held constant. (Example: If we lean forward while sitting and grab our toes, the resisting tension will decrease over time).

Practical consequence: For increasing flexibility, it is more effective to perform slow stretch up to the final position and then keep the load constant. In fast (swing-like) stretching the final elongation is smaller.

With increasing age, the range of tendon stretching decreases by about 7%.

Viscoelasticity of tendons and ligaments:

Consequence of viscoelasticity - 2 effects:

1) Creep

Gradual elongation of the material during constant load

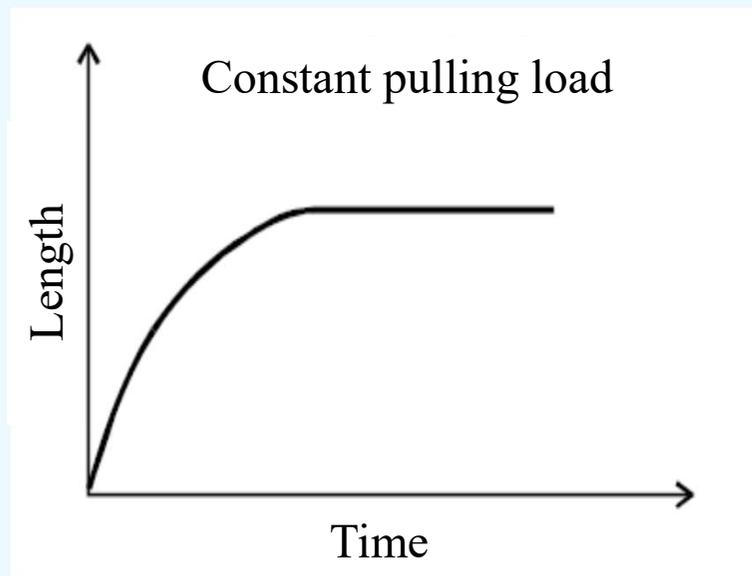


Fig. 37 Creep – elongation in time during constant load (based on Nordin & Frankel, 1989, cit. by Janura 2007)

Practical consequence: For increasing flexibility, it is more effective to perform slow stretch up to the final position and then keep the load constant (used in yoga). In fast (swing-like) stretching the final elongation is smaller.

2) Stress relaxation

Decrease of stress at constant length

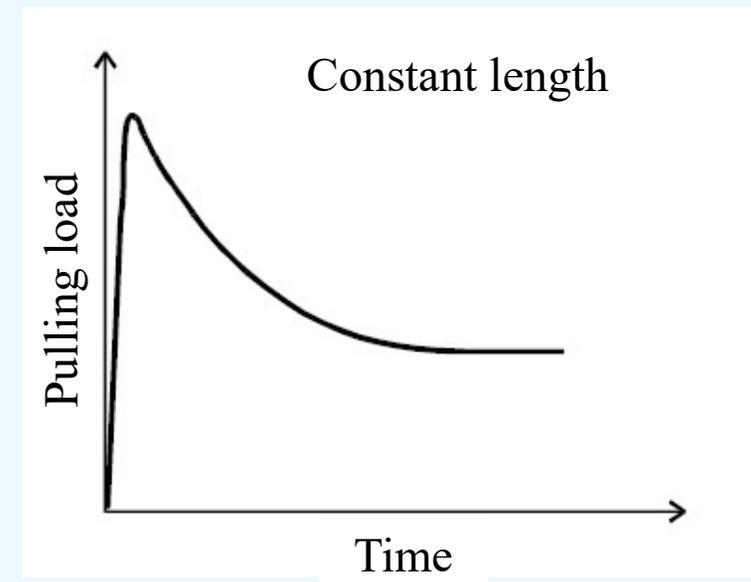


Fig. 38 Stress relaxation - change of tensile load in time when length is held constant.

With increasing age, the range of tendon stretching decreases by about 7%.

Opakování: Pasivní podsystemy:

Kosterní soustava

a

mezilehlé prvky: šlachy, vazy, chrupavky, klouby

HLAVNÍ FUNKCE:

- Slouží jako konstrukční prvky**
- Vytvářejí mechanickou podporu**
- Umožňují přenos mechanické energie**
- Akumulují mechanickou energii**
- Chrání vnitřní orgány před mechanickým poškozením**

Repetition: Passive subsystems

Skeletal system

and

Intermediate connecting elements: tendons, ligaments, cartilages, joints

MAIN FEATURES:

- Serve as structural elements**
- Create mechanical support**
- Allow transfer of mechanical energy**
- Accumulate mechanical energy**
- Protect internal organs from mechanical damage**

Mezilehlé prvky – CHRUPAVKY

(řec. Chondros / lat. Cartilago / angl. Cartilage):

Tři druhy chrupavek:

- a) Hyalinní / sklovitá, kloubní (zejména na kloubním povrchu kostí a v průdušnici),
- b) Vazivová (např. meziobratlové ploténky, meniskus),
- c) Elastická (např. ušní boltec, hrtanová příklopka, drsné průdušky)

Zde se budeme věnovat hlavně **chrupavce hyalinní** na kloubním povrchu kostí

Funkce: přenos tlaku z kosti na kost, a tím zajištění jejich pružného kontaktu. Dochází ke snížení tření v kloubu a k rovnoměrnému rozložení působící síly, tlumení rázových sil.

Intermediate elements - Cartilages

(Gr. Chondros / lat. Cartilage / Eng. Cartilage)

Three types of cartilage:

- a) **Hyaline / Articular** (occurs especially at the articular surfaces of bones, surfaces for joints, and in trachea)
- b) **Fibrous** (e.g. intervertebral disks, menisci,...)
- c) **Elastic** (e.g., external ear, epiglottis, rough bronchi)

Here we will focus primarily on articular hyaline cartilage occurring on bone surfaces

Functions:

Transmission of pressure from bone to bone (ensuring elastic contact between bones); Reduction of friction in joints; Even distribution of the force along the surface; Dampening of impact forces

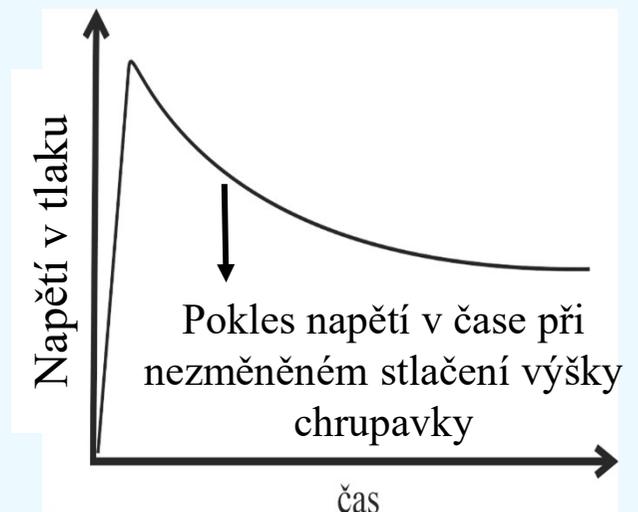
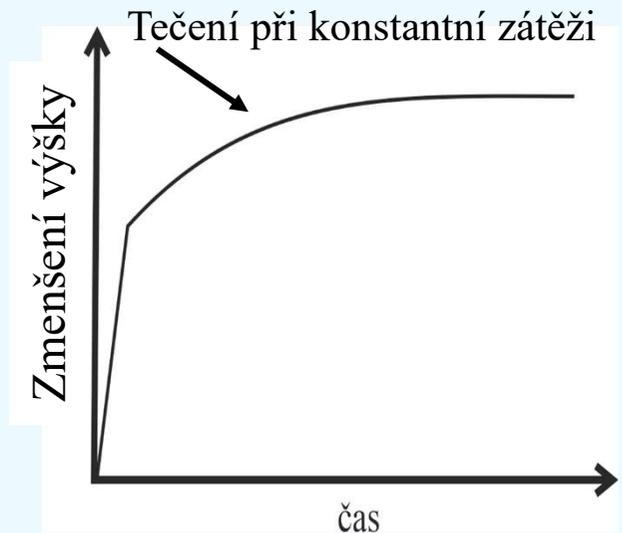
Mezilehlé prvky – HYALINNÍ CHRUPAVKA :

Stejně jako šlachy a vazy, chrupavka má viskoelastické vlastnosti s důsledky Creepu (tečení) a Napět'ové relaxace. Tvar jejich křivek je podobný jako u vazů a šlach, ale jejich mechanismus je odlišný (tlak vs. tah).

Creep - při konstantní zátěži (kompresi) nedochází ke konstantní deformaci. Ta se zvyšuje v čase s postupným vytlačováním tekutiny až do okamžiku, kdy nejde více tekutiny vyloučit.

Creep závisí na velikosti zátěže, tloušťce vrstvy chrupavky a její permeabilitě. Vytlačovaná tekutina přispívá k lubrikaci (mazání) povrchu kloubu a je zpětně reabsorbována s poklesem zátěže.

Při napět'ové relaxaci je počáteční stlačení příčinou nárůstu zatížení chrupavky, ale to se postupně snižuje jak se tekutina v chrupavce přeskupuje. Jeho hodnota se po určité době blíží konstantní velikosti.



Analogie: Položíme-li míč zčásti naplněný vodou na podložku, je v první fázi v kontaktu pouze jeho malá plocha. Velikost tlaku, který působí na podložku, je tedy velká. Postupným zvětšením plochy se tlak zmenšuje. U chrupavky probíhá tento proces pomaleji a redukce tlaku je výsledkem deformace chrupavky

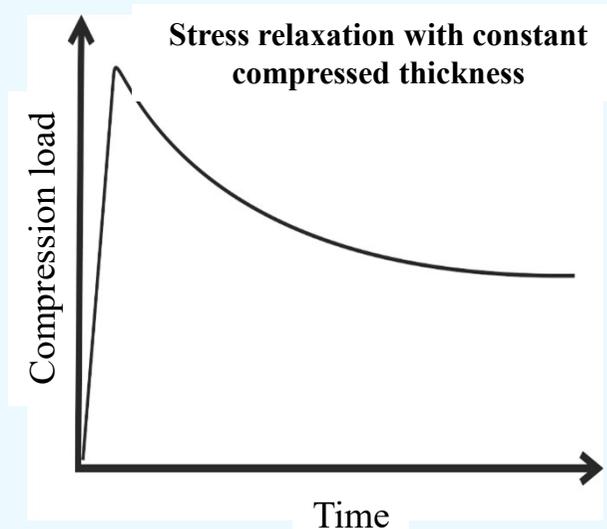
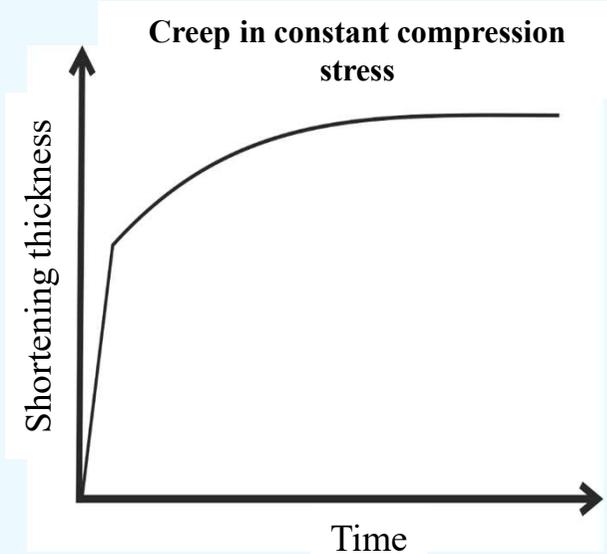
Intermediate elements - hyaline cartilage:

Similar to tendons and ligaments, cartilage has viscoelastic properties and consequently exhibits **creep** and **stress relaxation**. The shape of the load curve is similar to ligaments and tendons, but its mechanism is different (pressure instead of pull).

Creep –at constant load (compression stress) the strain is not constant. Strain increases in time due to gradual extrusion of the fluid from the cartilage until no more fluid can be pushed out.

Creep depends on the load size, cartilage thickness and cartilage permeability. Extruded (pushed-out) fluid helps to lubricate the joint surface and it is reabsorbed back when load is decreased.

In **stress relaxation**, the initial stress increase is due to the compression of cartilage height, but it gradually decreases as the fluid in cartilage is redistributing. After certain time the stress reaches a final constant value.



Analogy: If we put a ball partially filled with water on the ground, in the first phase only a small area is in contact. The amount of pressure, which acts on the surface, is therefore great. As the contact area is gradually increasing the pressure decreases. In cartilage, the process occurs more slowly and the pressure reduction is a result of the deformation of the cartilage

Mezilehlé prvky – HYALINNÍ CHRUPAVKA :

Podobně jako kostní tkáň je chrupavka anizotropním a nehomogenním materiálem, s fyziologickým zatěžováním v tlaku.

Mez pevnosti v tahu se pohybuje kolem 5 % pevnosti kosti.

Permeabilita chrupavky – chrupavka je vysoce porézní materiál. Jsou-li póry propojeny tak, že umožňují prostupnost tekutiny, nazýváme látku permeabilní. Při stanovení permeability měříme prostupnost tekutiny porézním materiálem. Pro chrupavku je tato hodnota nízká, s rostoucím tlakem a se zvětšující se deformací se její velikost snižuje.

Intermediate elements - hyaline cartilage:

Like bone, cartilage is an inhomogeneous and anisotropic material and it is built to withstand physiological compressive load.

Its tensile strength is about 5% of bone strength.

Cartilage permeability - cartilage is a highly porous material. (If pores are interconnected and permit the fluid to pass through, the material is called to be permeable. To determine permeability we measure the ability of the fluid to pass through the porous material.) In cartilages this value is relatively low, and it further decreases with increasing pressure and with increasing deformation.

Mezilehlé prvky – HYALINNÍ CHRUPAVKA :

Struktura hyalinní chrupavky: 1) buňky (chondrocyty), 2) mezibuněčná amorfnní hmota, 3) kolagenní vlákna.

Síť kolagenních vláken je tenčí než u vazů. Nejvíce zastoupenou látkou v chrupavce je voda (asi 60 %). 80 % vody je obsaženo v okolí povrchu chrupavky, směrem do hlubších vrstev její množství klesá. Při stlačení se „přelévá“ asi 70 % vody. Jako celek se jedná o porézní, permeabilní tkáň s tekutinou, kterou si můžeme představit jako houbu nasáklou vodou.

Tři vrstvy:

Horní vrstva: síť uspořádána rovnoběžně s povrchem.

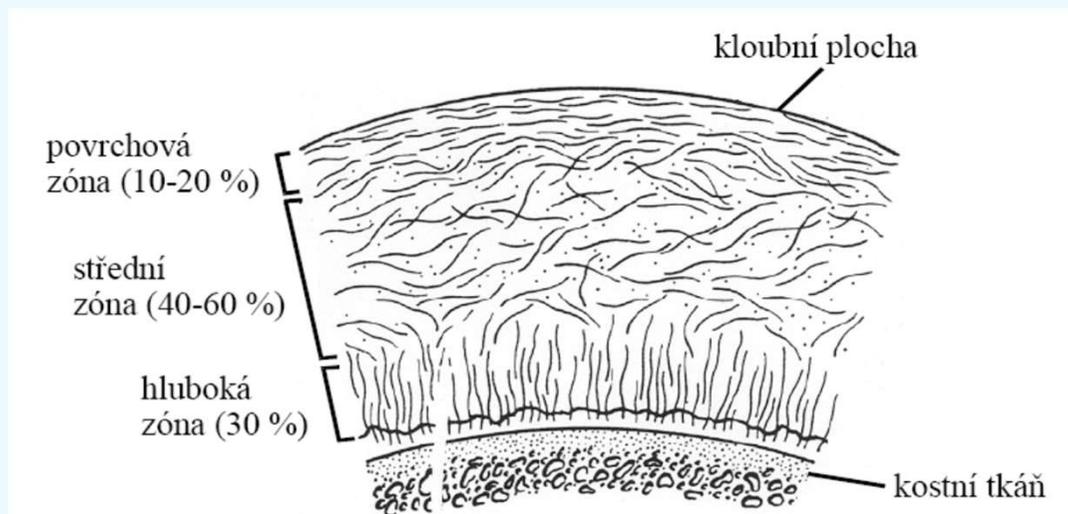
Střední vrstva: rozmístění náhodné

Hluboká vrstva: vlákna kolmo „napíchnána“ do povrchu kosti

V chrupavce nejsou nervová zakončení ani cévy.

Rozměry: Celá vrstva je zpravidla široká 1-5 mm.
(obr. 39).

Existují však výjimky pro některé klouby, např. u mladých žen je na patele vrstva chrupavky široká až 1 cm.



Obr. 39 Uspořádání kolagenních vláken v chrupavce (upraveno podle Nordin & Frankel, 1989)
Janura (2007)

Intermediate elements - hyaline cartilage:

Structure of the hyaline cartilage:

1) cells (chondrocytes), 2) an amorphous intercellular substance, 3) collagen fibers.

The network of collagen fibers is thinner than in ligaments. The most represented substance in the cartilage is water (about 60%). 80% of water is contained in the vicinity of the cartilage surface and its amount decreases towards the deeper layers. During compression, about 70% water is changing its position. As a whole, hyaline cartilage represents a porous, permeable tissue containing fluid, which can be imagined as a sponge soaked with water.

Three layers:

Upper layer: the fibrous network is arranged in parallel to the surface.

Middle layer: random orientation of fibers

Deep layer: the fibers are perpendicular (as if “impaled”) to the bone surface

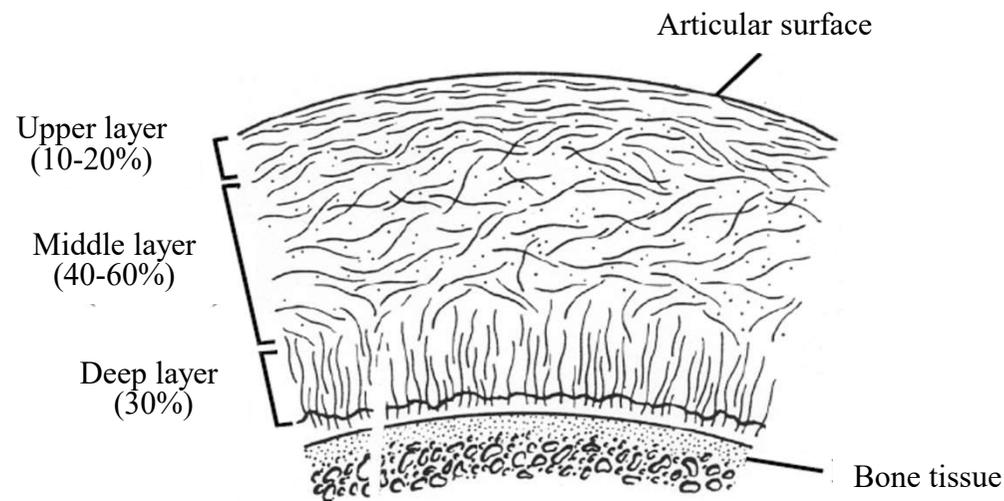


Fig.39: Arrangement of collagen fibers in a cartilage (modified after Nordin and Frankel, 1989, cit. by Janura 2007)

In cartilages, there are neither nerve endings nor blood vessels.

Dimensions: The whole layer is usually 1-5 mm wide. (Fig. 39).

However, there are exceptions for some joints; e.g. in young women the layer of patella cartilage is up to 1 cm wide.

Mezilehlé prvky – HYALINNÍ CHRUPAVKA :

Problémem kloubní chrupavky je její omezená schopnost regenerace.

Chrupavka nemá nervy ani cévní zásobení, výživa se realizuje difuzí.
(důležitý je zde pravidelný pohyb)

V závislosti na velikosti a frekvenci působení zátěže, dochází ke změnám v mikrostruktuře (molekulární stavba kolagenní matrice) chrupavky.

Tyto změny se dále promítají do reakce kosti pod chrupavkou a měkkých tkání v jejím okolí, které mají za následek vznik bolestivých stavů.

K těmto stavům nemusí vést pouze nadměrné zatěžování chrupavky, protože i na „nezatíženou“ chrupavku působí tlak asi 0,6-0,8 MPa.

Intermediate elements - hyaline cartilage:

A problem of articular cartilages is their limited ability to regenerate.

Cartilages do not have nerve endings or blood supply, nutrition takes place by diffusion. (For this, regular movement activity is important)

In response to the size and frequency of the load applied, changes occur in the microstructure (molecular structure of the collagen matrix) cartilage.

Harmful changes in cartilage are also reflected in the bone beneath the cartilage and in the surrounding soft tissue, which results in painful conditions. (Because of no nerve endings, pain does not occur due to changes in the cartilage only.)

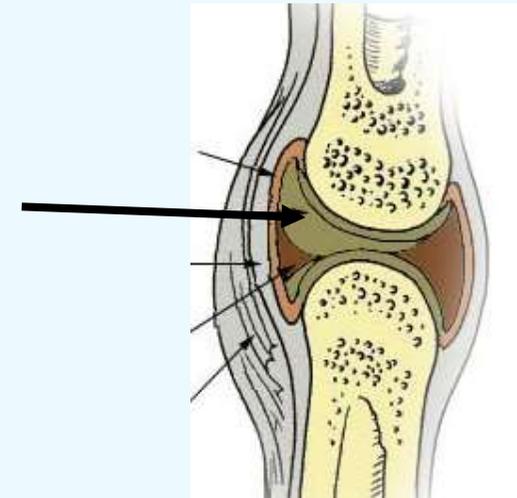
Painful states may not be only due to excessive loading of cartilage, there is also an operating pressure of about 0.6 to 0.8 MPa acting on "unloaded" cartilage.

Mezilehlé prvky - Disky a menisky :

Chrupavčité destičky (na bázi vazivové chrupavky), které jsou vložené mezi kloubní plochy kostí

Disky - souvislý plný tvar

Menisky - tvar srpku



Hlavní biomechanické funkce:

vyrovnání různého zakřivení kloubních ploch;

pohlcování části energie při zatížení kloubu;

zlepšení možnosti pohybu v kloubu;

zabránění turbulence synoviální tekutiny a tím zlepšení její
lubrikační schopnosti.

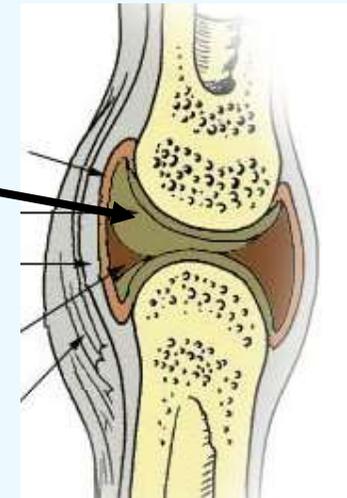
Tam, kde disky nebo menisky vazivové chrupavky přiléhají ke kloubním pouzdrům, mají z cévních sítí pouzder i různě rozsáhlé krevní zásobení

Intermediate elements - Discs and menisci:

Cartilaginous plates (based on fibrous cartilage) which are inserted between the articular surfaces of bones

Discs - continuous full form

Menisci – shape of a crescent



wikipedia

Main biomechanical functions:

- Alignment of different curvatures of the articular surfaces;
- Absorbtion of part of the energy loading the joint;
- Improve the movement possibilities in the joints;
- Prevent turbulence of synovial fluid thus improving its lubricating ability.

At places adjoining to the articular capsule, discs and menisci have vascular network and blood supply from the joint capsule

Mezilehlé prvky – KLOUBNÍ SPOJENÍ :

Kloub je spojení a zároveň ohebné místo vzájemně se stýkajících dvou nebo více kostí. Slouží k pohybu určité části těla.

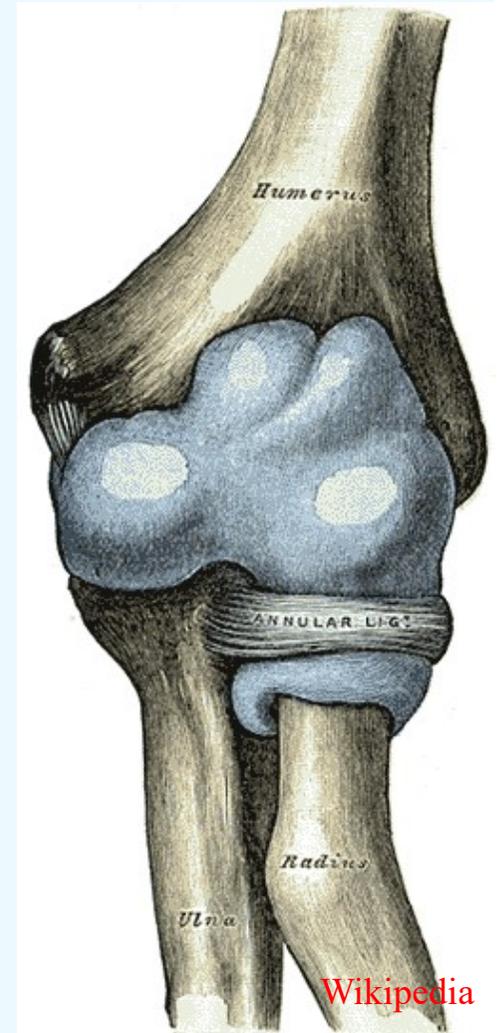
Kloubní spojení vytváří strukturu, často velmi složitou, jejímiž prvky jsou základní elementy pasivních podsystémů – kosti, šlachy, vazy, chrupavky

Z biomechanického hlediska je důležitá znalost pohybů, ke kterým v kloubu dochází.

Pohyb je ovlivněn geometrickým tvarem styčných ploch, uspořádáním vazů a svalových úponů a vlastnostmi kloubního pouzdra.

Možnost provedení pohybu v každém kloubu lze charakterizovat pomocí počtu stupňů volnosti.

Jeden stupeň volnosti znamená, že kloub umožňuje pohyb segmentu v jedné rovině (např. flexe a extenze v loketním kloubu), či otáčení kolem jedné osy.



Obr: Kloub loketní (jeden stupeň volnosti – viz dále)

Wikipedia

Intermediate elements - Joints:

A joint is a connection and a flexible place between (two or more) adjacent bones. Used for movement of a certain body part.

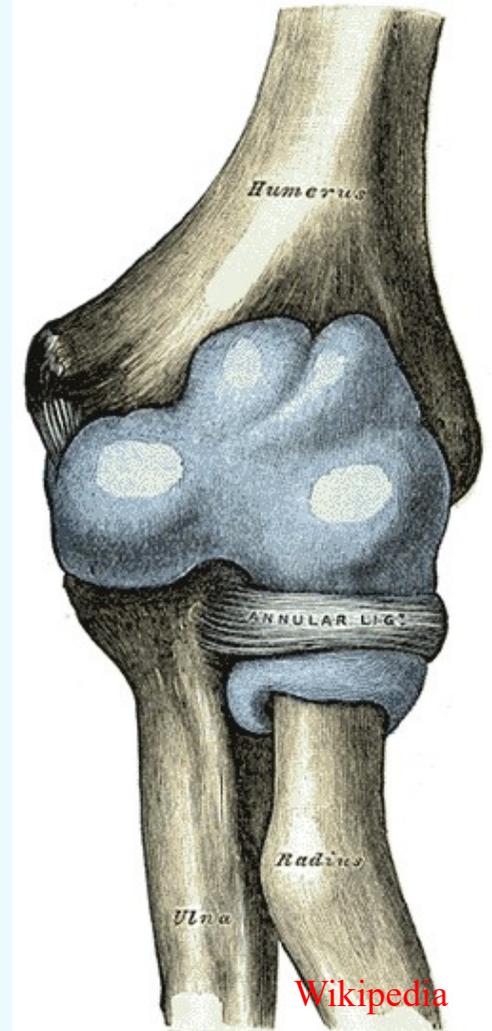
The structure of joints is often very complex, containing basic elements of passive subsystems - bones, tendons, ligaments, cartilage.

From a biomechanical perspective it is important to know the movements which occur in the joint.

The movement is influenced by the geometric shape of the adjacent surfaces, the arrangement of ligaments, muscle insertions and properties of the joint capsule.

Ability of movements in each joint can be characterized by the number of degrees of freedom.

One degree of freedom means that the joint allows for movement of the segments in one plane (e.g. flexion and extension at the elbow joint), or rotation around a single axis.



Wikipedia

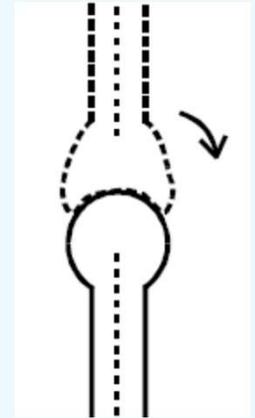
Fig: The elbow joint – one degree of freedom – see later

Anatomické rozdělení kloubů :

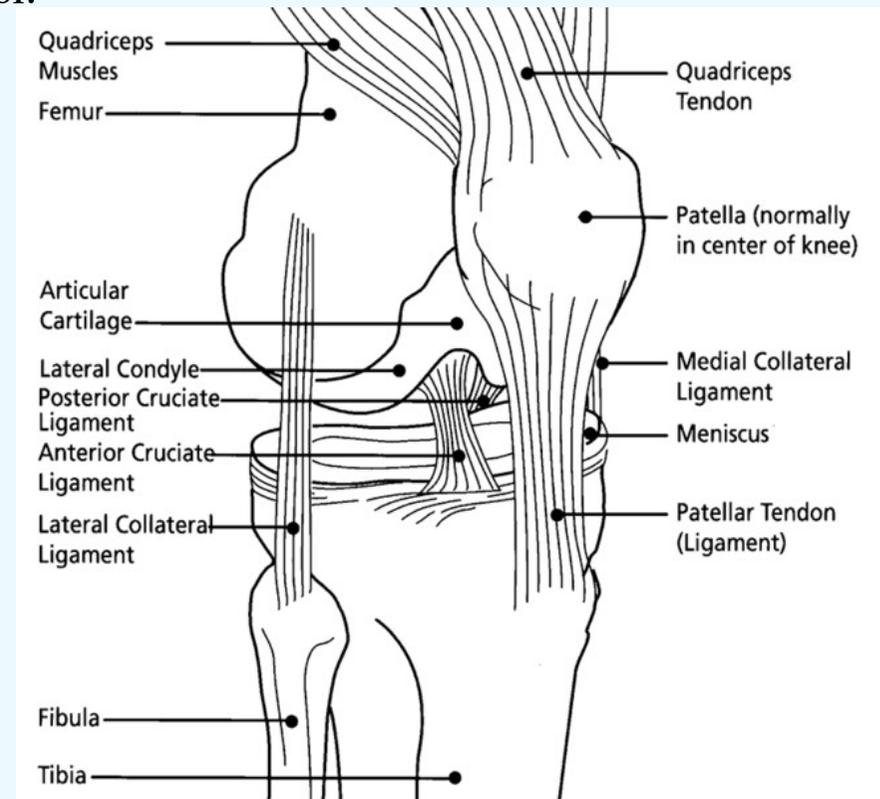
Podle počtu přítomných elementů rozlišujeme klouby:

a) jednoduché (spojují dvě kosti – např. kloub kyčelní, či ramenní). Skládá se z dvou styčných ploch krytých **chrupavkou**. Jedna plocha se nazývá **kloubní hlavice** (vypouklý konec jedné kosti) a druhá **kloubní jamka** (vyhloubený konec druhé kosti).

b) složené (více kostí nebo dvě kosti s meniskem, např. kloub kolenní či kloub zápěstí). Jejich anatomická struktura je složitější.



Obr: kyčelní kloub



Obr: kolenní kloub

Anatomic categorization of joints:

Depending on the number of elements we can distinguish:

a) simple joints (joining two bones - eg. the hip joint, or shoulder). It consists of two contact surfaces covered by cartilage. One surface is called the articular head (the convex end of one bone) and the other the articular fossa (the concave end of the other bone).

b) composite joints (multiple bones or two bones with meniscus, eg. the knee joint or the wrist joint). Their anatomy is more complex.

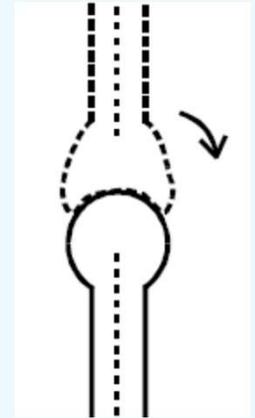


Fig: The hip joint

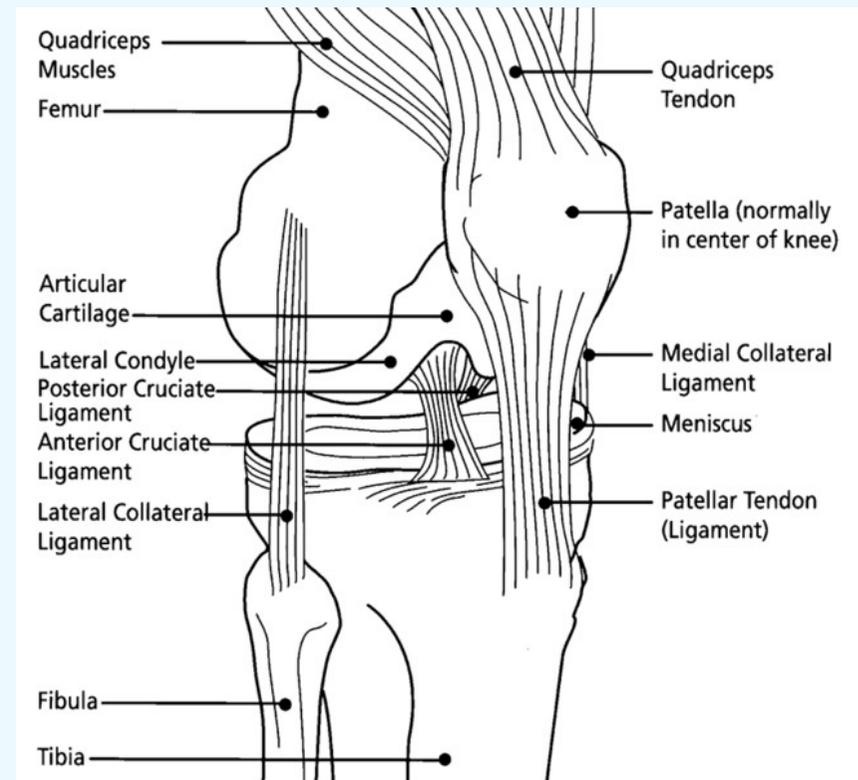


Fig: The knee joint

Anatomické rozdělení kloubů:

Zdroj: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub> (ale pozor, tam i lehce zmatečné informace, zde kombinováno z více zdrojů)

Podle tvaru kloubních ploch rozlišujeme klouby:

1) **Kulový** – víceosý kloub - pohyb možný všemi směry – rotace, flexe & extenze, i addukce & abdukce (např. kloub ramenní nebo kyčelní)

2) **Elipsoidní** (vejčitý) - hlavice jedné kosti má vejčitý tvar, v druhé kosti je eliptická dutina. Dvouosý kloub - umožňuje pohyb podél dvou os – flx&ext a add&abd (např. spojení kosti zápřstní a 1. článkem ukazováčku až malíčku)

3) **Sedlový** - spojované kosti mají duté i vypuklé části, tvarem připomínají koňské sedlo. Také dvouosý kloub - flx&ext a add&abd (např. zápřstní kosti palce a karpální kosti).

4) **Válcový** – jednoosý kloub - pohyb možný jen ve směru ohybu – flexe&extenze (např. klouby článků prstů)

5) **Čepový** – jednoosý kloub, pouze rotace - výběžek jedné kosti se otáčí v kruhovém otvoru jiné kosti. (např. spojení nosiče a čepovce u krční páteře).

6) **Kladkový** – jednoosý kloub - na hlavici jedné kosti je rýha, na hlavici druhé kosti, kterou připojuje, je hrana - vodící lišta. (např. spojení kosti pažní a loketní)

7) **Plochý** – tuhý, s omezenou pohyblivostí (např. klouby spojující obratle nebo k. sternoklavikulární mezi hrudní a klíční kostí)



Anatomic categorization of joints:

Source: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub> (but careful, contains also confusing pieces of information, here it is extracted from more sources)

According to the shape of the articular surfaces, these types of joints are distinguished:

- 1) Spheroid** - multi-axis joint - allows movement in all directions - rotation, flexion & extension, abduction & adduction (eg. **the shoulder or hip joint**)
- 2) Elipsoid (ovoid)** – one of the bone heads is egg-shaped, the other bone forms an elliptical cavity. Biaxial joint - allows movement along two axes - flx & ext and add & abd (eg. **joints of the metacarpal bone complexes with the first phalanx of the index finger, middle finger, ring finger or little finger**)
- 3) Saddle-type** - jointed bones are hollow and convex, shape reminiscent of a horse saddle. Also a biaxial joint - flx & ext and add & abd (e.g. **joint between the thumb phalanx and the carpal bone**).
- 4) Cylindric** - uniaxial joint - the movement is only possible in the direction of the bend - flexion & extension (e.g. **phalangeal joints**)
- 5) Hinge-type** - uniaxial joint, rotation only - a bone protrusion rotates in a circular aperture of another bone. (e.g. **joint between the atlas and axis vertebrae in cervical spine**).
- 6) Sheave-type** - uniaxial joint – one bone head contains a groove while the second, connecting bone forms a ridge, a guide rail. (e.g. **joint between humerus and ulna in the elbow**)
- 7) Flat** - stiff, with limited mobility (e.g. **the joints connecting the vertebrae or sternoclavicular joint** between the chest bone and the clavicle)



Anatomické rozdělení kloubů :

Podle geometrického tvaru kontaktních ploch a podle počtu os rozlišujeme klouby (Janura 2007 podle Čiháka 1997):

a) víceosé	kloub <i>kulovitý volný</i> (k. ramenní)	tvar styčných ploch koule
	<i>kulovitý omezený</i> (k. kyčelní)	(výběžků)
b) dvouosé	<i>elipsovitý</i> (spojení kondylů kosti týlní a jamek na 1. krčním obratli)	rotační elipsoid
	<i>sedlový</i> (k. karpometakarpový)	koňské sedlo
c) jednoosé	<i>válcový – šarnýrový</i> (k. mezi články prstů)	povrch válce
	– <i>kolový</i> (k. loketní – ulna x radius)	
	<i>kladkový</i> (k. loketní – ulna x humerus)	vodící lišta + rýha
	kloub <i>plochý</i> (k. sternoklavikulární)	
	kloub <i>tuhý</i> (k. sakroiliakální)	

Mezi zápěstím a záprstím

Relativně složitý systém - více informací viz literatura

Anatomic distribution of joints:

Based on geometric shape of the contact surfaces and number of axes we distinguish these joints (Janura 2007 after Čihák, 1997):

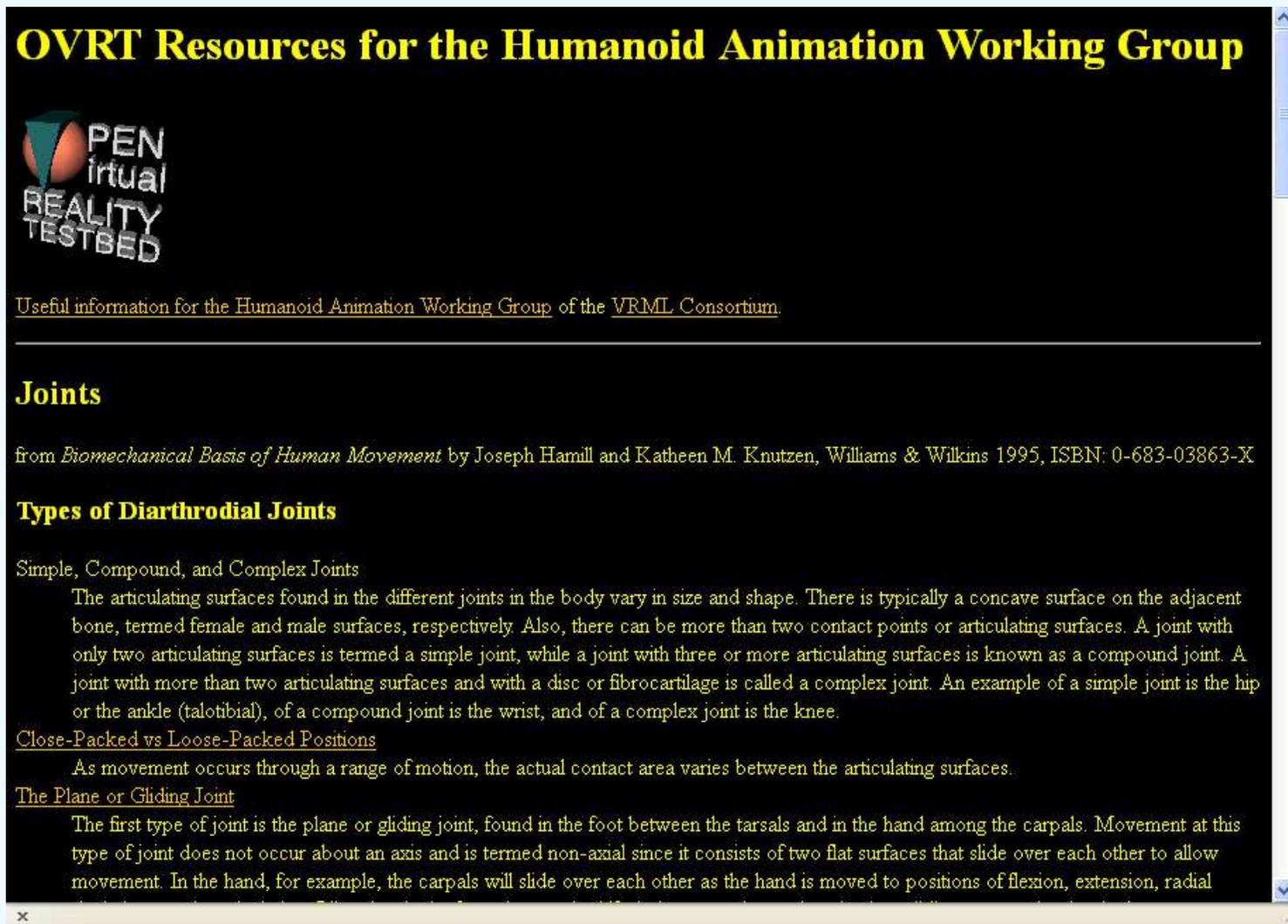
a) víceosé	kloub <i>kulovitý volný</i> (k. ramenní)	tvár styčných ploch koule
	<i>kulovitý omezený</i> (k. kyčelní) (výběžků)	
b) dvouosé	<i>elipsovitý</i> (spojení kondylů kosti týlní a jamek na 1. krčním obratli)	rotační elipsoid
	<i>sedlový</i> (k. karpometakarpový)	koňské sedlo
c) jednoosé	<i>válcový – šarnýrový</i> (k. mezi články prstů)	povrch válce
	– <i>kolový</i> (k. loketní – ulna x radius)	
	<i>kladkový</i> (k. loketní – ulna x humerus)	vodící lišta + rýha
	kloub <i>plochý</i> (k. sternoklavikulární)	
	kloub <i>tuhý</i> (k. sakroiliakální)	

Mezi zápěstím a záprstím

Rather complex system – for more info, see literature

Typy kloubů / Types of joints:

Základní biomechanické informace o kloubech / Basic biomechanic information on joints



OVRT Resources for the Humanoid Animation Working Group

 PEN
irtual
REALITY
TESTBED

Useful information for the Humanoid Animation Working Group of the VRML Consortium.

Joints

from *Biomechanical Basis of Human Movement* by Joseph Hamill and Katheen M. Knutzen, Williams & Wilkins 1995, ISBN: 0-683-03863-X

Types of Diarthrodial Joints

Simple, Compound, and Complex Joints

The articulating surfaces found in the different joints in the body vary in size and shape. There is typically a concave surface on the adjacent bone, termed female and male surfaces, respectively. Also, there can be more than two contact points or articulating surfaces. A joint with only two articulating surfaces is termed a simple joint, while a joint with three or more articulating surfaces is known as a compound joint. A joint with more than two articulating surfaces and with a disc or fibrocartilage is called a complex joint. An example of a simple joint is the hip or the ankle (talotibial), of a compound joint is the wrist, and of a complex joint is the knee.

Close-Packed vs Loose-Packed Positions

As movement occurs through a range of motion, the actual contact area varies between the articulating surfaces.

The Plane or Gliding Joint

The first type of joint is the plane or gliding joint, found in the foot between the tarsals and in the hand among the carpals. Movement at this type of joint does not occur about an axis and is termed non-axial since it consists of two flat surfaces that slide over each other to allow movement. In the hand, for example, the carpals will slide over each other as the hand is moved to positions of flexion, extension, radial

<http://ovrt.nist.gov/projects/vrml/h-anim/jointInfo.html>

Another categorization of joints / Další rozdělení kloubů :

Structural classification / Strukturální klasifikace

Structural classification divides joints (klouby) according to how the bones are connected to each other. There are three structural classifications of joints:

fibrous joints (vazivové klouby) - joined by fibrous connective tissue (spojené vazivem)

cartilaginous joints (chrupavčité klouby) - joined by cartilage

synovial joints (synoviální klouby) – bones not directly joined

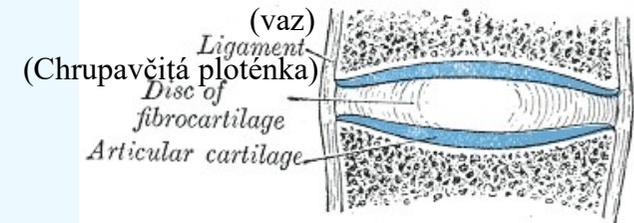
Functional classification / Funkční klasifikace

Joints can also be classified functionally, by the degree of mobility (pohyblivosti) they allow:

synarthrosis - permits little or no mobility. Most synarthrosis joints are fibrous joints.

amphiarthrosis - permits slight mobility. Most amphiarthrosis joints are cartilaginous joints.

diarthrosis - permits a variety of movements. All diarthrosis joints are synovial joints, and the terms "diarthrosis" and "synovial joint" are considered equivalent by Terminologia Anatomica. [5]



Depiction of an intervertebral disk, a cartilaginous joint.

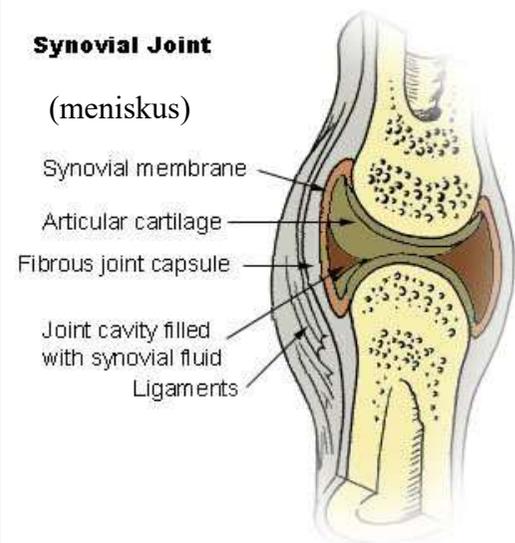


Diagram of a synovial (diarthrosis) joint
www.wikipedia.com

Synoviální kloub, synoviální tekutina:

Synoviální kloub – kosti se nedotýkají přímo, ale přes synoviální tekutinu

Synoviální tekutina - derivát krevní plazmy, který produkuje synoviální membrána vystylající kloubní pouzdro.

Tekutina redukuje tření, vyživuje chrupavky a umožňuje pevné přilnutí kloubních povrchů příslušných kostí.

Z biomechanického hlediska je důležitý vliv synoviální tekutiny na zvýšení pružnosti kloubní chrupavky a snížení tření v kloubu.

Při onemocnění kloubu množství synoviální tekutiny prudce narůstá (až 1 000x) se současnou změnou mechanických vlastností.

Zánětlivá a degenerativní onemocnění a mechanická afekce snižují viskozitu. Tekutina je vytlačována před a pod pohybující se kontaktní plochu, k reabsorpci dochází po odeznění zátěže.

Pozn: Viskoelastické vlastnosti synoviální tekutiny se mění s věkem. Jejich hodnota nezávisí na teplotě, ale na rychlosti pohybujících se kloubních ploch. Tato závislost není lineární.

Synovial joint, synovial fluid:

Synovial joint – bones not touching directly but through the synovial fluid

Synovial fluid – derivative of blood plasma produced by the synovial membrane on the inner surface of the joint capsule.

It reduces friction, nourishes cartilage and ensures strong adhesion of the articular surfaces of the connecting bones.

From a biomechanical point of view, an important function of the synovial fluid of articular cartilage is to increase the flexibility and reduce friction in the joint.

Inflammatory and degenerative diseases and mechanical affection reduce viscosity. Fluid is expelled in front and below the moving contact surface.

In joint diseases, synovial fluid rapidly gains volume (increase up to 1 000 x) and, simultaneously, it changes its mechanical properties.

Note: The viscoelastic properties of the fluid vary with age. Their values do not depend on temperature, but on speed of the moving joint surfaces. This dependence is not linear.

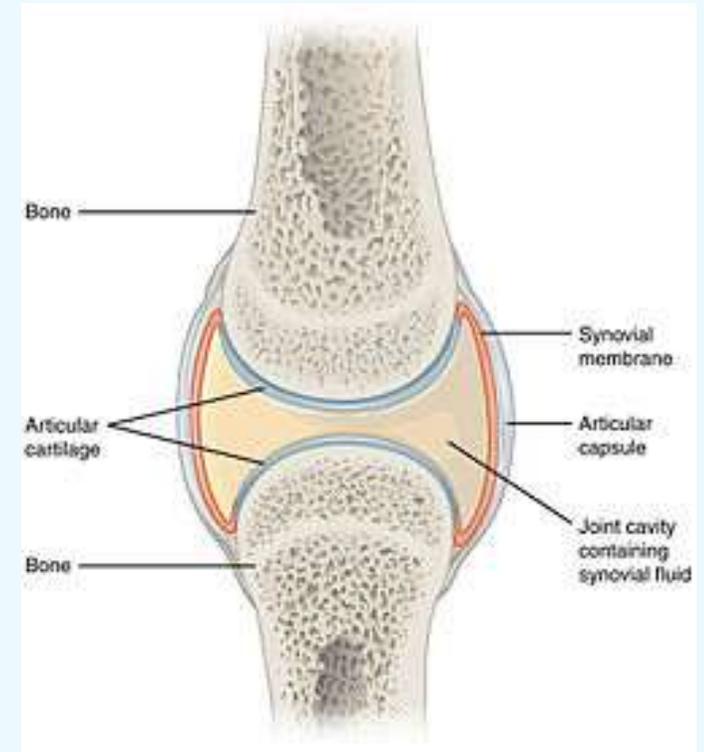
Anatomie synoviálního kloubu:

Synoviální kloub, také známý jako diarthróza, spojuje kosti vazivovým kloubním pouzdem, které je spojitě s periostem spojených kostí, tvoří vnější hranici synoviální dutiny a obklopuje kloubní povrchy kostí.

Synoviální dutina/kloub je vyplněn synoviální tekutinou. Kloubní pouzdro je tvořeno vnější vrstvou, kloubním pouzdem, které udržuje kosti strukturálně pohromadě, a vnitřní vrstvou, synoviální membránou, která utěsňuje synoviální tekutinu.

Kloubní pouzdro je zesíleno vazy.

Jsou to nejběžnější a nejpohyblivější typy kloubů v těle savce.



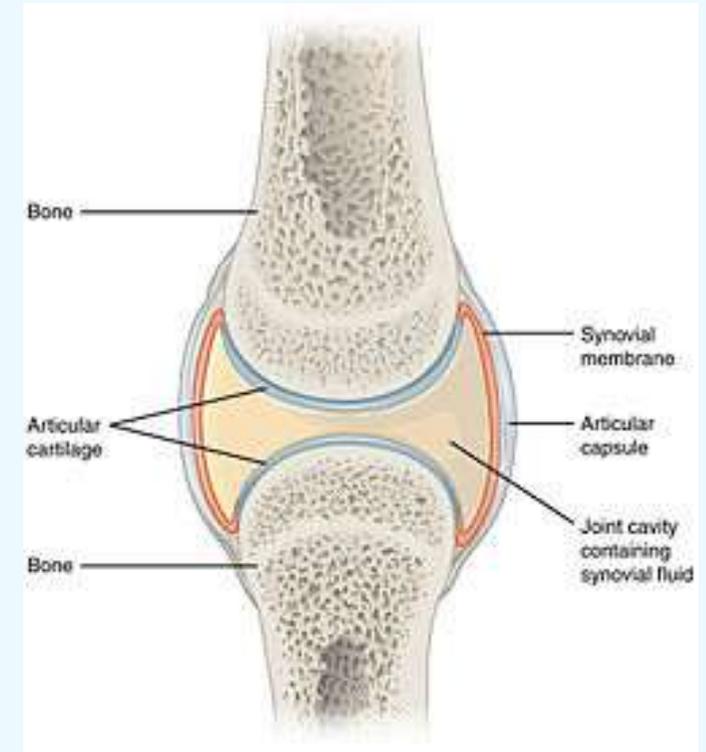
Anatomy of synovial joint:

A **synovial joint**, also known as **diarthrosis**, joins bones with a fibrous **joint capsule** that is continuous with the **periosteum** of the joined bones, constitutes the outer boundary of a **synovial cavity**, and surrounds the bones' articulating surfaces.

The synovial cavity/joint is filled with **synovial fluid**. The joint capsule is made up of an outer layer, the **articular capsule**, which keeps the bones together structurally, and an inner layer, the **synovial membrane**, which seals in the synovial fluid.

The articular capsule is strengthened by ligaments.

They are the most common and most movable types of **joints** in the body of a mammal. As with most other joints, synovial joints achieve movement at the point of contact of the articulating **bones**.

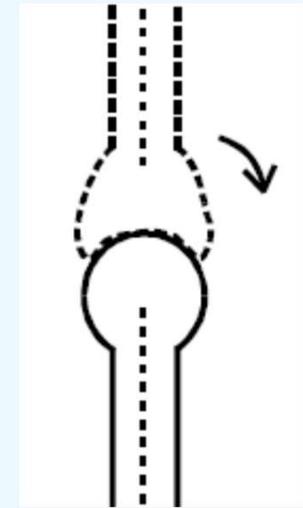


Anatomie synoviálního kloubu :

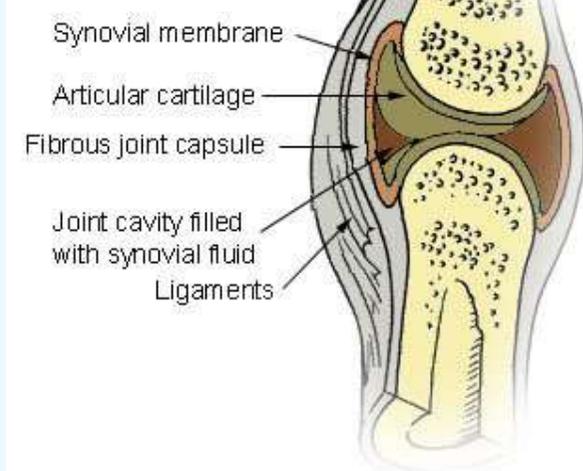
Jednoduchý kloub se skládá z dvou styčných ploch krytých chrupavkou. Jedna plocha se nazývá kloubní hlavice (vypouklý konec jedné kosti) a druhá kloubní jamka (vyhloubený konec druhé kosti).

Složené klouby jsou složitější.

Součástí kloubu je kloubní pouzdro, které uzavírá kloub. Je zesíleno vazy, z vnitřní strany ho vystýlá synoviální vrstva produkující synoviální tekutinu (kloubní maz - synovie), která zmírňuje tření, vyživuje kloubní chrupavky a zajišťuje pevné přilnutí kloubních ploch k sobě.



Synovial Joint



Artritida / Arthritis:

Obecný termín pro onemocnění kloubů (různé příčiny)

A generic term for diseases of the joints (of various causes)

Synovial joint, synovial fluid:

Arthritis: A generic term for diseases of the joints (of various causes)

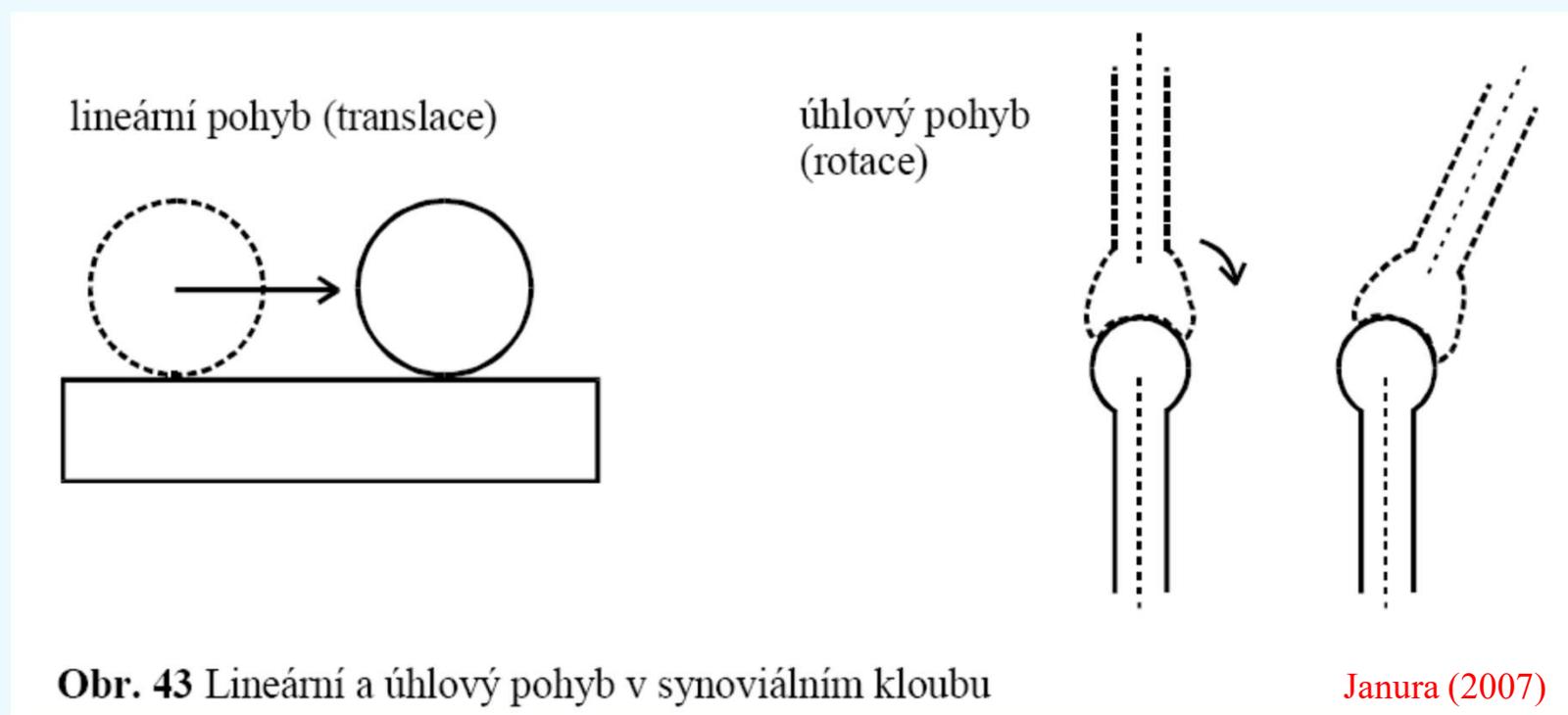
Inflammatory and degenerative diseases and mechanical affection reduce viscosity. Fluid is expelled in front and below the moving contact surface. Reabsorption takes place after the load disappears.

In joint diseases, synovial fluid rapidly gains volume (increase up to 1 000 x) and, simultaneously, it changes its mechanical properties.

Pohyby v kloubu :

Pohyb v kloubu:

- vyjádřený pomocí pohybu kostí, které jsou pomocí tohoto kloubu spojené
 - lze zpravidla určit jako kombinaci lineárního a úhlového pohybu.
- úhlová forma je dominantní a významně ovlivňuje celkové provedení (obr. 43).



Movements in the joint:

- Expressed through the movement of the bones connected via this joint
- Usually, it can be described as a combination of linear and angular motion.
- The angular motion is dominant and significantly affects the overall performance (Fig. 43).

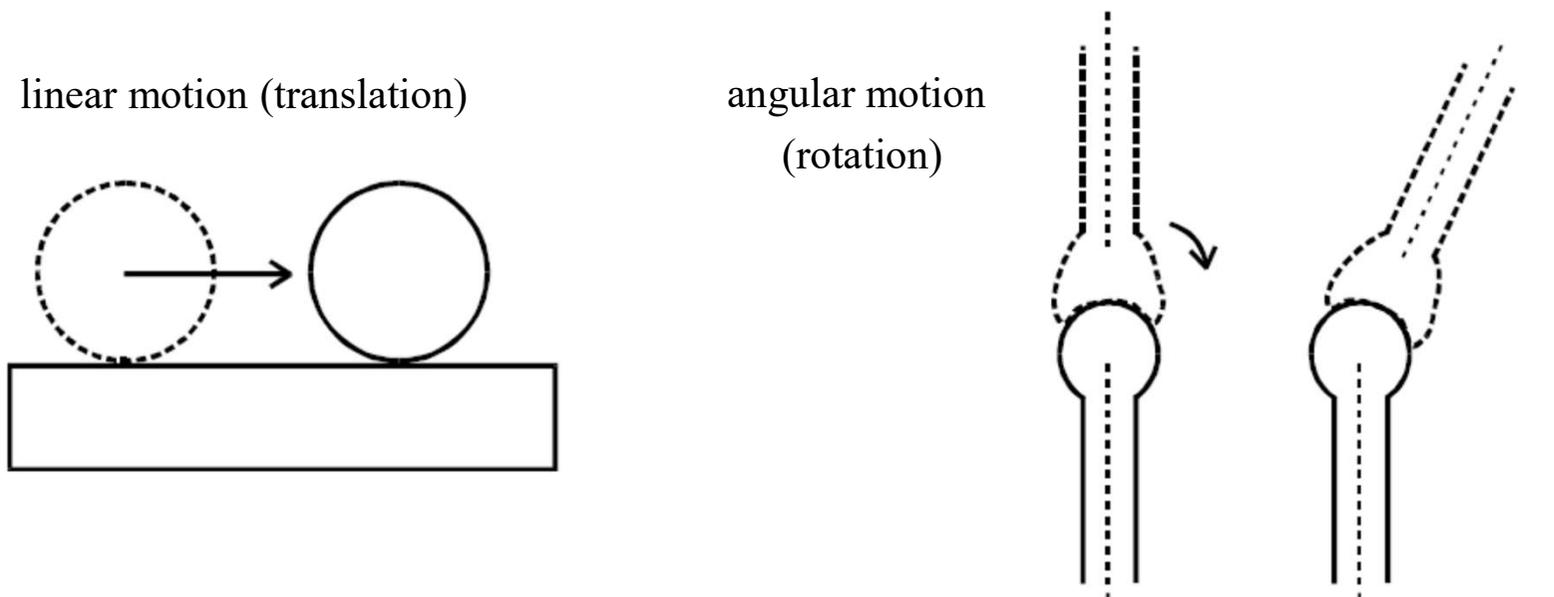


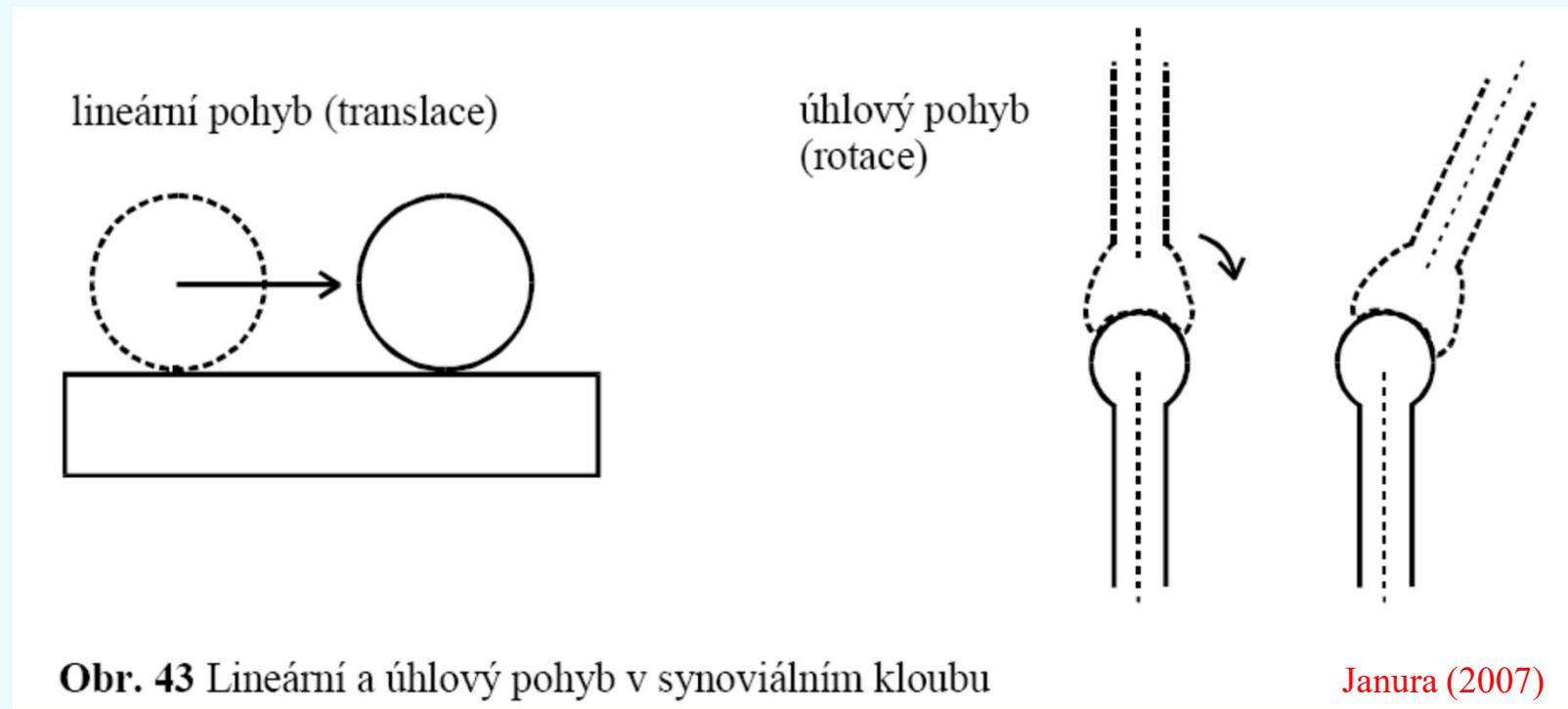
Fig. 43: Linear and angular motion in a synovial joint (From Janura 2007)

Pohyby v kloubu :

Úhlový pohyb - všechny body na segmentu se pohybují po dráze, která je částí kružnice. Velikost dráhy je vyjádřena velikostí úhlu.

Tyto pohyby jsou typické pro kulové, válcové, eliptické a kladkové klouby.

Translační pohyb všechny body pohybujícího se segmentu urazí stejnou dráhu. Čistý translační pohyb se vyskytuje poměrně málo. Do této skupiny lze zařadit např. pohyb, způsobený kompresí a dekompresí kloubních povrchů.



Movements in the joint:

Angular movement - all points on the segment move along a circular trajectory.
The trajectory size depends on the size of the angle.

These movements are typical for spherical, cylindrical, elliptical and hinge joints.

Translational movement – all points of the moving segment travel with the same path. Pure translational movement occurs relatively rarely. This group may include, for example, movements caused by compression and decompression of articular surfaces.

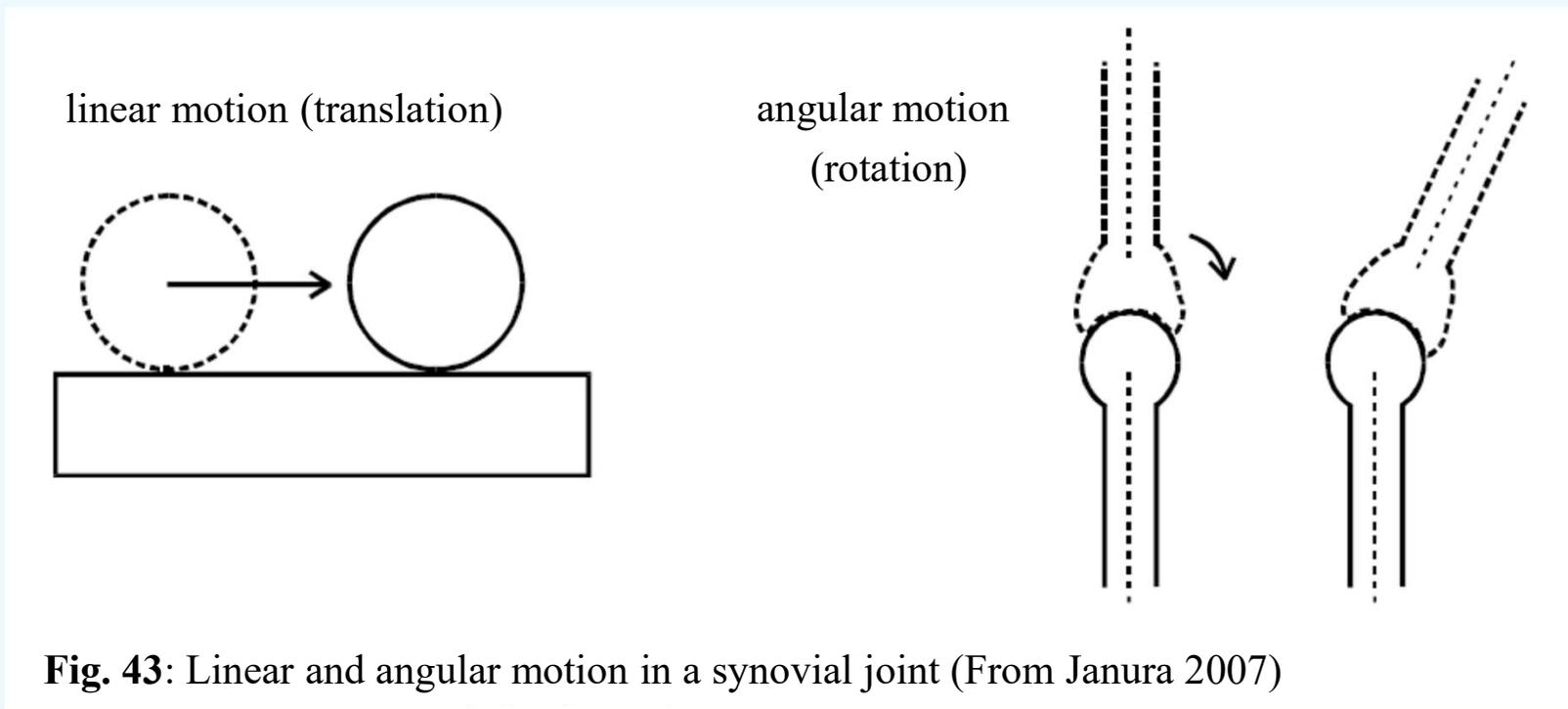


Fig. 43: Linear and angular motion in a synovial joint (From Janura 2007)

Pohyb mezi povrchy kloubu :

V synoviálním kloubu lze pohyb mezi povrchy kloubu vyjádřit pomocí tří základních typů (obr. 44, Janura):

- a) rotace – nedochází ke změně místa kontaktu (někdy je charakterizována jako rotace kolem podélné osy),
- b) klouzání – dochází k pohybu kloubních povrchů vůči sobě (z hlediska pohybu kostí mluvíme o nelineární translaci),
- c) valení – osa otáčení je v místě kontaktu ploch (z hlediska pohybu kostí se jedná o kombinaci rotace a translace).

Movement between the joint surfaces:

In synovial joint, the motion between the joint surfaces can be divided into the three types (Fig. 44):

- a) Rotation – there is no change of the point of contact (sometimes characterized as a rotation around the longitudinal axis),
- b) Sliding - involves change of position of the joint surfaces against each other (in terms of the movement of the bones we talk about nonlinear translation)
- c) Rolling - the axis of rotation is at the contact point which moves (in terms of the movement of the bone it is a combination of rotation and translation).

Pohyb mezi povrchy kloubu :

Rychlost posunu kloubních povrchů vůči sobě dosahuje hodnoty asi 0,3 m.s⁻¹. Koeficient tření je v rozmezí 0,005-0,02.

Klouzání a rotace ovlivňují chrupavku kombinací tlakové a smykové zátěže. Pro valení je typická komprese chrupavky. V oblastech, které jsou vystaveny delší dobu nadměrné zátěži, může dojít k trvalému poškození v důsledku omezené možnosti reparace chrupavky.

Na zatížení kloubu má vliv:

- hmotnost těla,
- setrvačné síly vzniklé při změně pohybového stavu těla a jeho segmentů,
 - působení svalové síly
 - a intra- a extraartikulární odpory.

Zatímco při pomalé chůzi se zatížení v kyčelním kloubu zvyšuje asi 1,5-1,6x oproti stoje, při běhu je tento nárůst pětinasobný.

Movement between the joint surfaces:

The speed of displacement of the joint surfaces against each other is about 0.3 m/s.
The coefficient of friction is in the range 0.005 to 0.02.

Sliding and rotation act on the cartilage through the combination of compression and shear loads. In rolling, compression of the cartilage typically occurs. The areas that are exposed to an extended period of excessive stress can be affected by a permanent damage because the cartilage repair possibilities are limited.

The joint loading is influenced by:

- Body weight,
- Inertial forces in case of changes in motion conditions of the body and its segments,
- Influence of muscle strength
- Resistances inside and outside the joint

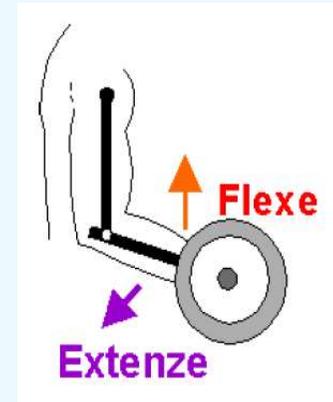
In slow walk the load of the hip increases about 1,5-1,6 x (compared to standing), whereas in running this load increases 5 x.

Názvosloví - pohyby v kloubu (opakování):

a) otáčení kolem pravolevé osy ve frontální rovině – FLEXE A EXTENZE

Flexe - ohnutí, ohýbání (provádí flexory, ohybače), pohyb při kterém se zmenšuje kloubní úhel což je úhel, který v kloubu svírají kosti. LOKET, KOLENO

Extenze - natažení, napřímení (provádí extenzory - natahovače), pohyb při kterém se zvětšuje kloubní úhel. Přesný opak předchozího pohybu, v kloubu dochází k natažení, narovnání končetiny.



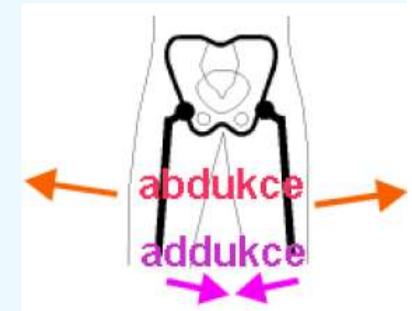
b) otáčení kolem předozadní osy v sagitální rovině – ABDUKCE A ADDUKCE

Abdukce - odtažení (provádí abduktory, odtahovače), pohyb směrem od osy těla. Volné konce končetin se vzdalují od osy trupu. [*rozpažování, roznožování, oddálení hlasivek*].

Addukce - přitažení (provádí adduktory), pohyb směrem k ose těla. Opak předchozího pohybu. [*přinožování, připažování, sblížení hlasivek*].

c) otáčení kolem podélné osy segmentu - ROTACE

Rotace - (provádí rotátory). Rotace v rameni či kyčli nebo v páteři. Rotujete při provádění výkrutů v sedě s tyčkou na ramenou.



KOMBINACE:

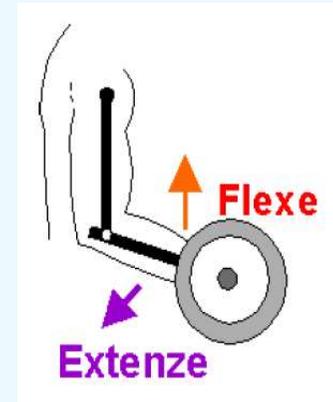
Kroužení (cirkumdukce). Z mechanického hlediska složitý pohyb, kdy dochází v kloubu postupně k flexi, abdukci, extenzi a addukci. Volný konec končetiny opisuje kruh. [KROUŽENÍ PRSTU]

Repetition: Terminology - movements in the joint:

a) rotating around a left-right axis in the frontal plane - flexion and extension

Flexion - bending (performed by flexors - flexor muscles) - motion in which the joint angle (angle between the bones) is reduced. ELBOW, KNEE

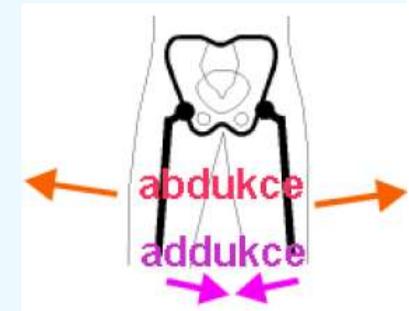
Extension - stretching, straightening (performed by extensors – extensor muscles) movement in which the joint angle increases. An exact opposite of the previous movement in the joint leads to stretching, straightening of the limbs.



b) rotation around the anteroposterior axis in the sagittal plane - abduction and adduction

Abduction – moving apart (performed by abductor muscles/abductors), move away from the axis of the body. The free ends of the limbs move away from the torso [spreading arms, limbs, opening the vocal folds].

Adduction – moving closer (done by adductor muscles/adductors), a movement toward the body axis. The opposite of abduction. [Putting arms closer to the body, putting legs together, approximating/closing the vocal folds].



c) rotating around the longitudinal axis of the segment - ROTATION

Rotation - (performed by rotators). Rotation in the shoulder, hip, or spine. E.g., spinning exercise with a dumbbell (činka) on the shoulders in sitting position.

COMBINATION:

Circling (circumduction). From a mechanical standpoint a complex movement of a joint which successively includes flexion, abduction, adduction, and extension. The free end of the limb moves in a circle. [Circling with the fingers]