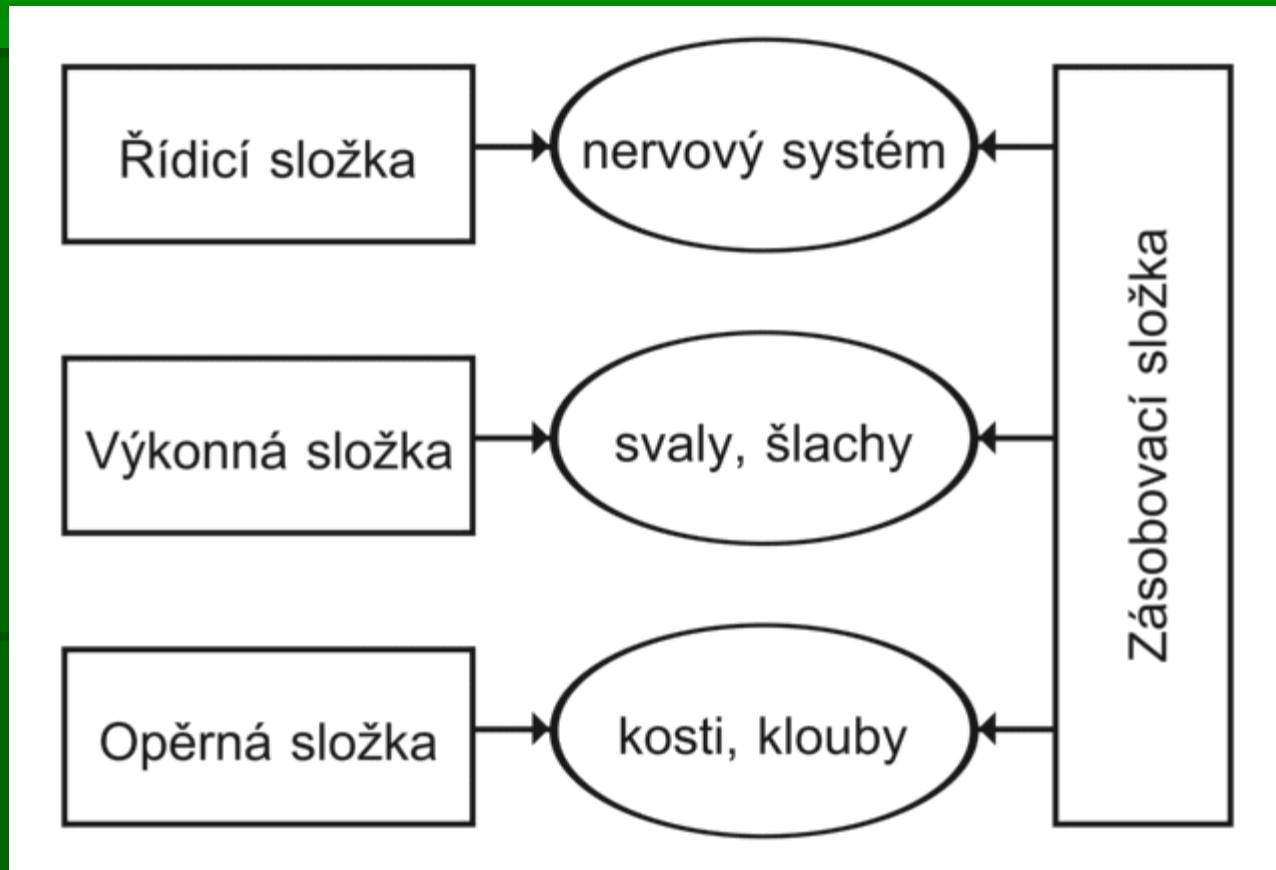


Biologický základ biomechaniky

Funkční složky pohybového systému



Pasivní subsystémy

- *kosterní soustava (více než 200 kostí)*
- + *mezilehlé prvky (šlachy, vazy, chrupavky, klouby)*

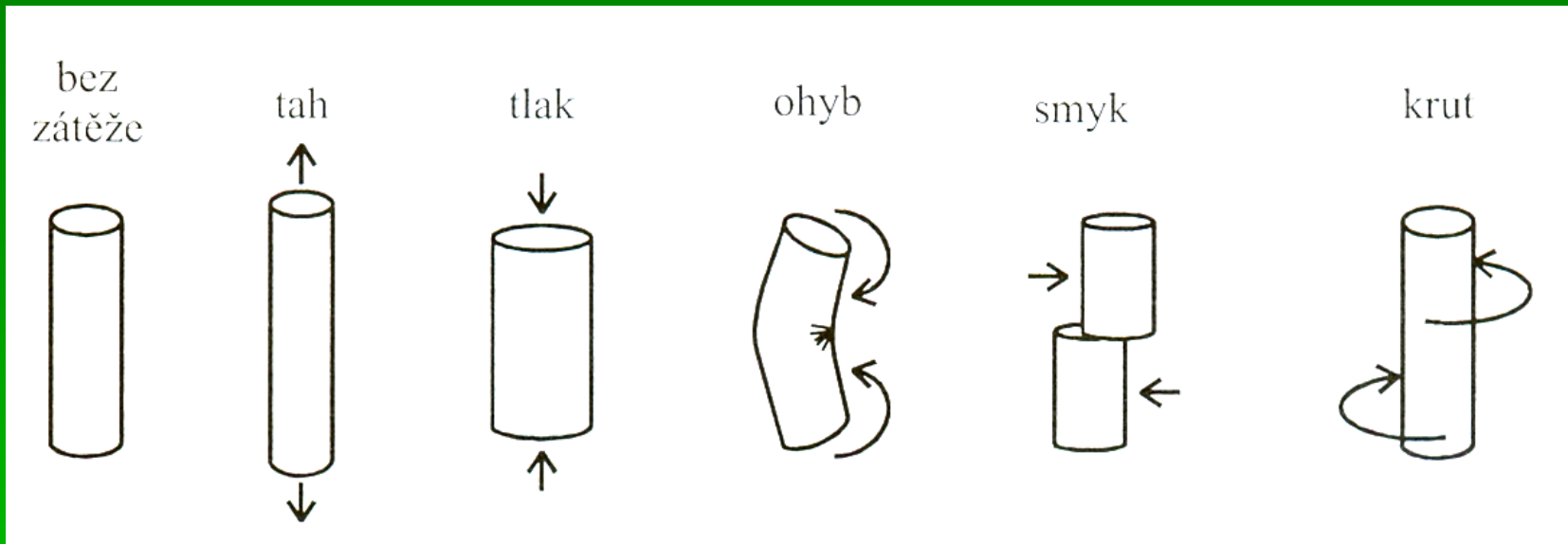
Hlavní funkce pasivního systému:

- slouží jako konstrukční prvky,
- vytvářejí mechanickou podporu,
- umožňují přenos mechanické energie,
- akumulují mechanickou energii,
- chrání vnitřní orgány před mechanickým poškozením.

Mechanické vlastnosti kostí

- Mechanická impedance (odolnost) tkání vůči mechanickému namáhání: pevnost, tvrdost, tuhost, pružnost
- Kosti: nehomogenní, anizotropní, viskoelastický materiál

Namáhání kostní tkáně



Stehenní kost:

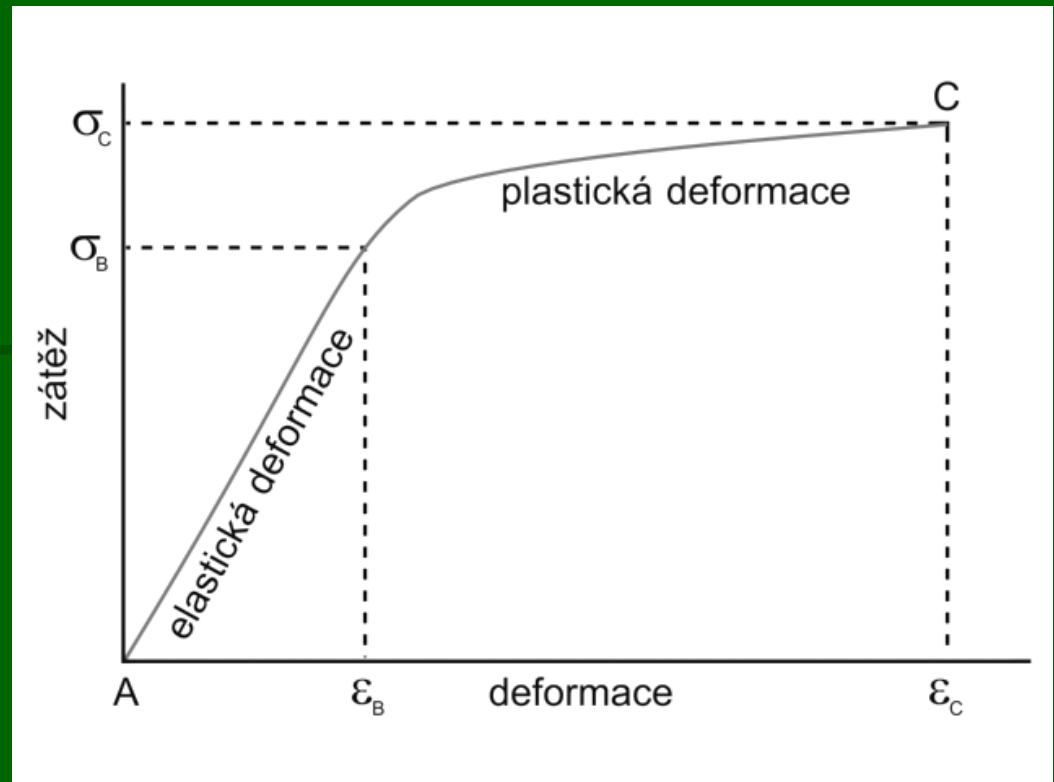
Tlak ve směru podélné osy – 187 MPa

Tah ve směru podélné osy – 132 MPa

Smyk – 58 MPa

Pružnost

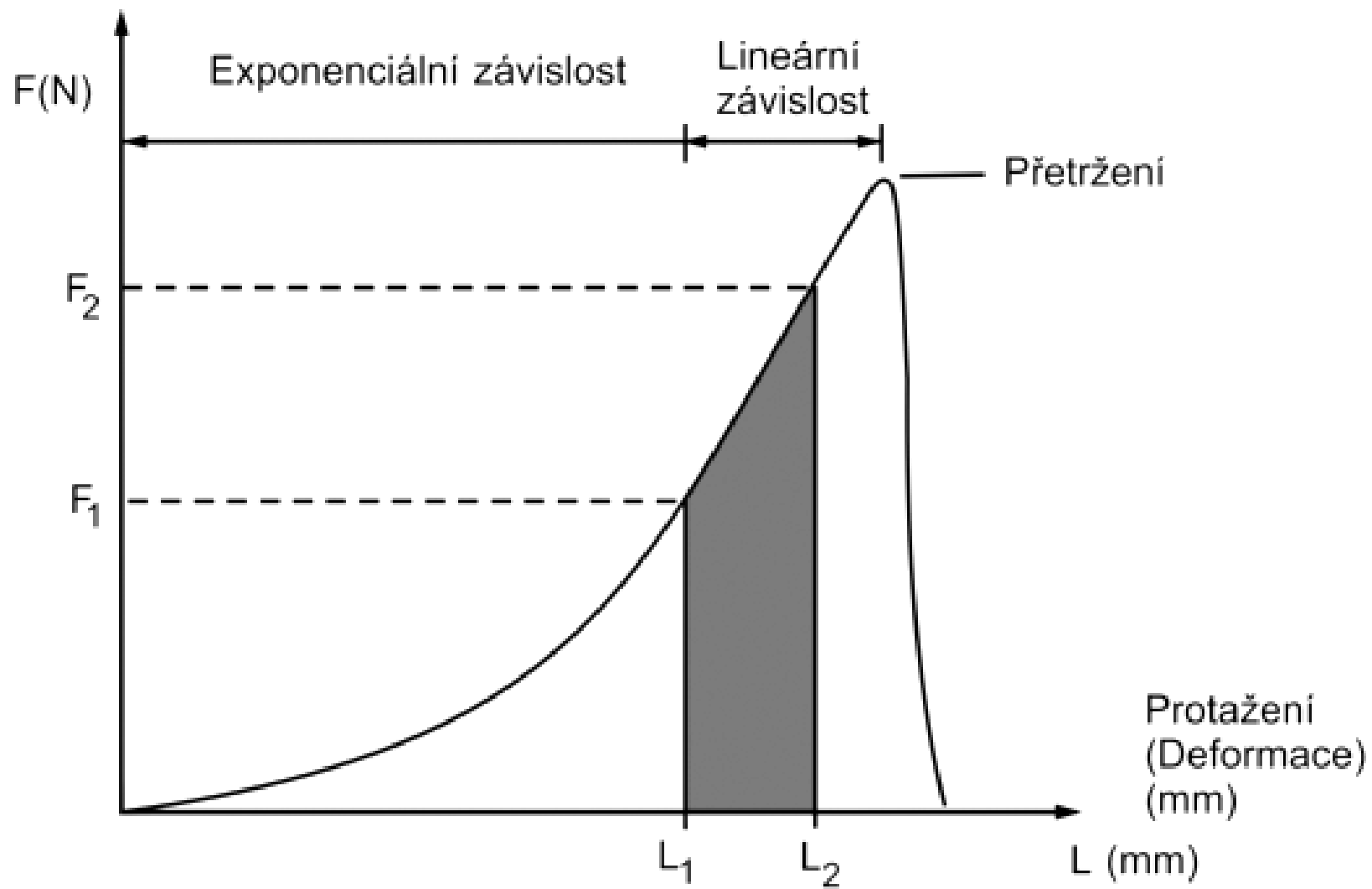
- Youngův modul pružnosti (poměr napětí a jím vyvolané deformace, materiály s větším modulem pružnosti mají menší deformace, jak vyplývá z obrázku, kde při stejném napětí v tahu)
- Mez pružnosti
- Mez pevnosti



| Tkáň | Mez pevnosti [MPa] |
|--------------------------|----------------------------------------------|
| Diafýza femuru – podélně | 170 – 209 (tlak) (7500 N) 132 – 133 (tah) |
| Diafýza femuru - krut | 133 |
| Tibie | 195 – 204 (tlak) (5000 N) 157 (tah) |
| Fibula | 125 (tlak) |
| Humerus | 136 (tlak) (6000 N) |
| Radius | 117 (tlak) |
| Ulna | 126 (tlak) |

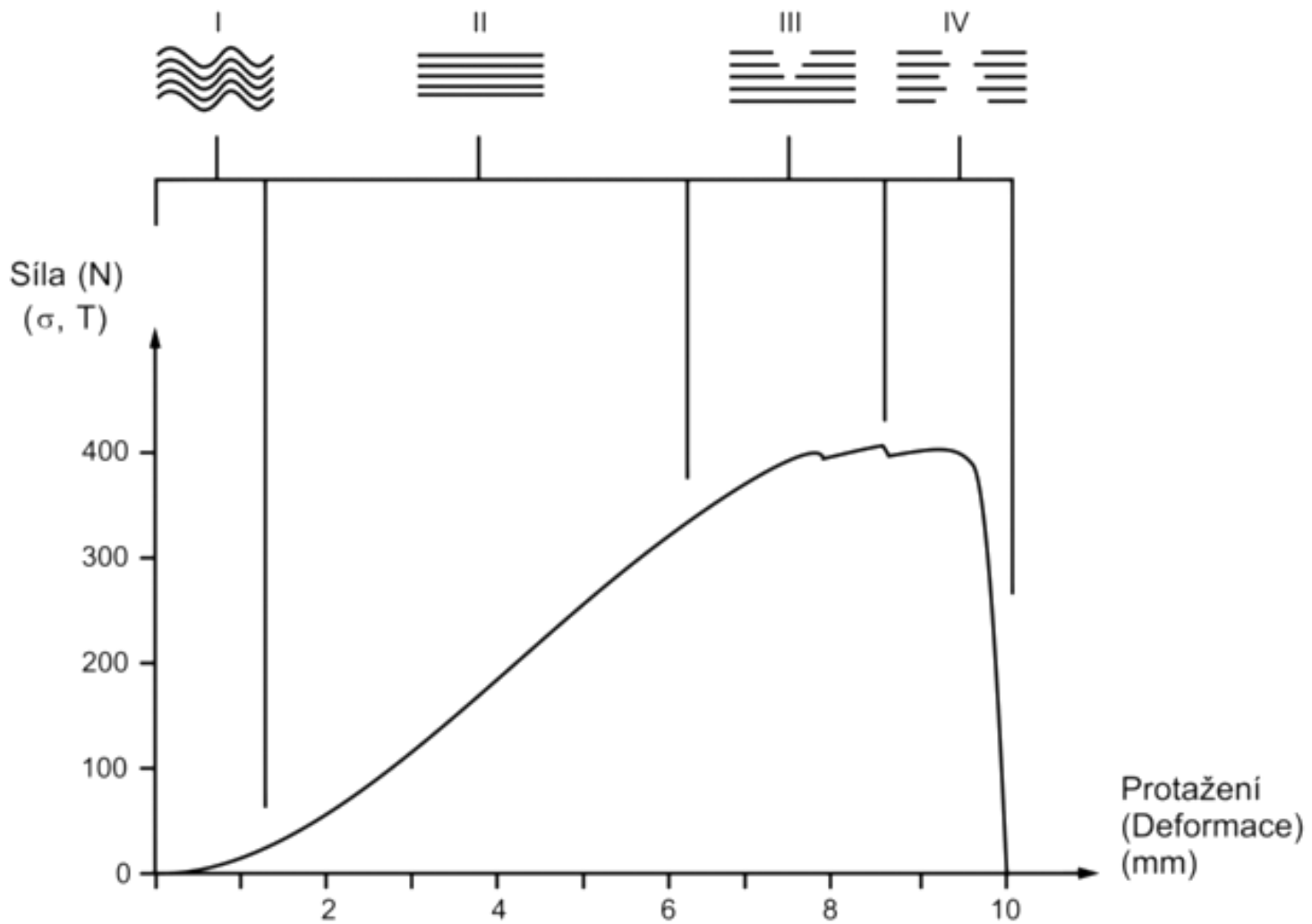
Šlachy

- Fce – přenos síly ze svalu na kost a uložení elastické energie
- Nelineární elastické struktury
- Pružnost – protažení o 10% své původní délky
- Pevnost - čtyřnásobně vyšší, než je maximální izometrický tah odpovídajícího svalu (mez pevnosti asi 100 MPa)
- Tuhost – fce prodloužení (malé Δl – nízká tuhost, s rostoucí Δl roste tuhost, v lineární části tuhost konst.)



Vazy

- Fce – stabilizace kloubů, usměrnění pohybu kloubů, vymezení jeho pohyblivosti
- Elastinová vlákna (pružná – Δl až 150%, nízká pevnost – 3 MPa)
- Kolagenní vlákna (nehomogenní, pružnost 4 - 10%, mez pevnosti 50 – 100 MPa)
- Tuhost vazy se mění nelineárně v závislosti na velikosti síly

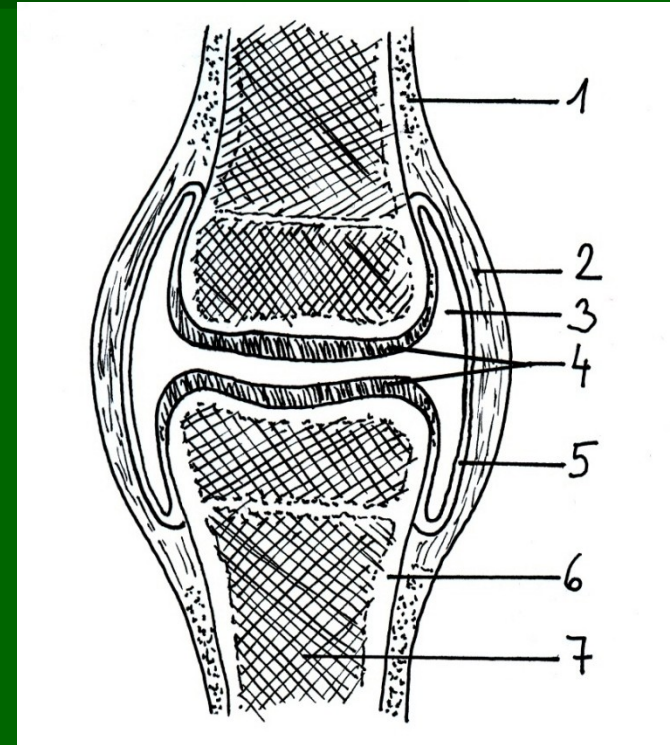


Typická závislost síla – protažení kosterního vazů s rovnoběžnými vlákny

Po vyrovnání kolagenních vláken dochází ke zpevnění vazů (lineární část, oblast II). Poté dochází k přetržení jednotlivých vláken (oblast III), síla je přerozdělena na zbývající vlákna a dochází k postupnému šíření trhliny a k přetržení vazů.

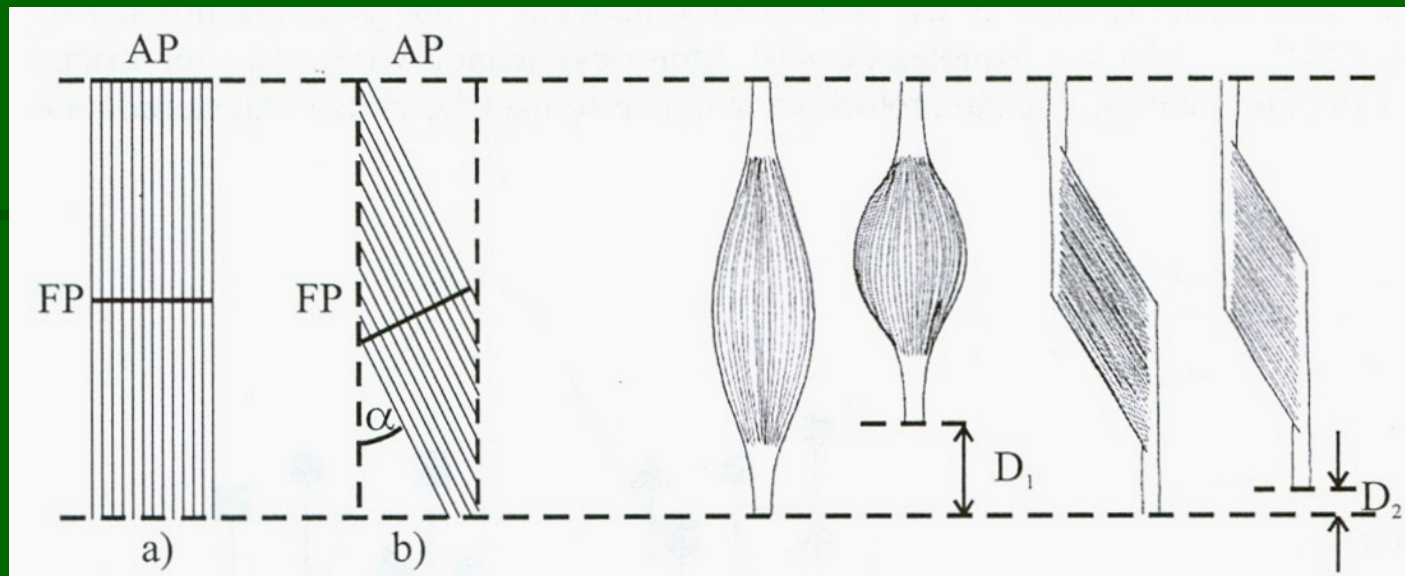
Kloubní spojení

- Nepřerušovaná (nepohyblivá) – polopevné spojení vazivovou tkání
- Přerušovaná (pohyblivá) – kloub, vazivové kloubní pouzdro, na vnitřní straně pouzdra synoviální vrstva (kloubní maz – synovie) – minimalizace tření mezi hlavicí a jamkou
- Styčné plochy – fce chrupavky: tlumení nárazů, přenos tlaku z jedné kosti na druhou, rozložení působících sil a svojí plasticitou vyrovnává nerovnosti dotykových kloubních ploch (zatížení x odlehčení chrupavky – proudění kloubního mazu)



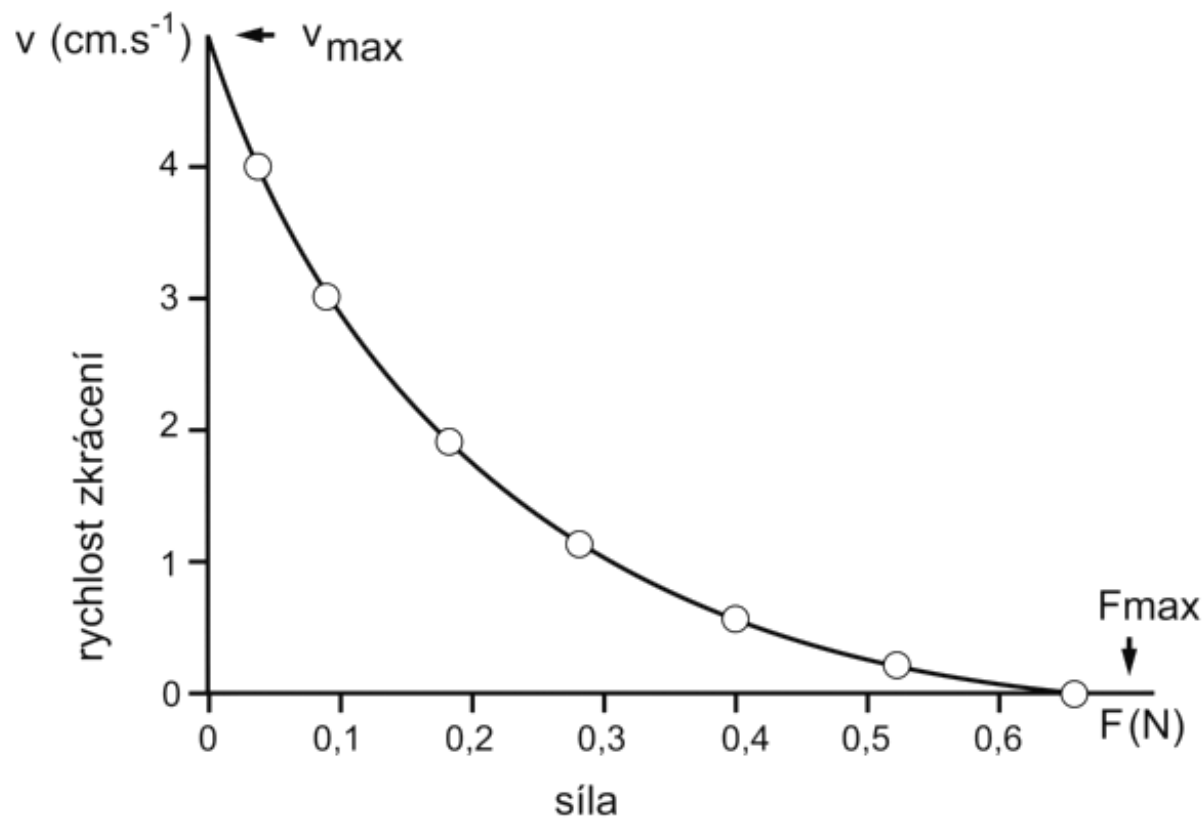
Aktivní svalový subsystém

- Asi 600 svalů
- Muži – 36 % hmotnosti, ženy - 32 % hmotnosti, sportovci až 45 % hmotnosti
- Svaly zpeřené x nezpeřené – vliv na svalovou sílu

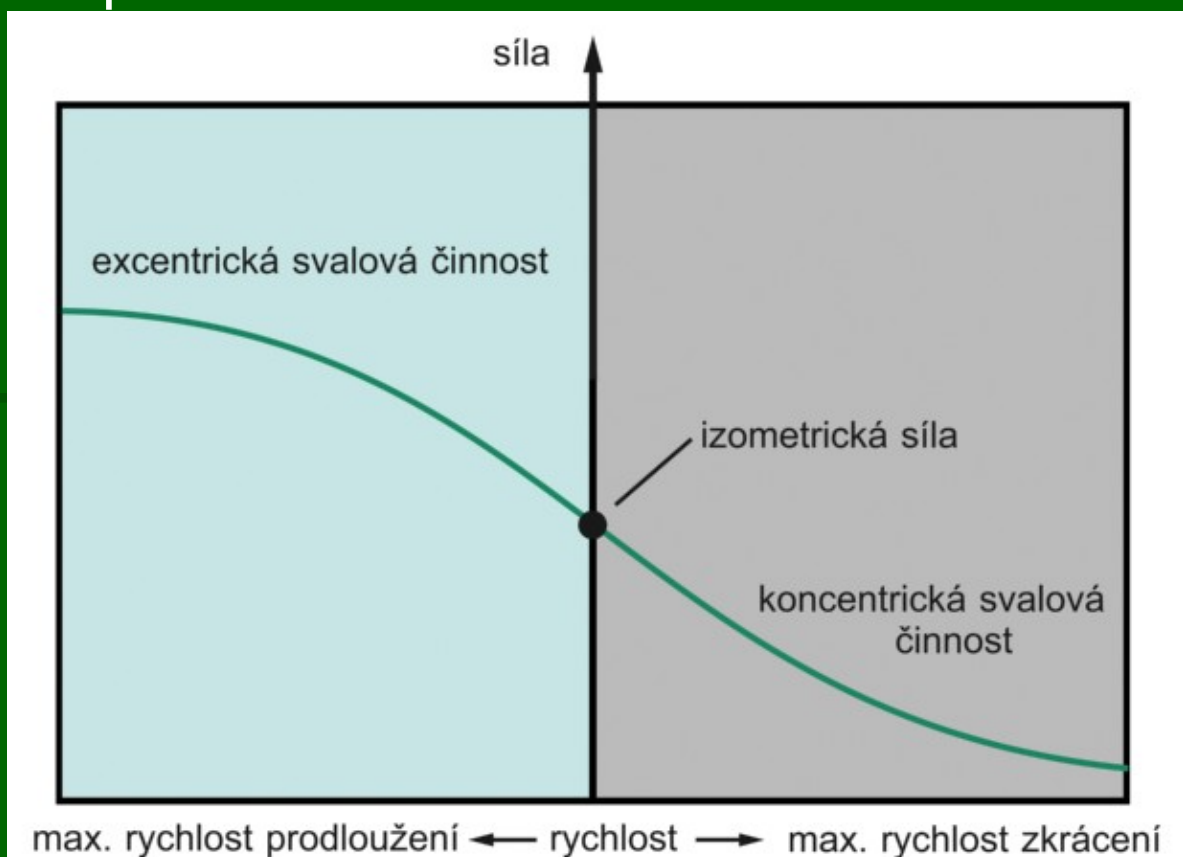


Svalová kontrakce

- K. anizometrická - Koncentrická
- zrychlující účinek na segment,
- Δl 30 – 50 – 70 %, průměrně 57 %. Menší, než max. izometrická síla.
- Vztah mezi silou a rychlostí kontrakce: (optimum na 30%)



- **K. anizometrická – excentrická**
- brzdící účinek (amortizační)
- Příčina – antagonistá či vnější síla
- Svaly energii absorbují, ukládají se ve formě deformační energie (potenciální energie pružnosti) – následné využití při koncentrické kontrakci



- **K. izometrická** - statická činnost
- **K. izotonická** - nemění se napětí, může být izometrická i anizometrická

- **Síla svalového stahu:**

- plocha fyziologického příčného řezu,
- délka svalového vlákna,
- celková svalová masa
- jsou základní morfologické determinanty maximální síly, rychlosti a výkonu svalu.

(1 cm² - 25 N, neboli sval o tloušťce tužky zvedne asi 800 g.)

Mechanické vlastnosti svalů

- Pevnost svalu v tahu v klidu - 0,26 až 0,90 MPa
- K nevratným změnám ve svalu dochází po protažení o 40 - 50% klidové (fyziologické) délky (mez pružnosti)
- Přetržení svalu nastává až po změně klidové délky svalu na 1,5 až dvojnásobek (mez pevnosti maximálně kontrahovaného svalu – asi 1,25 MPa, tedy 50 – 100 méně než u šlach)
- Účinnost svalové práce je asi 20%, 80% energie se mění na teplo.

Řídící subsystém

- Sval je inervovaný pomocí nervových vláken, které jsou trojího druhu: motorické, senzitivní a autonomní.
- Senzitivní (dostředivé, aferentní) – impulsy z receptorů (šlachy, svaly, kůže) do CNS
- Motorické (odstředivé, eferentní) – impulsy z CNS, motorická jednotka – svalová vlákna inervovaná jedním motoneuronem
- Autonomní končí ve stěnách svalových tepének, zabezpečují průtok krve.

Extrémní mechanická zátěž ve forenzní biomechanice

- Ve forenzní biomechanice se objevují snahy o exaktní vyjádření hranice tolerance organismu na vnější zátěž:
- škály AIS (Abbreviated Injury Scale)
 - 0 – bez zranění
 - 1 – lehké zranění
 - 2 – střední zranění
 - 3 – vážné zranění
 - 4 – těžké zranění
 - 5 – kritické zranění
 - 6 – maximální zranění (zranění nelze přežít).

- hodnoty GSI (Gadd severity index), WSTC (Wayne state tolerance curve)

- určuje vzájemný vztah mezi přetížením (násobky g) a délkou trvání přetížení

$$GSI = \int_0^t a^{2.5}(t) \cdot dt$$

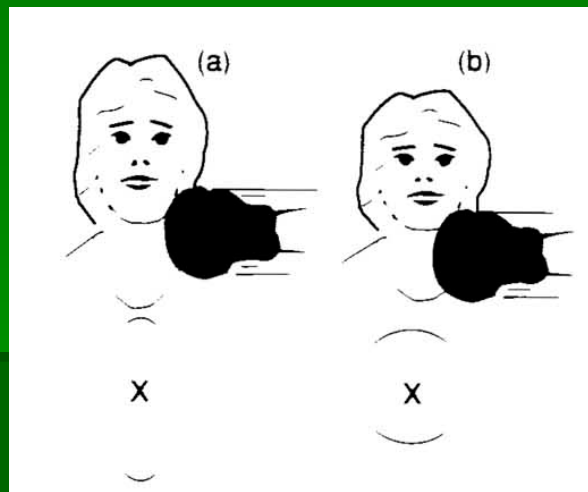
- – přetížení trvající 1-6 ms (krátký impuls) nevyhnutelné pro vznik fraktury lebky (většinou spojené s otřesem mozku). Objektem zkoumání byly lidské mrtvoly,
- – přetížení trvající 6–10 ms (středně dlouhý impuls). Objekt zkoumání – porovnání odezvy u lidských mrtvol a zvířecího mozku,
- – dlouhý impakt, dlouhá doba brzdění pohybu hlavy. Objekt zkoumání – dobrovolníci. Takovéto přetížení nezpůsobilo žádné zranění.

- HIC (Head injury criterion – parametr zranění hlavy)
- Posouzení poranění hlavy při testech vozidel

$$\text{HIC} = \left[\frac{1}{(t_{t2} - t_{t1})} \cdot \int_{t_1}^{t_2} a(t) \cdot dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1)$$

- Výsledná hodnota HIC by neměla překročit hodnotu 1000
- Omezení HIC jsou:
 - – HIC uvažuje pouze zrychlení, zatímco biomechanická odezva hlavy zahrnuje také úhlový pohyb hlavy, který má také za následek poranění hlavy,
 - – HIC je použitelný pouze pro „tvrdé“ nárazy hlavy (impakt do 1-HIC je založeno na WSTC metodě, která je odvozena pouze od zatížení v předozadním směru.
- HIC není možné použít například pro řešení zátěže při úderu tonfou nebo tyčí. Při úderu tonfou do hlavy není zasažené hlavě udělena příliš velká decelerace a všechna energie je spotřebována při formaci lebky.

- Kritérium tolerance organismu je primárně závislá na přetížení mozkové tkáně v okamžiku destrukce. Orientačně se studuje také velikost nitrolebního tlaku a velikost vnější síly, zejména jejího maxima dynamické složky při úderu. Jako kritérium tolerance lze stanovit:
 - 1. Index zranění (GSI, HIC): $a = 80-120 \text{ g}$ (123 g pro $t = 6 \text{ ms}$), kritériem tolerance je $GSI = 1000$
 - 2. Kritický nitrolební tlak je $p = 206010 \text{ Pa}$ – otřes mozku, $p = 618030 \text{ Pa}$ – smrt
 - 3. Kritická vnější síla při úderu je $F = 4 \text{ kN}$ (vznik fraktur), $F > 7 \text{ kN}$ (vznikají radiální a transversální prasky lebky)



Faktory:

- Hmotnost hlavy
- Oscilace hlavy (vibrace)
- Tlumení vibrací
- Reakce nervového systému

$$I = \frac{t_z}{t_v}$$

- Hlavní roli kinematických nebo dynamických parametrů, které charakterizují vnější poškozující faktor, můžeme formulovat jako poměr doby trvání mechanického zatížení na hlavu (lebku) k délce vibrace (chvění) tkáně.

- Pokud je index $I < 1$, tj. mechanické působení je velmi krátké, mechanismus poškození mozku je spojen se zvýšením nitrolebního tlaku, na lebku působí kontaktní síly a charakteristické pro tento druh deformace je, že silové působení je skončeno dříve, než dochází k deformaci mozku. V tomto případě není pro deformaci mozku významná velikost působící síly, ale zvýšení nitrolebního tlaku.
- V případě, že $I > 1$, je deformace mozku podmíněna velikostí přiložené síly, která působí na lebku relativně po dlouhou dobu. V tomto případě není rychlost působící síly významná.
- Jestliže index $I = 1$, má významný vliv na deformaci mozku změna rychlosti přiložené síly. Přechodná charakteristika deformace mozku se shoduje s dobou trvání mechanického působení.

Podle analýzy mnoha autorů a empirických údajů soudních lékařů se rozděluje síla úderu do čtyř skupin:

1. Malá síla úderu - do 160 N
2. Značná síla úderu - od 160 N do 1960 N
3. Velká síla úderu - od 1960 N do 4900 N
4. Velmi velká síla úderu - více jak 4900 N

Na traumatickém poškození lebky se podílejí tyto faktory:

- velikost síly úderného předmětu,
- tvar a rozměr úderné plochy - zřejmě ovlivňuje velikost nitrolebního tlaku, případně velikost kinetické energie na plochu průřezu úderného předmětu;
- tloušťka kosti lebky;
- místo na lebce, kam je úder směřován. Zřejmě údery do přední obličejové části lebky vedou ke snadnějšímu zlomení lebky.

Vymezení destrukčních sil - interval od 7000 N do 10 000 N pro tloušťku lebeční kosti od 0,42 cm do 0,66 cm.