

FIZIKA

Predavanja

- 1. del:** Biomehanika
- 2. del:** Tekočine, Termodinamika; Nihanje in valovanje;
Valovanje: zvok in svetloba
- 3. del :** Električna in magnetizem

FIZIKALNE KOLIČINE IN MERSKE ENOTE

- Fizikalne količine: z njimi opišemo/pojasnimo določene naravne zakonitosti, pojave.
- Vrednost fizikalne količine: produkt merskega števila in merske enote.
- Osnovne fizikalne količine in njihove enote so dogovorjene na mednarodni ravni.

OSNOVNE FIZIKALNE KOLIČINE IN ENOTE

Osnovna količina

Dolžina (pot)

Čas

Masa

Množina snovi

Temperatura

Električni tok

Svetilnost

Oznaka

l

t

m

n

T

I

lv

Osnovna enota

m

s

kg

mol

°C, K

A

cd

Biomehanika

Kinematika - geometrija gibanja

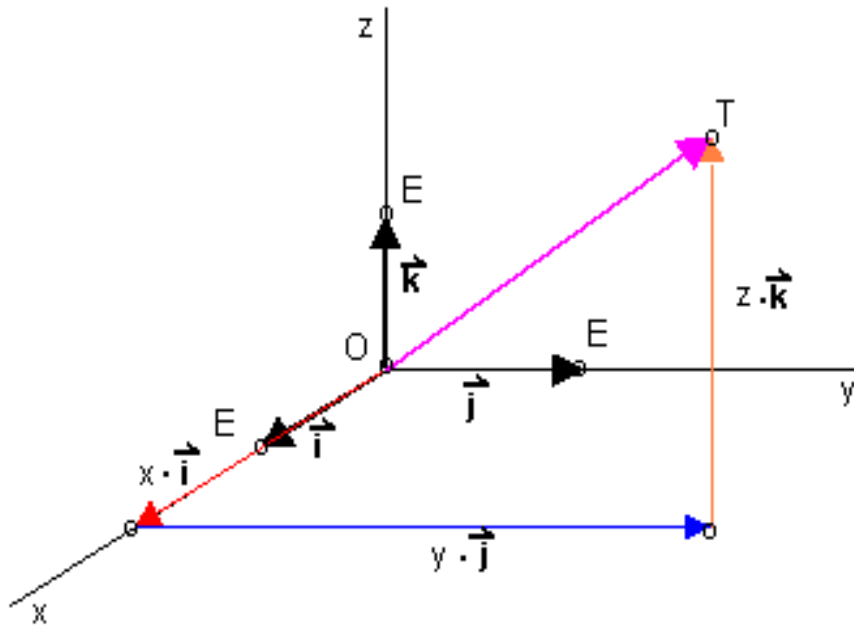
Kinetika – sile, navori, delo, energija

Statika – ravnotežje teles

Elastomehanika – napetosti in deformacije teles

Mehanika tekočin

Kinematika



Pravokotni kartezični koordinatni sistem in opis položaja točke T v prostoru s krajevnim vektorjem:

$$\vec{OT} = x\vec{i} + y\vec{j} + z\vec{k}$$

Sistemi masnih točk - telesa

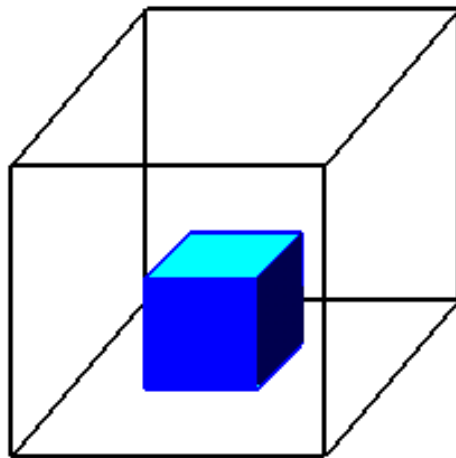
Tipi teles

- **Plin:** masne točke (molekule) se gibljejo zelo prosto
- **Kapljevine:** razdalje med molekulami so majhne, rahle medsebojne povezave, telo ima površino in približno stalen volumen
- **Trdna telesa:** molekule so močno povezane
 - » **Elastično – plastična telesa:** pod vplivom zunanjih sil spreminjajo svojo obliko in/ali prostornino
 - » **toga telesa:** tudi pod vplivom zunanjih sil ne spremenijo oblike in prostornine (idealizacija). Medsebojne razdalje med masnimi točkami se ne spreminjajo.



States of Matter

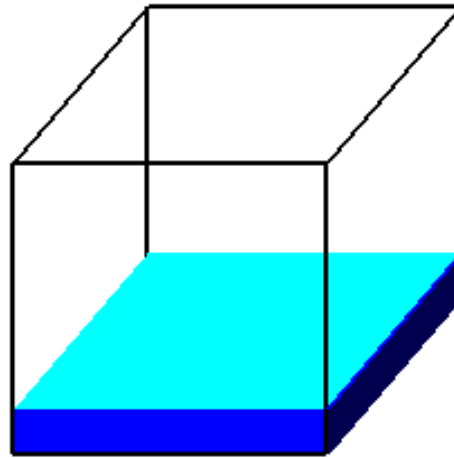
Glenn
Research
Center



Solid

Holds Shape

Fixed Volume

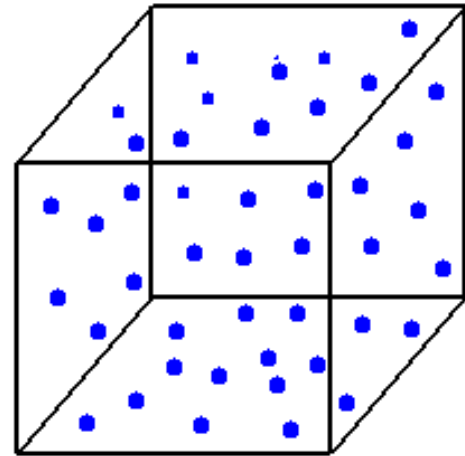


Liquid

Shape of Container

Free Surface

Fixed Volume

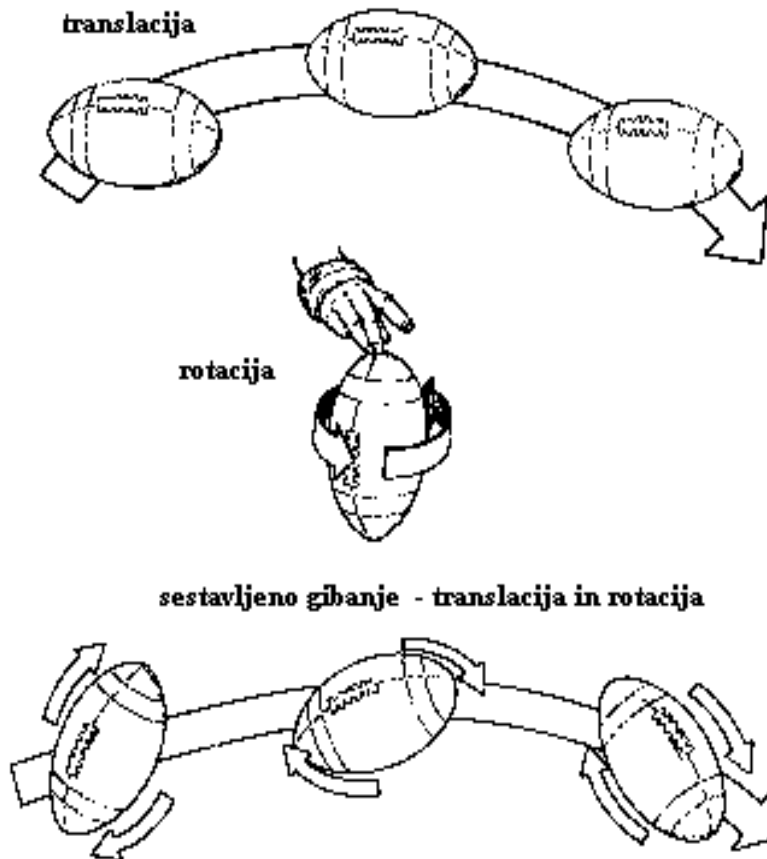


Gas

Shape of Container

Volume of Container

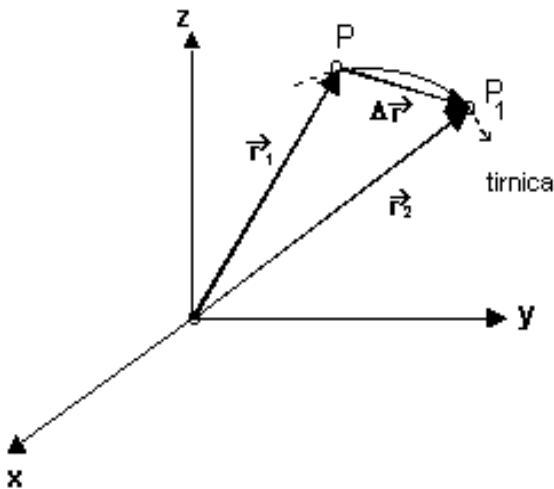
Opis gibanja telesnih točk



- Opis gibanja posameznih masnih točk v matematičnem jeziku je v splošnem možen samo pri togih telesih.
- Obstaja pa pri vseh sistemih masnih točk posebna točka, ki je včasih tudi zunaj sistema masnih točk, in jo imenujemo **masno središče** ali **težišče**.
- Njeno gibanje pa se **za vsak masni sistem** da opisati z relativno enostavnimi matematičnimi izrazi.

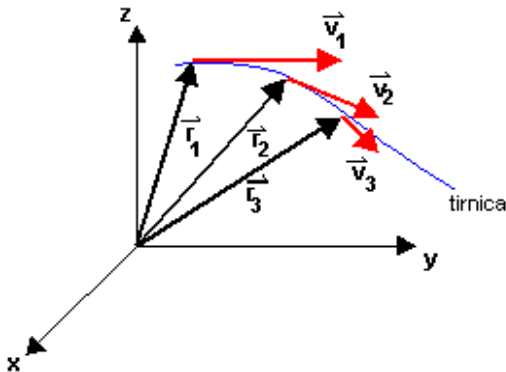
Gibanje telesa v prostoru – kinematika

Gibanje telesa v prostoru popolnoma opišemo, če za vsak njegov del določimo: **položaj, hitrost in pospešek** .



Gibanje masne točke v prostoru opišemo, če povemo, kakšen je njen položaj (krajevni vektor) v poljubno izbranem času: $\vec{r} = \vec{r}(t)$

Definicija hitrosti: $\vec{v} = \frac{\Delta \vec{r}}{\Delta t}$



Definicija pospeška:

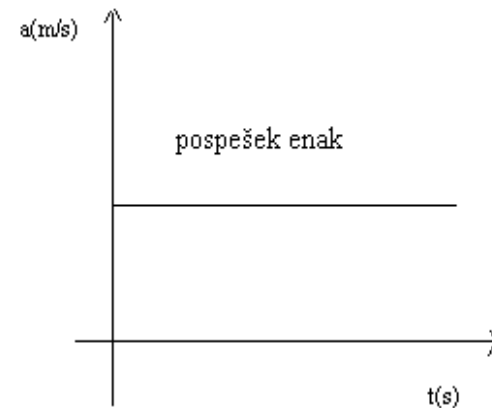
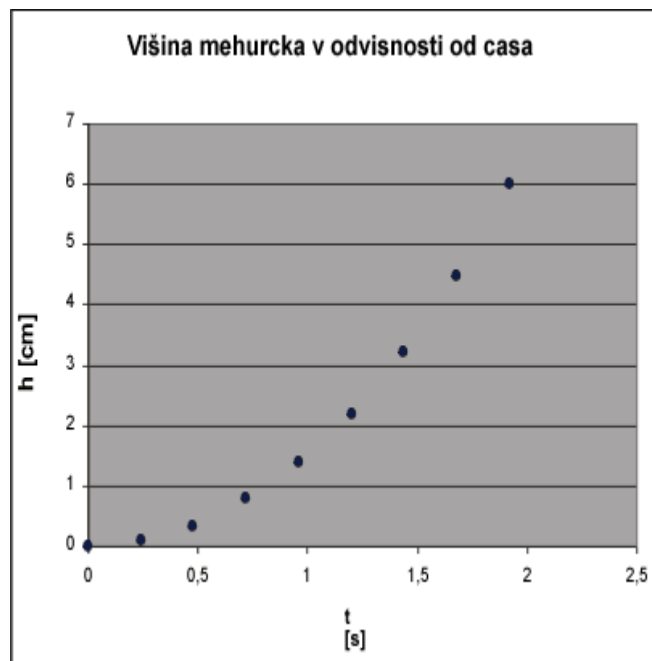
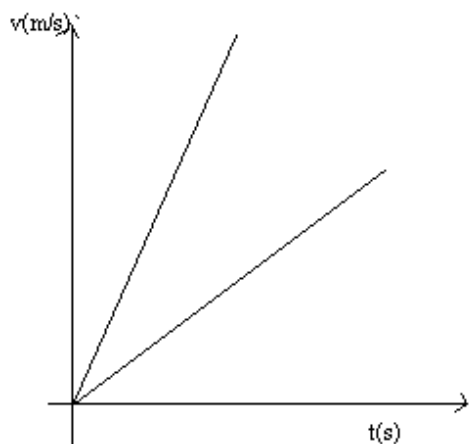
$$\vec{a} = \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t}$$

Premo gibanje - primer grafov pri enakomerno pospešenem gibanju

Graf pospeška v odvisnosti od časa

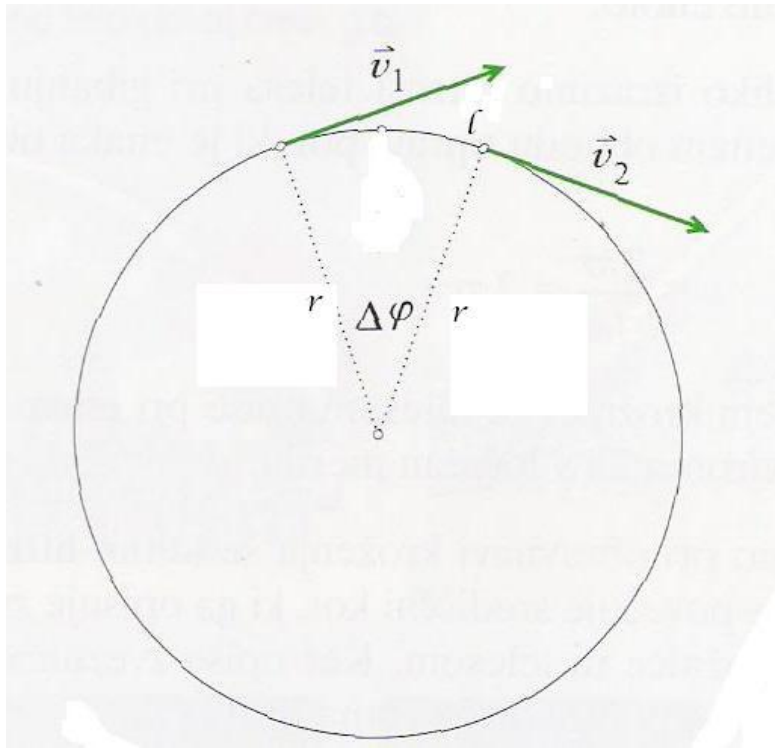
Graf poti v odvisnosti od časa

Graf hitrosti v odvisnosti od časa



Krožno gibanje - kroženje

Kotna in obodna hitrost



ω – kotna hitrost

$$\omega = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t} \quad [s^{-1} = \text{Hz}]$$

$$\omega = \frac{2\pi}{t_0} = 2\pi\nu$$

v - obodna hitrost

$$v = \frac{\Delta l}{\Delta t}$$

$$\Delta l = r \cdot \Delta\varphi$$

$$v = r \cdot \omega$$

Zraven kotnih stopinj uporabljamo za merjenje kotov še radiane.

$180^\circ = \pi$ -radianov $\rightarrow 180^\circ = \pi$, $360^\circ = 2\pi$

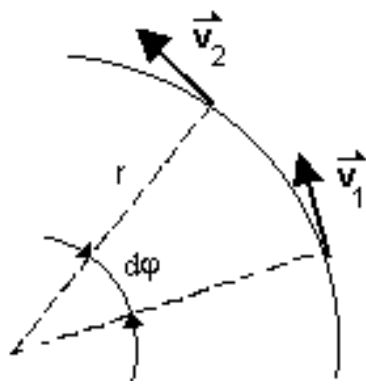
Pospešek pri kroženju

Hitrost pri kroženju spreminja po smeri in lahko tudi po velikosti – pospešek razstavimo na dve pravokotni komponenti: **radialno** in **kotno**.

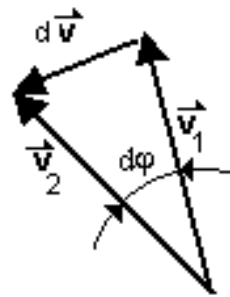
Kotni pospešek je definiran kot:

$$\alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$$

Za definicijo radialnega pospeška si pomagamo s sliko: iz slike vidimo, da je sprememba hitrosti $d\vec{v}$ usmerjena proti središču. Zato ima tako smer tudi radialni pospešek \vec{a}_r . Njegovo velikost določimo s pomočjo slike b) (MAT!):



a)



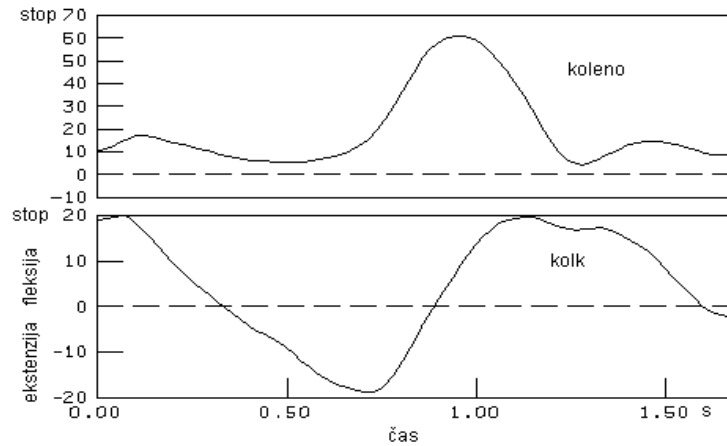
b)

$$dv = v d\varphi = a_r dt$$

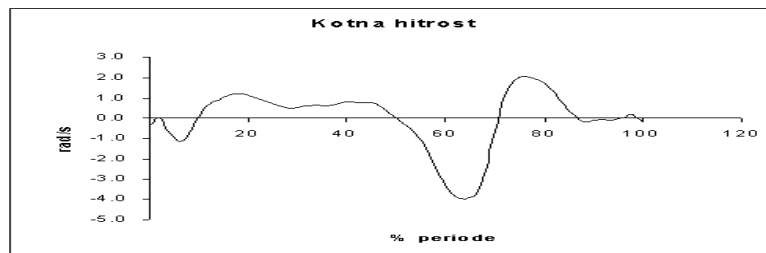
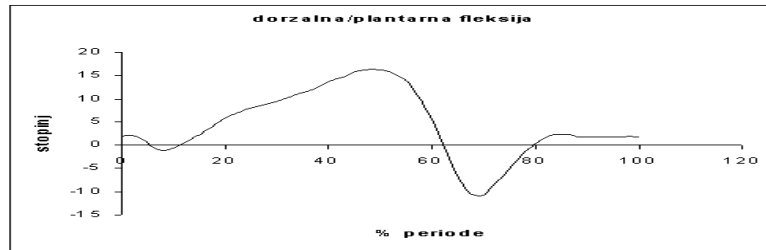
$$a_r = v \cdot \frac{d\varphi}{dt} = v\omega = \frac{v^2}{r} = r\omega^2$$

$$\vec{a}_r = -\omega^2 \vec{r}$$

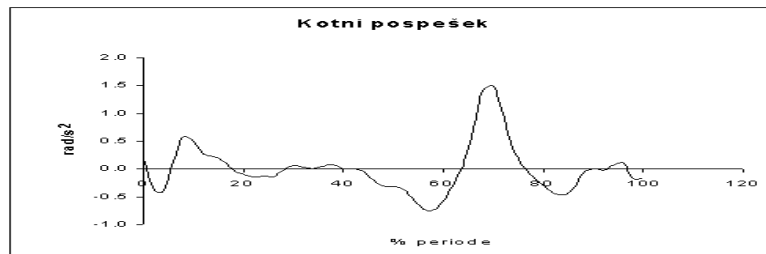
Primer krožnega gibanja v biomehaniki



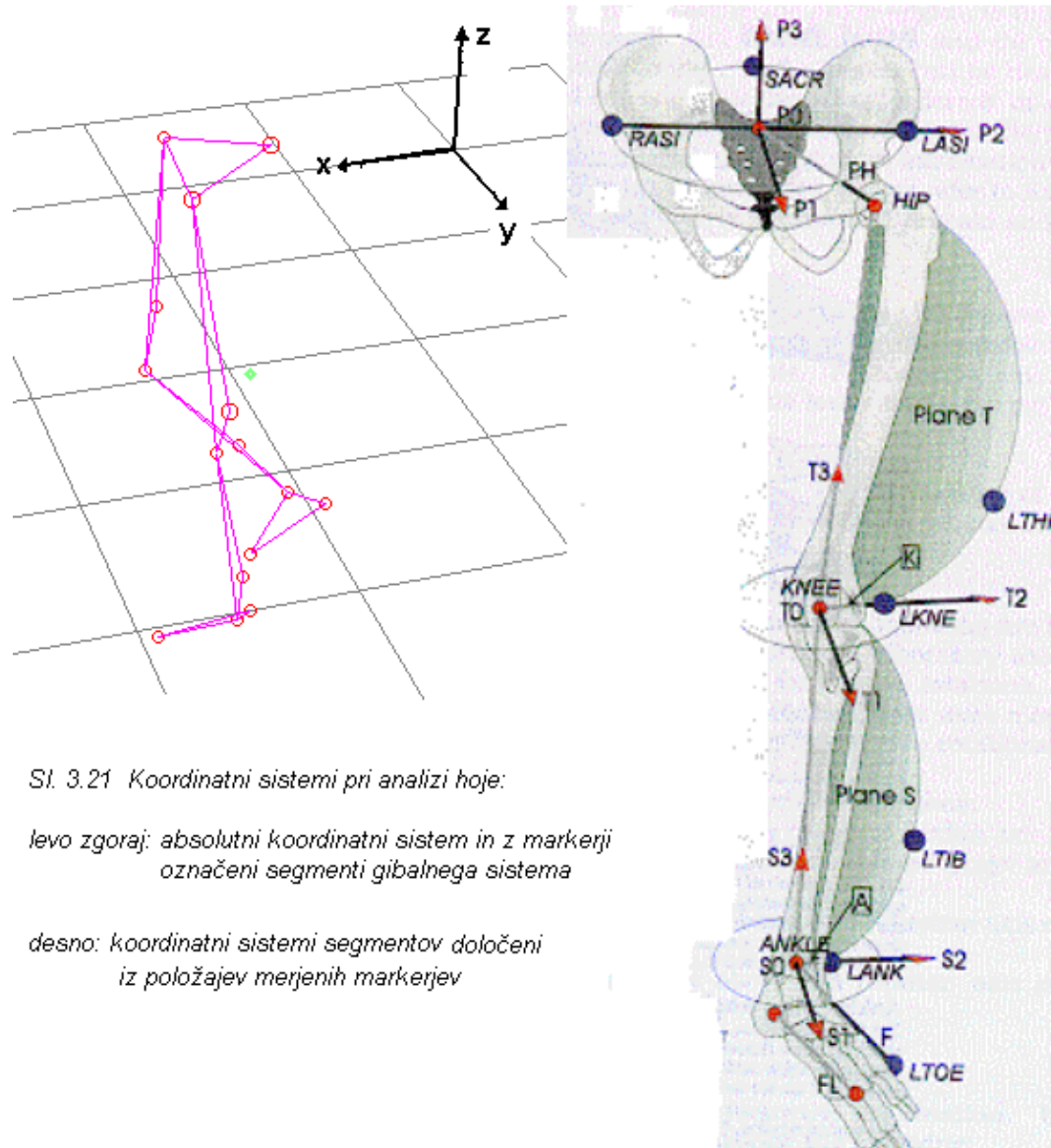
Goniograma kolka in kolena v sagitalni ravnini pri hoji.



Goniogram (kot), kotna hitrost in kotni pospešek v gležnju pri normalni hoji.



Uporaba kinematičnih metod v kinezologiji



Sl. 3.21 Koordinatni sistemi pri analizi hoje:

levo zgoraj: absolutni koordinatni sistem in z markerji označeni segmenti gibalnega sistema

desno: koordinatni sistemi segmentov določeni iz položajev merjenih markerjev

KINETIKA – SILE IN NAVORI

Newtonovi zakoni

- **I. NEWTONOV ZAKON:**

- če je $\sum \vec{F} = 0$, potem telo miruje ali pa se giblje premo enakomerno

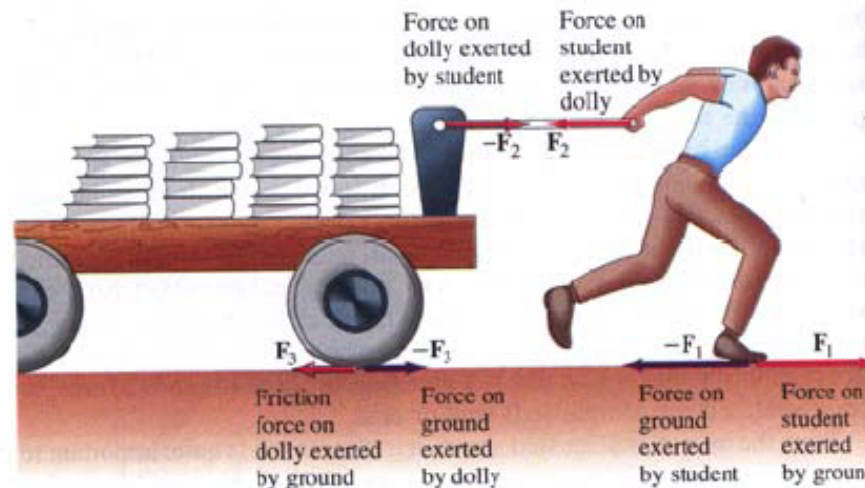
- **II. NEWTONOV ZAKON:**

- če je $\sum \vec{F} \neq 0$, to povzroči, da se telo giblje pospešeno =>

$$\sum \vec{F} \propto \vec{a} \quad \sum \vec{F} = m\vec{a} \quad \left[N = \frac{kgm}{s^2} \right]$$

- **III. NEWTONOV ZAKON:**

- kadarkoli deluje en predmet s silo na drugega, vedno deluje tudi drugi predmet na prvega z enako veliko vendar nasprotno usmerjeno silo:



Komentar k Newtonovim zakonom

- I. Newtonov zakon sledi iz II, če je pospešek 0
- V zapisani obliki zakoni veljajo za masno točko
- II. Zakon velja tudi za pospešek težišča masnih sistemov

Za opis gibanja masnih sistemov je zaradi poenostavitve matematičnega opisa statike in dinamike koristno vpeljati pojem **navora** in **telesnega težišča**. Definicija navora:

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$$



Masno središče - težišče

Definicija:

Masno središče je tista točka, okrog katere je **masni moment prvega reda** enak nič. Za sistem masnih točk v tem primeru velja:

$$\sum_{i=1}^n \vec{r}_i m_i = 0$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{r}_i m_i = \vec{r}_c m$$

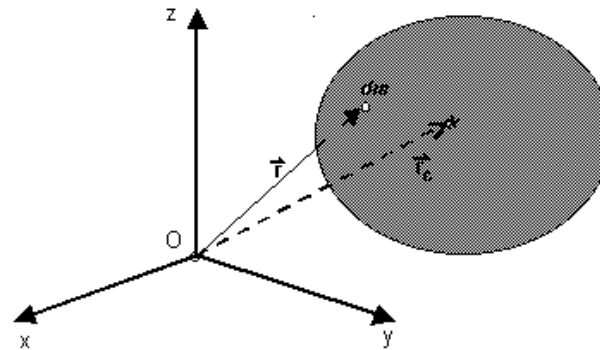
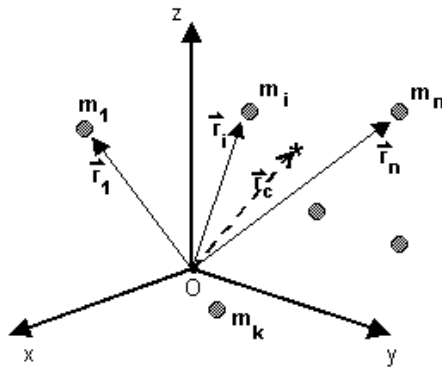
$$\vec{r}_c = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^n \vec{r}_i m_i$$

in za telo:

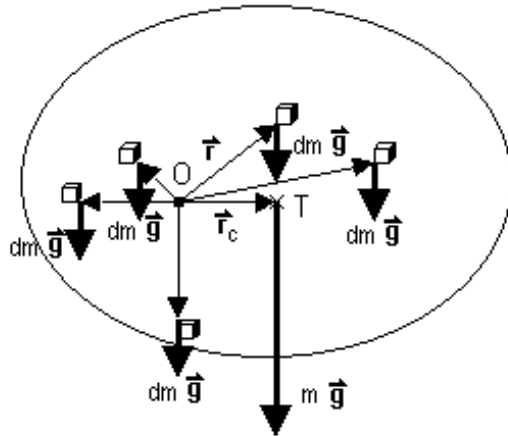
$$\int \vec{r} dm = 0$$

$$\int \vec{r} dm = \vec{r}_c m$$

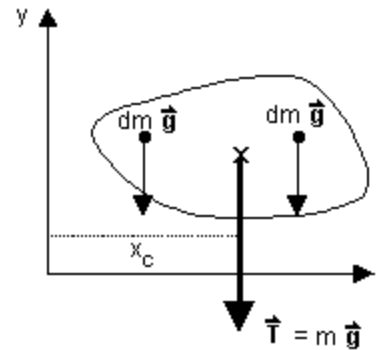
$$\vec{r}_c = \frac{1}{m} \int \vec{r} dm$$



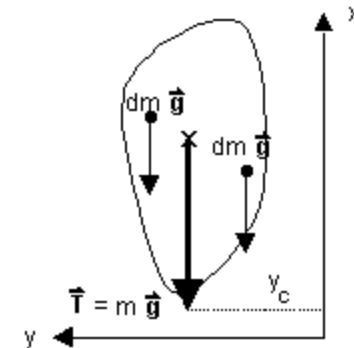
Težišče



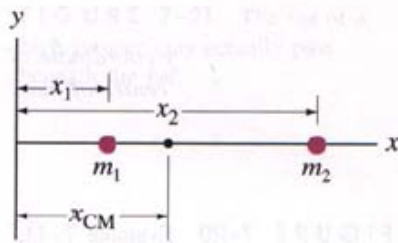
Določanje težišča telesa



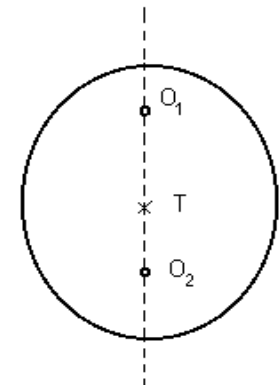
Določanje težišča telesa – ravninski primer



Težišče sistema teles v eni dimenziji:

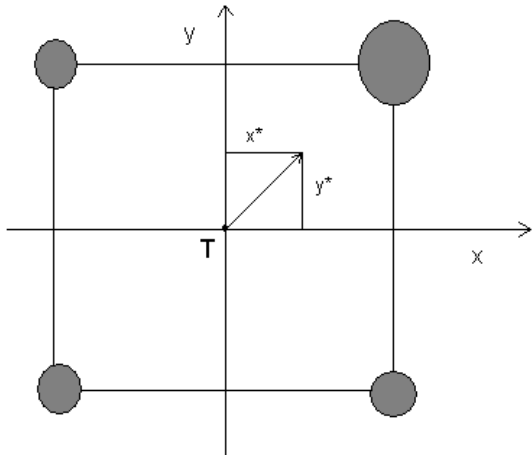


$$x_{CM} = \frac{x_1 m_1 + x_2 m_2}{m_1 + m_2}$$



Navor teže je na vertikali skozi težišče enak 0

Težišče v ravnini

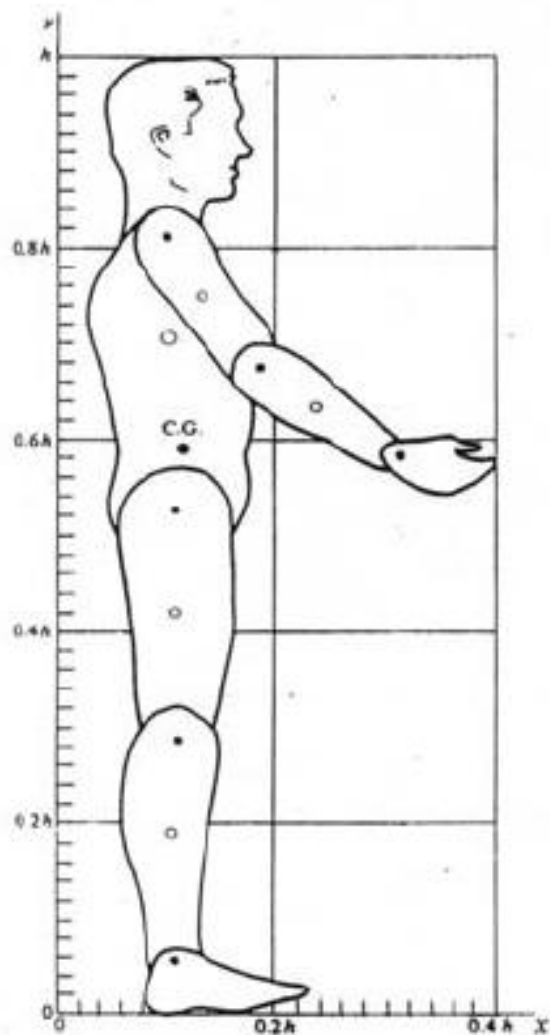


$T(x^*, y^*)$

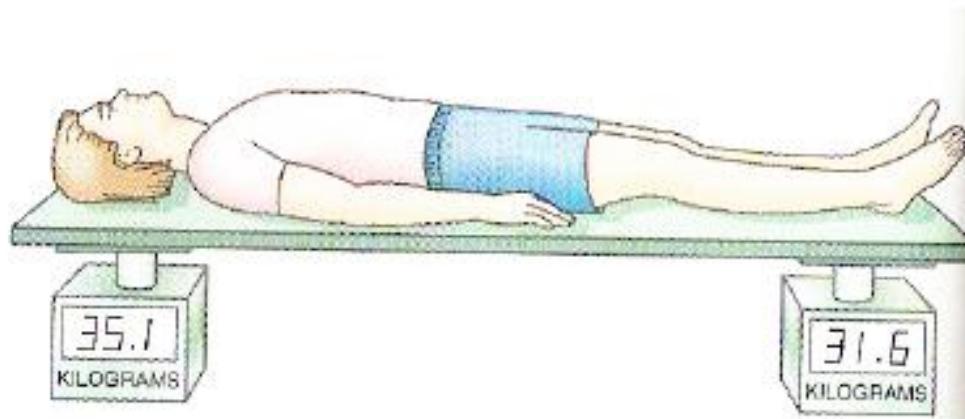
$$x^* = \frac{m_1 \cdot x_1 + m_2 \cdot x_2 + m_3 \cdot x_3 + \dots}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots}$$

$$y^* = \frac{m_1 \cdot y_1 + m_2 \cdot y_2 + m_3 \cdot y_3 + \dots}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots}$$

TEŽIŠČE ČLOVEKA IN NJEGOVIH DELOV

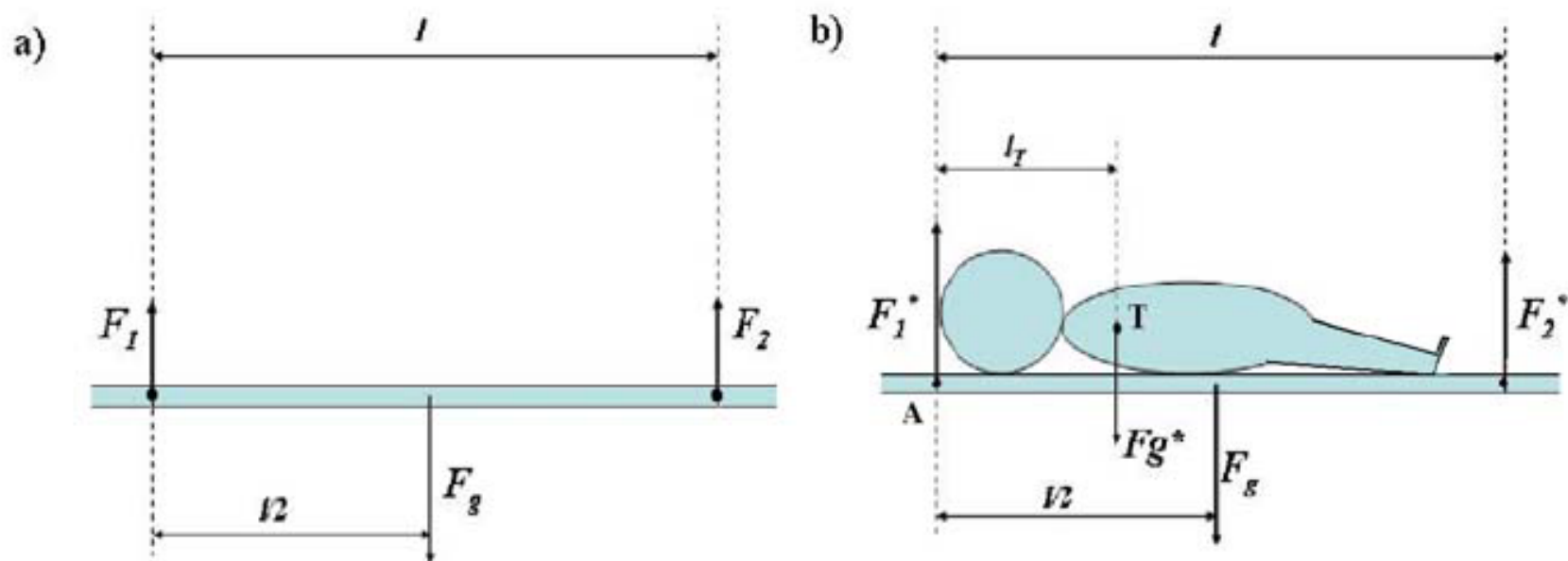


- preprosta določitev težišča človeka:



Slika 4.4.2.3. Težišče posameznega dela človeškega telesa, glede na sklepe. Točka C.G. označuje težišče človeka.

VAJA: določitev težišča predmeta:



Slika: a) Shematska slika delovanja sil na ploščo samo.

b) Shematska slika delovanja sil na ploščo, ko je nanjo položena lutka.

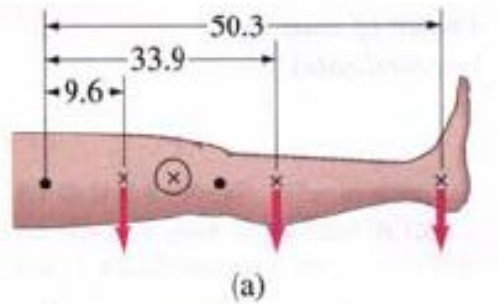
Newtonov zakon: $\sum_i \vec{F} = 0$ in $\sum_i \vec{M} = 0$

Vsota navorov v točki A:

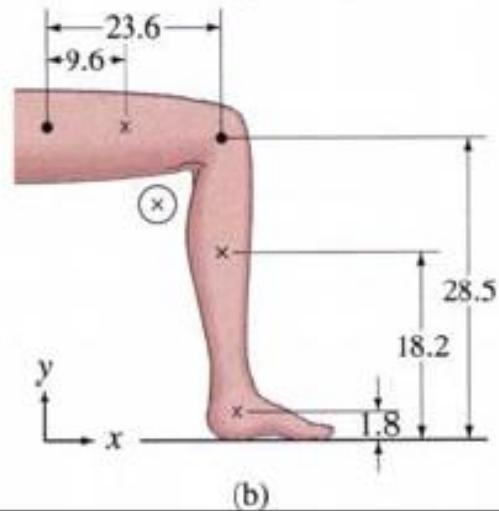
$$F_1^* \cdot 0 + F_2^* \cdot l - F_g \cdot \frac{l}{2} - F_g^* \cdot l_T = 0$$

$$\longrightarrow l_T = \frac{F_2^* l - F_g \frac{l}{2}}{F_g^*}$$

TEŽIŠČE JE LAHKO TUDI IZVEN PREDMETA



(a)



(b)



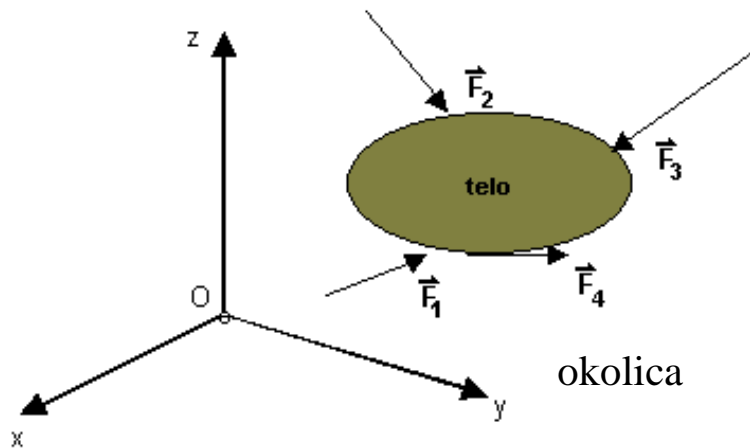
(a)



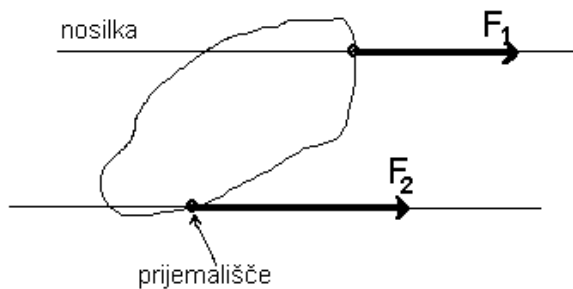
(b)

Telo - okolica - sile

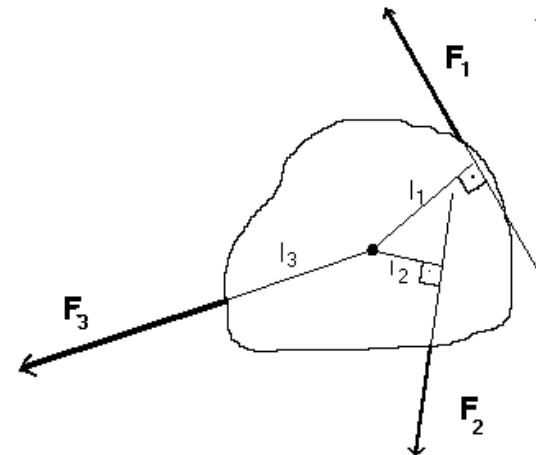
Izbira telesa - sistema masnih točk, je odvisna od tega, kateri sistem želimo opazovati. Vse ostalo je okolica.



Zunanje sile, ki delujejo na izbrano telo



Nosilka in prijemališče sile



Vpliv velikosti in smeri sile ter oddaljenosti nosilke od osi na rotacijo telesa

Navor

Podobno kot vpeljava pojma **masno središče**, se pri zapisu Newtonovih enačb ter iz njih izhajajoče kinematike in kinetike za masne sisteme izkaže, da je smiselno vpeljati tudi pojem **navora**, ki omogoča **posplošitev** Newtonovih zakonov za telesa (Eulerjevi zakoni).

Newtonovi zakoni za telesa:

$$\text{I.} \quad \sum_i \vec{F}_i = \mathbf{0} \quad \sum_i \vec{M}_i = \mathbf{0}$$

$$\text{II.} \quad \sum_i \vec{F}_i = m\vec{a}_c \quad \sum_i \vec{M}_i = J\vec{\alpha}$$

$$\text{III.} \quad \vec{F}_{12} = \vec{F}_{21}$$

Definicija navora: $\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$

\vec{r} ... vektor navorne ročice od točke glede na katero računamo navor, do prijemališča sile \vec{F}

× Znak pomeni vektorski produkt, \vec{M} je pravokoten na \vec{r} in \vec{F} , njegova velikost M je: $M = r \cdot F \cdot \sin \varphi$
 φ ... kot med navorno ročico in silo

$$\sum_i \vec{M}_i = \sum_i \vec{r}_i \times \vec{F}_i$$

J ... vztrajnosti moment odvisen od mase in geometrije telesa

$\vec{\alpha}$... kotni pospešek okrog osi rotacije

Vztrajnostni momenti nekaterih teles:

- Krogla: $J = \frac{2}{3}mr^2$
- Plošča: $mr^2/2$
- Obroč pokončen: $J = \frac{1}{2}mr^2$
- Obroč vodoravni: $J = mr^2$
- Palica: $ml^2/12$

Če se telo ne vrti okoli svojega težišča, potem njegov vztrajnostni moment izračunamo po **Steinerjevem izreku**:

$$J = J^* + m \cdot r^{*2}$$

J^* → vztrajnostni moment telesa pri vrtenju okoli težišča

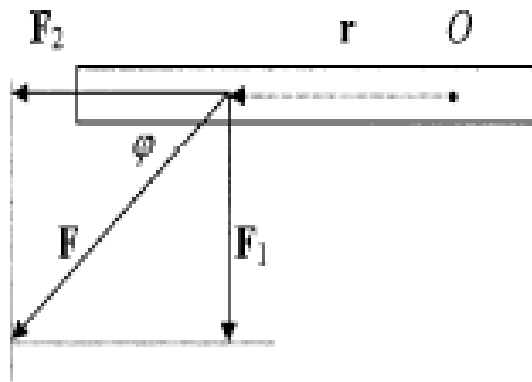
r^* → razdalja od težišča do osi vrtenja

Računanje navora

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$$

$$M = r_{\perp} F = r F_{\perp} = r F \sin \varphi$$

$$M = r F_1 = r F \sin(\varphi) .$$

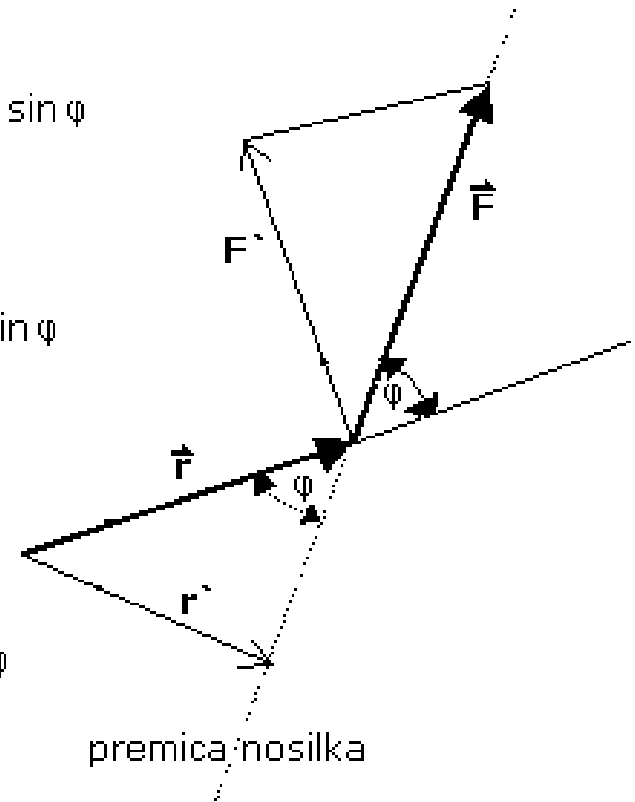


K navoru prispeva le komponenta sile \mathbf{F}_1 , ki je pravokotna na ročico.

$$|\vec{M}| = |\vec{r}| |\vec{F}| \sin \varphi$$

$$F' = |\vec{F}| \sin \varphi$$

$$r' = |\vec{r}| \sin \varphi$$



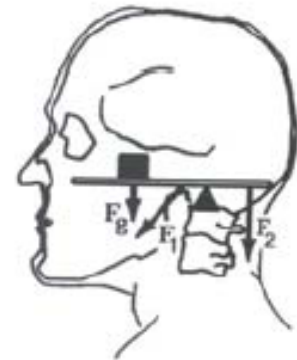
Dva načina računanja navora M :

$$M = r F' = r' F$$

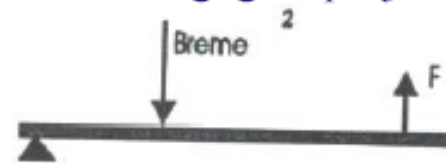
VZVODI

Ločimo tri tipe vzvodov:

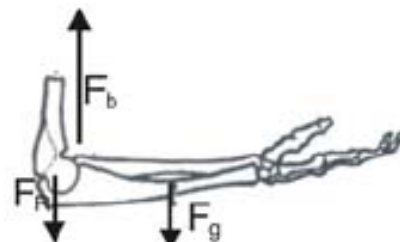
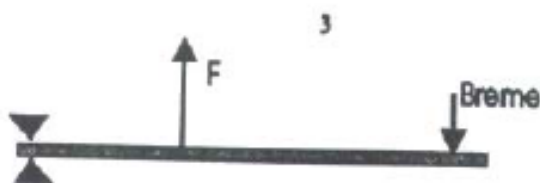
1. **TIP:** je dvokraki



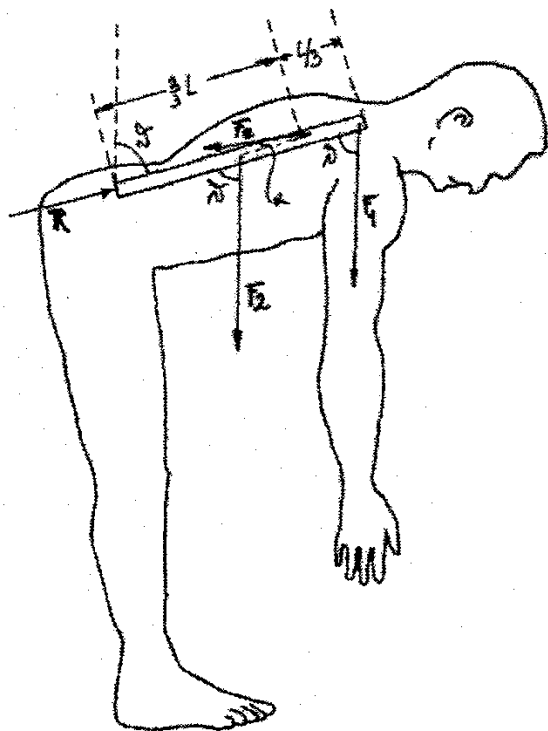
2. **TIP:** je enokraki. Ročica bremena pri vzvodu drugega tipa je krajša od ročice sile. Primeren je za premagovanje velikih sil.



3. **TIP:** je enokraki. Vzvod tretjega tipa je zelo pogost v človeškem telesu – pojavlja se predvsem tam, kjer so potrebne velike hitrosti gibanja na račun večjih sil



Primer sil na 5. ledveno vretence pri predklonu



$$\sum \overline{M}_1 = F_e L_e \sin \alpha - F_2 L_2 \sin \vartheta - F_1 L_1 \sin \vartheta = 0$$

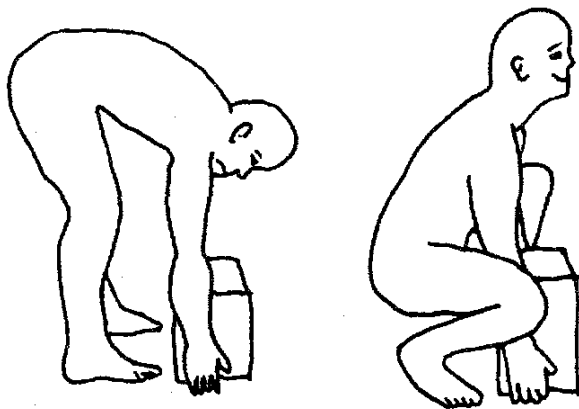
$$F_e = \frac{F_2 L_2 + F_1 L_1}{L_e \sin \alpha} \sin \vartheta$$

$L_e = 2/3L$, $\alpha = 12^\circ$, $L_2 = L/2$
 $F_2 = 0,4F_t$, $F_1 = 0,2F_t$; $F_t =$ teža telesa

Če upoštevamo približke za lege in velikost sil dobimo:

$$F_e = 2,9 F_t \sin \vartheta$$

Z upoštevanjem pogoja $\sum \overline{F}_{xi} = 0$ pa še $R_x = 2,4 F_t$

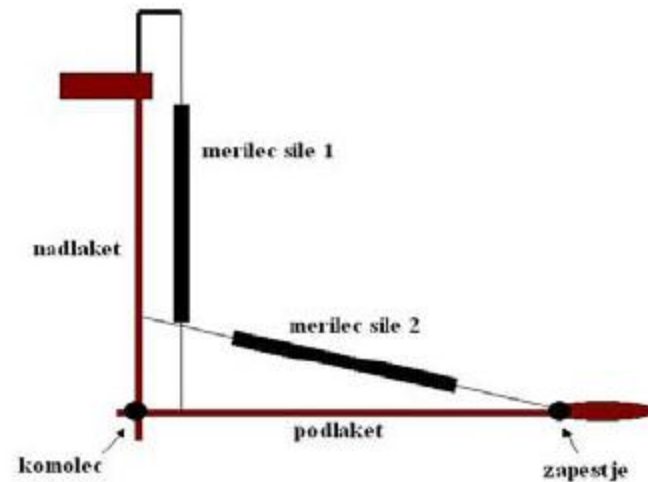
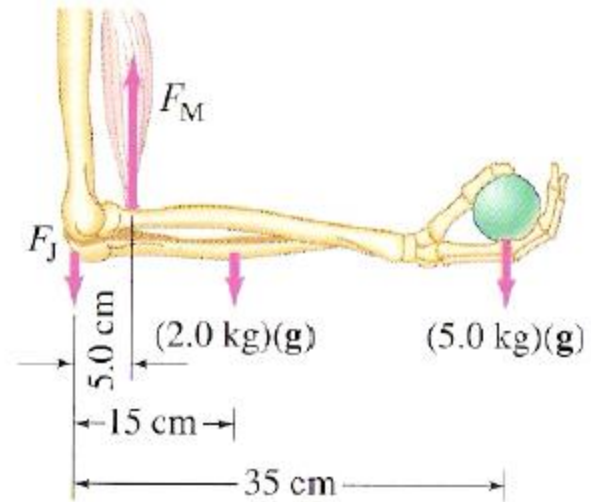
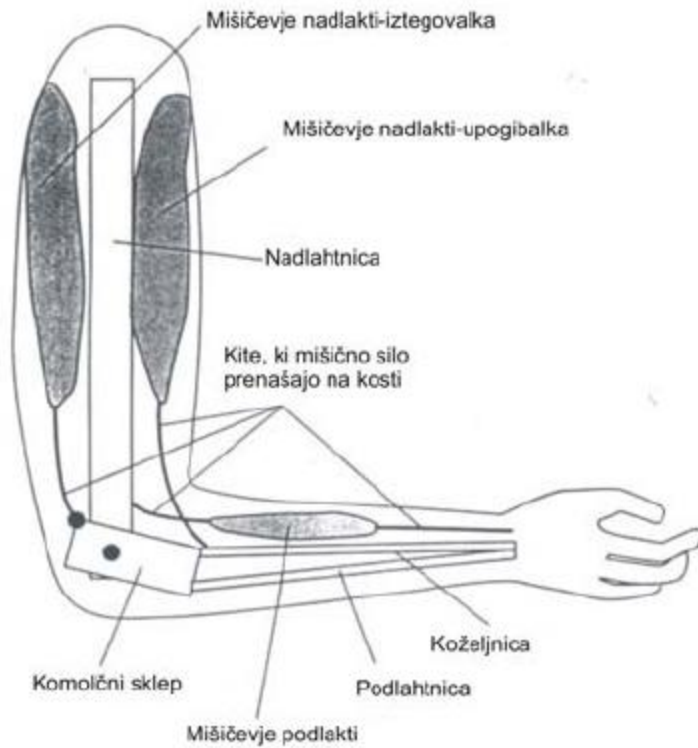
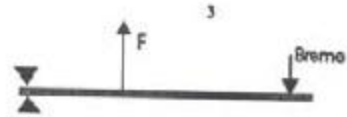


Slika 4.11: Poškodbe v križu lahko zmanjšamo s primernim načinom dviganja bremen. Breme naj bo čim bližje križu, glava dvignjena in hrbtenica pokončna, da bo ročica sile teže čim manjša (desna slika). Leva slika prikazuje nepravilen način dviganja bremen, kjer velika ročica sile teže bremena povzroči veliko obremenitev hrbtenice.

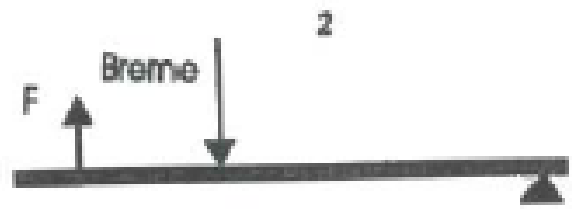
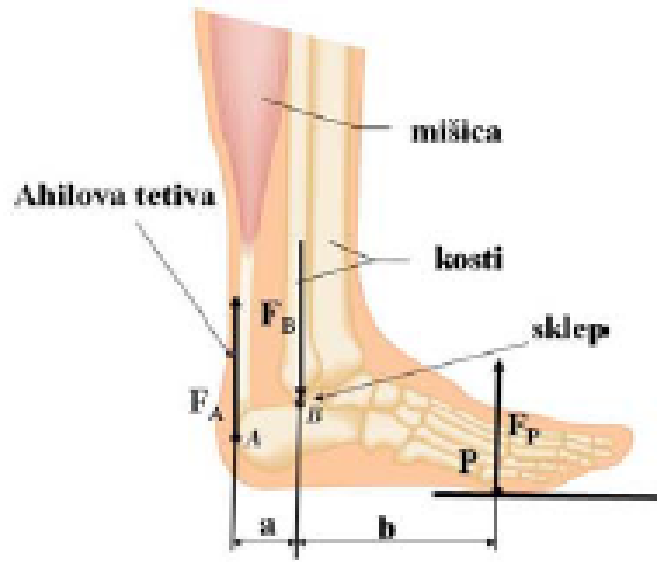
• POSAMEZNO VRETENCE



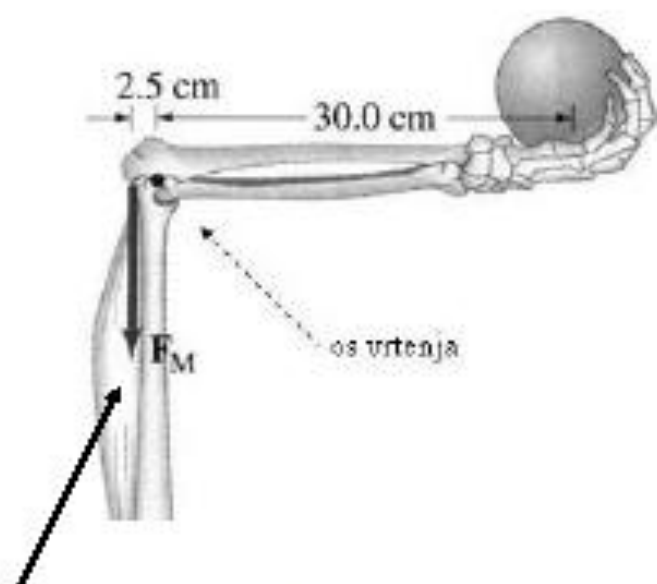
•ROKA



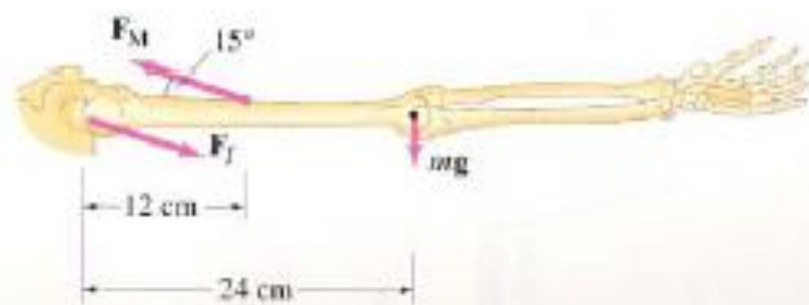
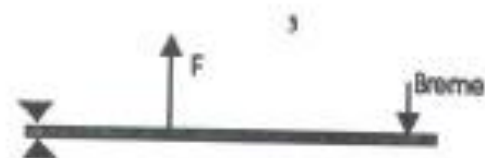
•STOJA NA PRSTIH



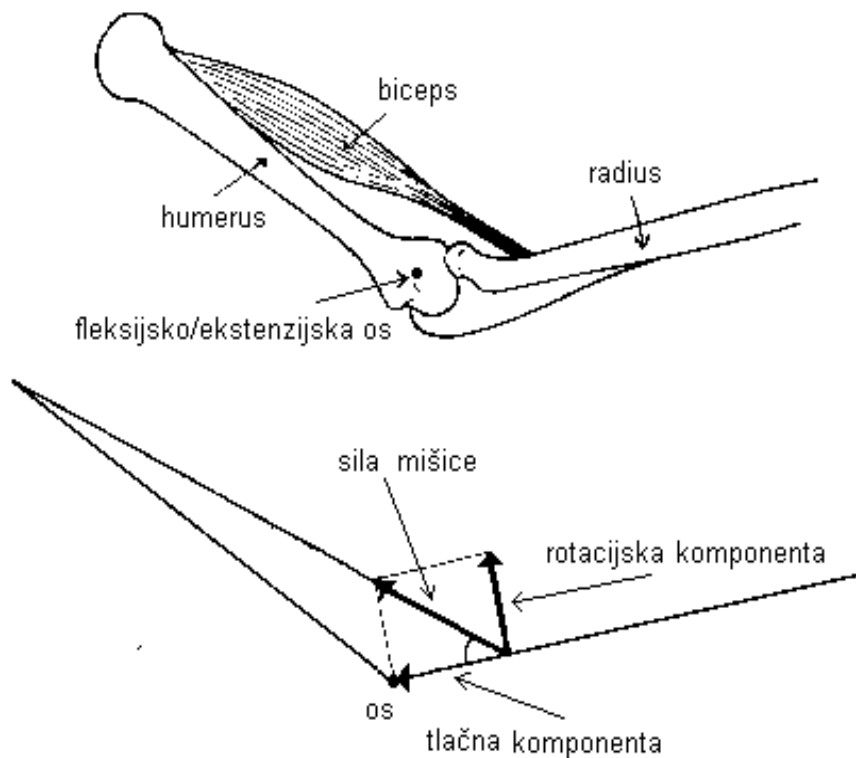
•DRUGI PRIMERI VZVODOV V ROKI



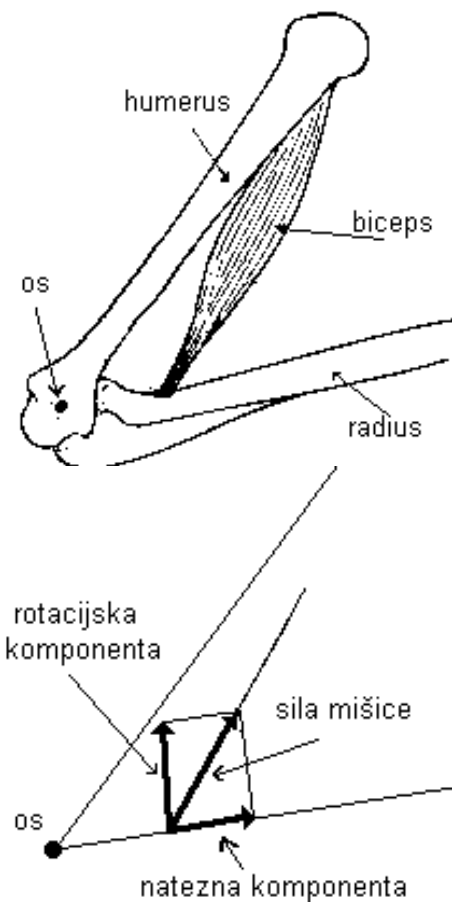
triceps - mišica
iztegovalka



Sile in navori v sklepih

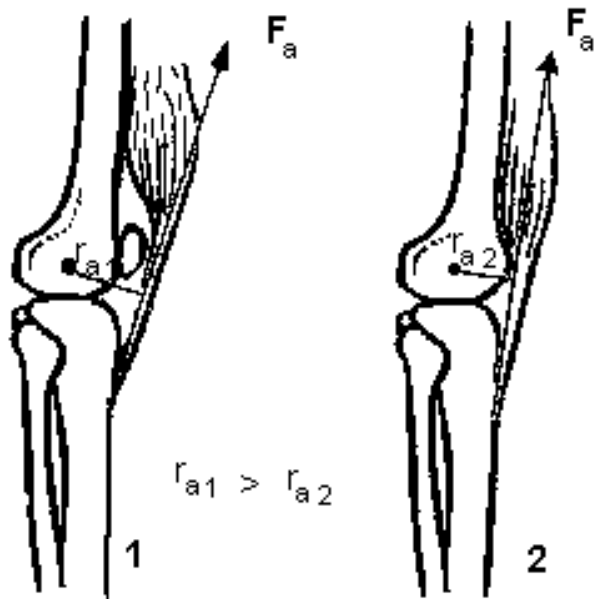


Sila v mišici
povzroča navor
in tlak v sklepu



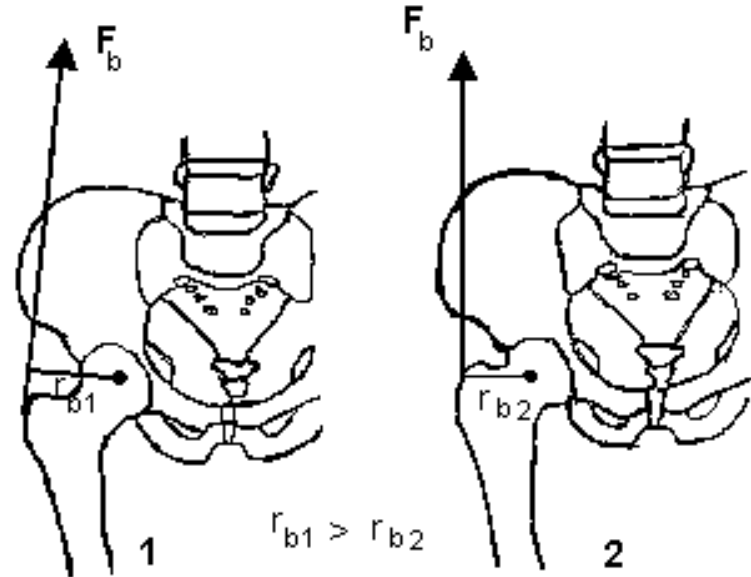
Sila v mišici povzroča navor in nateg v sklepu

Vpliv anatomske značilnosti in smeri mišice na navorno ročico



a)

koleno – m. rectus femoris



b)

kolk – m. gluteus medius

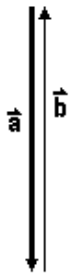
Statika - ravnotežje

Za ravnotežje telesa mora biti izpolnjen pogoj, ki ga podaja I.

Newtonov zakon: $\sum \vec{F}_i = 0$ $\sum \vec{M}_i = 0$

Pri stoji človeka moša biti vektor reakcijske sile na telo nasprotno enak vektorju sile težnosti. To zahteva pogoj: $\sum \vec{F}_i = 0$

Drugi pogoj: $\sum \vec{M}_i = 0$ pa zahteva, da sta vektorja na isti premici



\vec{a} ... teža telesa

\vec{b} ... reakcija podlage

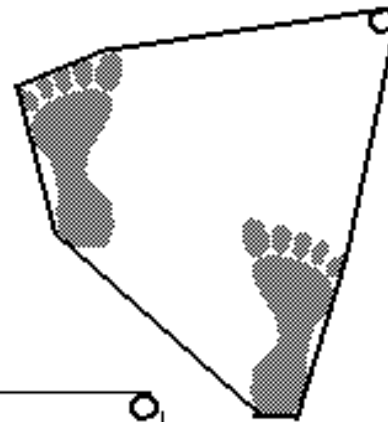
$$\vec{a} + \vec{b} = 0$$

Človek pri stoji stabilnost ohranja dinamično. To pomeni, da projekcija težišča na podporno površino ne miruje. Ne sme pa se premakniti izven ploskve, ki jo določajo njene konveksne oblike in tetive med konkavnimi odseki.

Primeri opornih površin pri različnih položajih stopal in uporabi različnih opornih pripomočkov



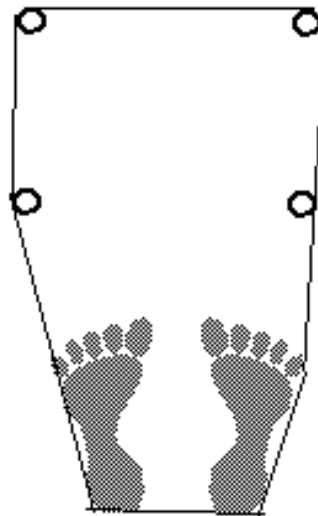
normalna stoja



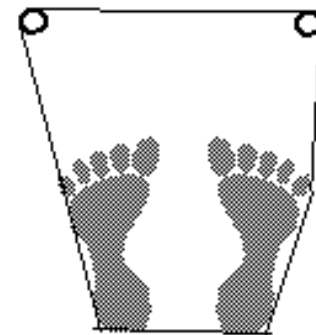
stoja z oporo na palico



stoja z razkorakom



stoja s štirinožno hoduljo



stoja z oporo na dvonožno hoduljo

Narava / izvor sil

Fizika pozna 4 različne vrste sil:

1. Gravitacijsko (mase se privlačijo)
2. Elektromagnetno (sile med električnimi naboji in tokovi)
3. Jedrske sile (sile med osnovnimi delci v jedru)
4. Šibko silo (sila pri β razpadu)

V makroskopskem svetu in zato tudi v klasični mehaniki sta pomembni samo prvi dve. Tudi elektromagnetna sila se v mehaniki električno nevtralnih teles kot taka manifestira samo v mikroskopskem svetu, na nivoju atomov in molekul, v makroskopskem svetu pa kot sila prožnosti in sila trenja ter kot natezna ali tlačna sila.

Gravitacijska sila - sila teže

$$F = Gm_1m_2 / r^2$$

Newtonov gravitacijski zakon za 2 masni točki

Gravitacijska konstanta $G = 6,7 \cdot 10^{-11} \text{ m}^3/\text{kgs}^2$

$m_1, m_2 \dots$ masi teles 1 in 2

$r \dots \dots$ razdalja med masnima točkama

$$\vec{T} = m\vec{g}$$

$$\vec{T}$$

... teža telesa z maso m na zemlji

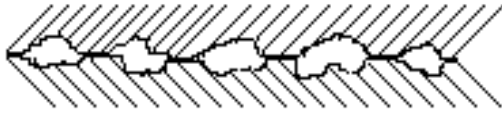
$$\vec{g}$$

... gravitacijski pospešek proti središču zemlje

$g = Gm_z/r^2$, kjer je m_z masa Zemlje = $6,0 \cdot 10^{24} \text{ kg}$, r pa njen polmer = 6370 km

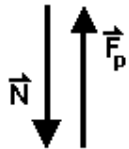
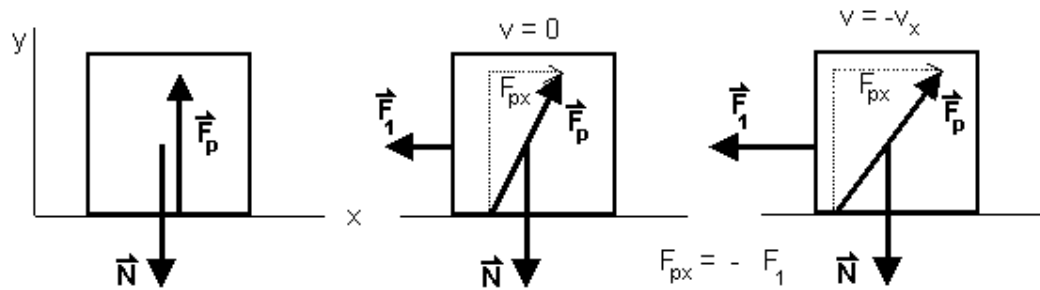
V naših krajih je $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.

Torna sila (sila trenja)

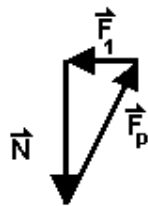


Shematski prikaz mikroskopskih površin dveh stikajočih se teles

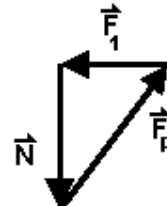
Sile podlage



a)



b)

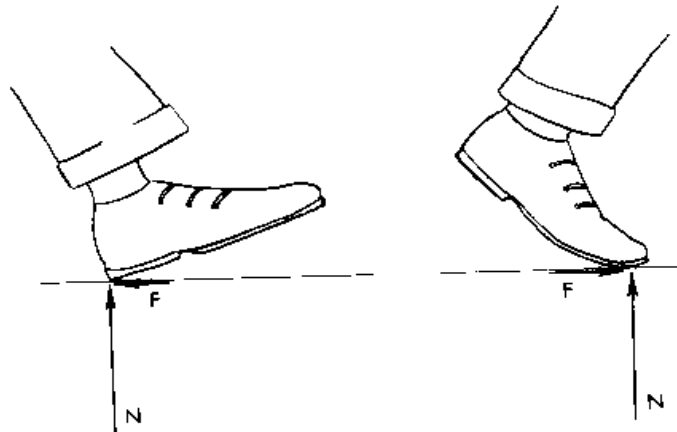


c)

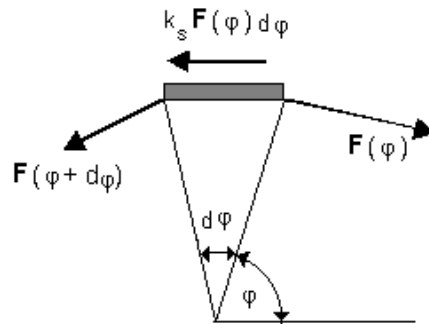
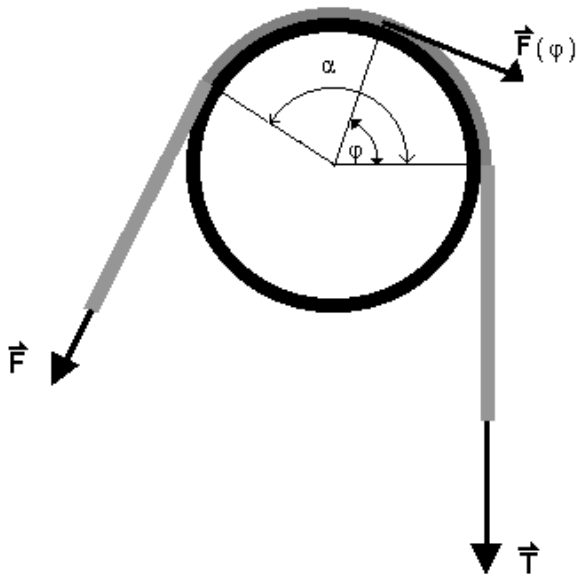
$$\mathbf{F}_s = k_s \mathbf{N}$$

$$\mathbf{F}_t = k_t \mathbf{N}$$

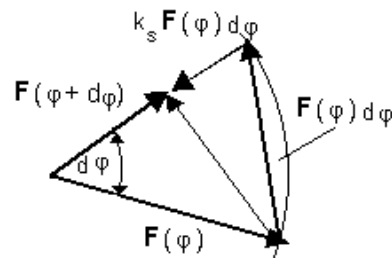
Koristnost sile trenja v biomehaniki



Sila trenja pri hoji

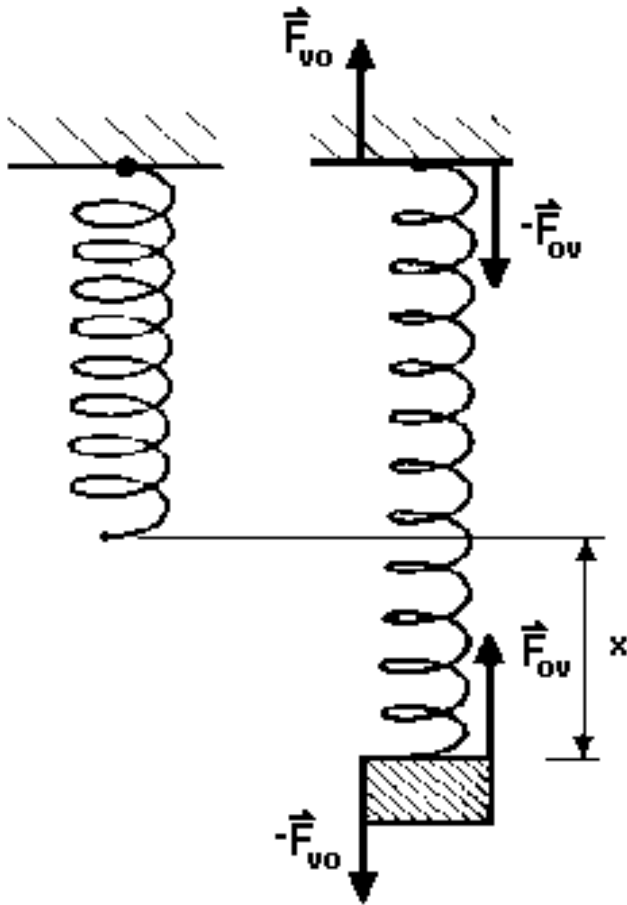


Model za izračun zmanjšanja sile v kiti, ki drsi preko sklepnih struktur



$$F = T e^{-k_s \alpha}$$

Sila prožnosti



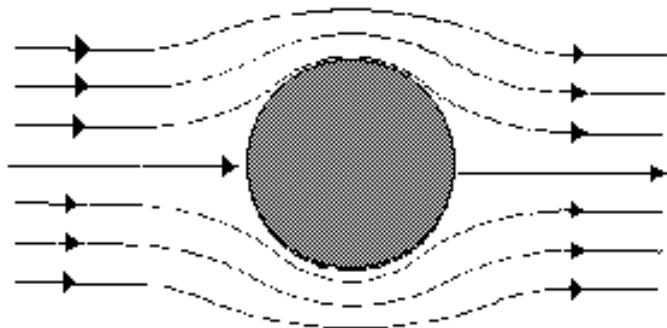
Sila prožnosti pri vijačni vzmeti

$$\vec{F} = k\vec{x}$$

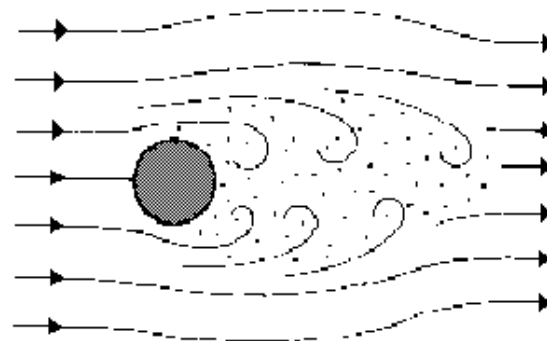
\vec{F} ... ena od dvojice sil (\vec{F}_{ov} , $-\vec{F}_{ov}$),
ki delujeta na vzmet,

k ... konstanta prožnosti vzmeti

Sile pri gibanju v tekočinah – upor medija

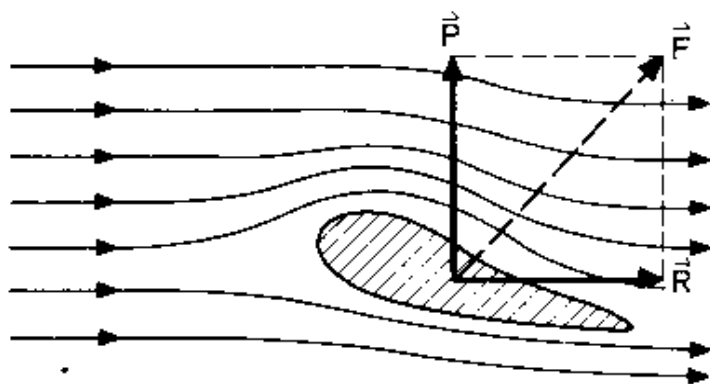


Tokovnice v **idealni** tekočini
Rezultanta sil (upor) na telo,
ki ga tekočina obliva je nič



Tokovnice v **realni** (viskozni) tekočini

Upor je odvisen od oblike telesa, hitrosti in
viskoznosti tekočine



Dinamični vzgon

Za majhne hitrosti in viskozne tekočine velja
linearni zakon upora: $\mathbf{R}_v = k\eta v$

Za velike hitrosti in malo viskozne pa kvadratni:
 $\mathbf{R}_d = c_u S \rho v^2 / 2$

η [Nsm⁻²] ... viskoznost, ρ ... gostota tekočine

S ...presek telesa; k, c_u ... konstanti upora

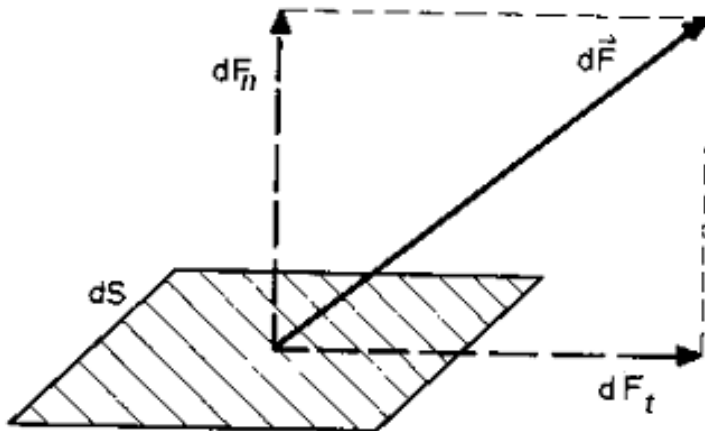
Porazdelitev sil

Sile delujejo na telo na zelo različne načine:

- po celotni prostornini – gravitacija
- po večjih površinah in lahko v različnih smereh
- v izbranih točkah

Zato je smiselno opisovati, kakšen je vektor sile na ininitezimalen del

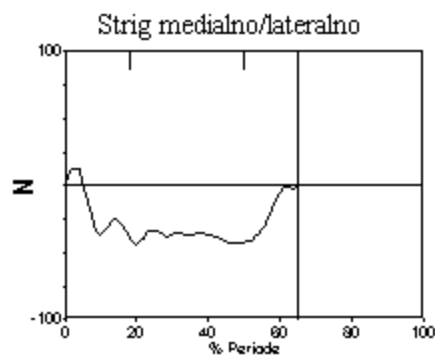
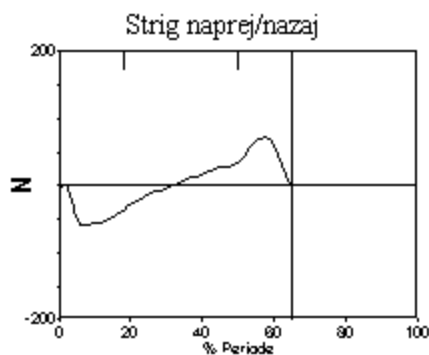
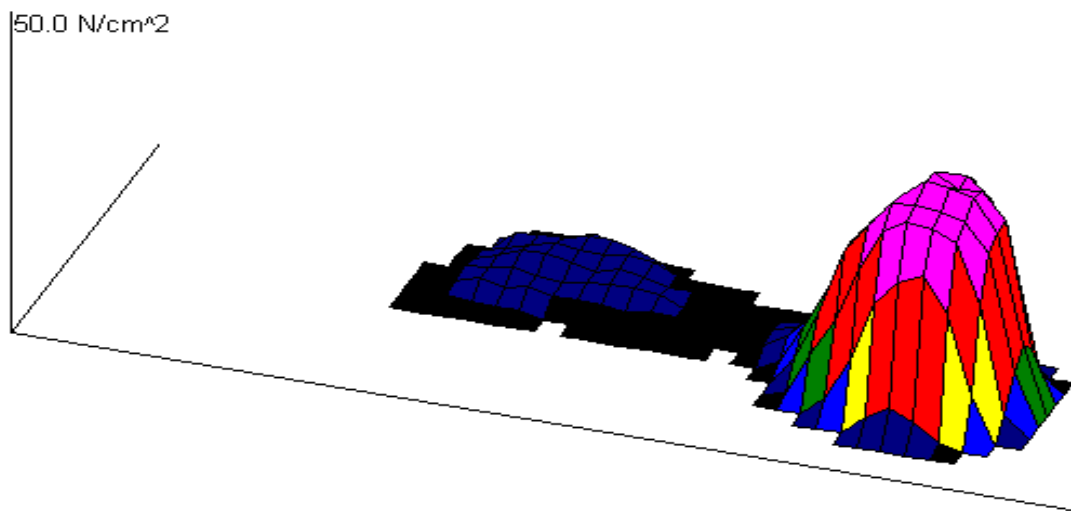
površine ali volumna: $\vec{p} = \frac{d\vec{F}}{dS}$ oziroma $\vec{f} = \frac{d\vec{F}}{dV}$



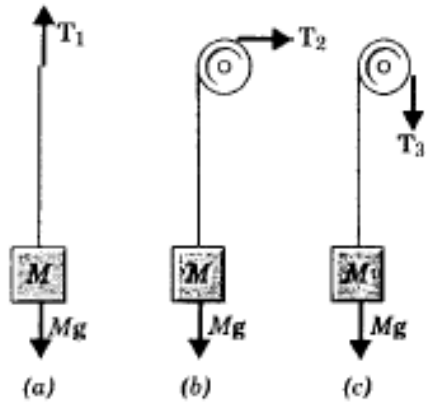
$$\frac{dF_n}{dS} = \sigma \quad \text{Natezna napetost}$$

$$\frac{dF_t}{dS} = \tau \quad \text{Strižna napetost}$$

Časovni potek vektorja in porazdelitev podporne sile pri hoji



UPORABA ŠKRIPECV V MEDICINI

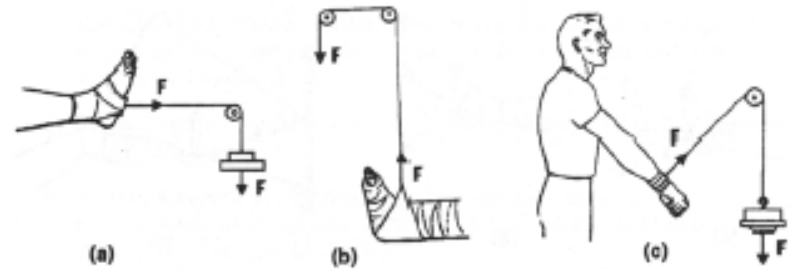


$$T_1 = T_2 = T_3 = Mg$$

ŠKRIPEC JE UPORABEN, KER LAHKO:

- SPREMENI SMER SILE
- SPREMENI VELIKOST SILE (ne nujno)

- PREPROSTI ŠKRIPCI- SPREMENIJO SAMO SMER SILE



- PRIMERI UPORABE



- SESTAVLJENI ŠKRIPCI-SPREMENIJO VELIKOST IN SMER SILE

$$T_1 = T_2 = Mg$$

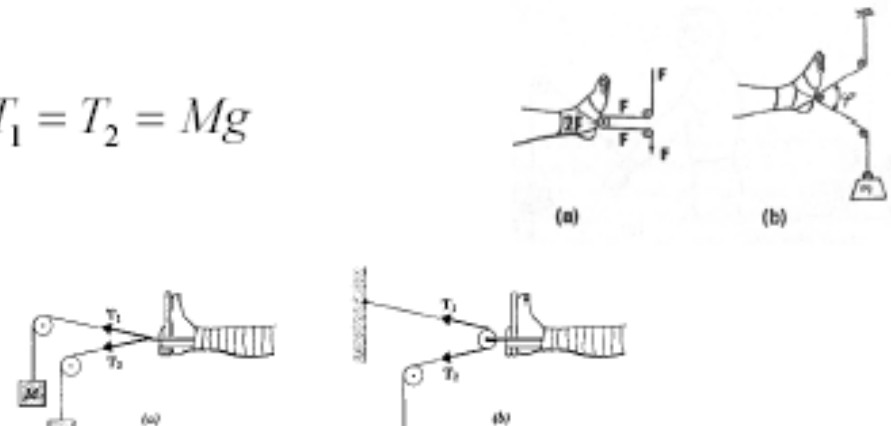
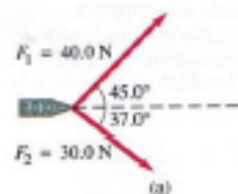
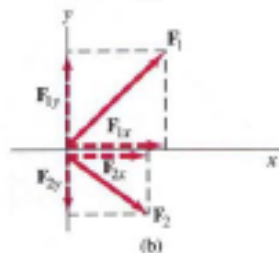


Figure 2 Two equivalent methods of exerting a force on a patient's leg. In each case, $T_1 = T_2$.

• SEŠTEVANJE IN RAZSTAVLJANJE SIL:



$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 = \vec{F}_R; \quad F_1 + F_2 \neq F_R !!!$$



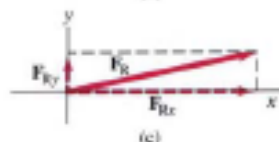
$$F_{1x} = F_1 \cos 45^\circ, \quad F_{1y} = F_1 \sin 45^\circ$$

$$F_{2x} = F_2 \cos 37^\circ, \quad F_{2y} = F_2 \sin 37^\circ$$

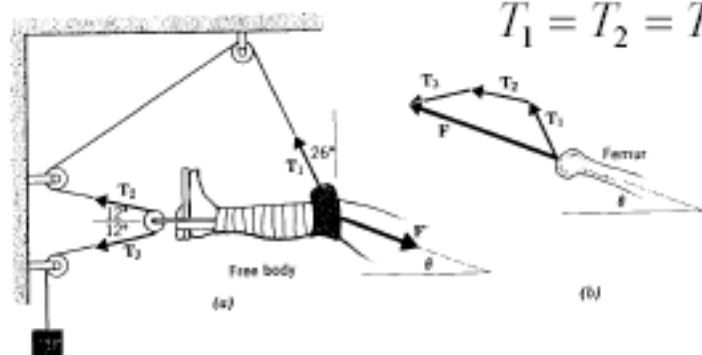
$$F_{Rx} = F_{1x} + F_{2x}$$

$$F_{Ry} = F_{1y} + F_{2y}$$

$$F_R = \sqrt{F_{Rx}^2 + F_{Ry}^2}$$



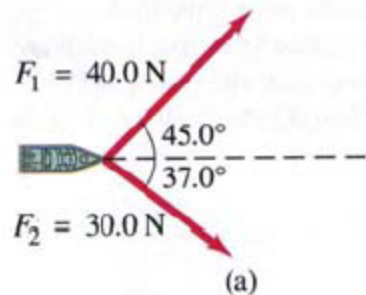
• SESTAVLJENI ŠKRIPCI-SPREMENIJO VELIKOST IN SMER SILE



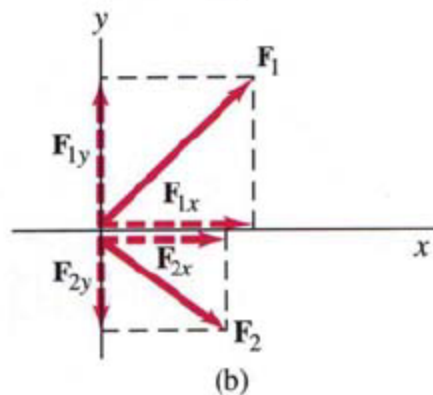
$$T_1 = T_2 = T_3 = Mg$$

Figure 4 The Russell traction system used to immobilize a fractured femur. The system is adjusted so that the angle of elevation θ of the thigh is approximately 20° . (Adapted from Williams and Lissner.) The dashed curve isolates the lower leg as a free body. The force F' is the force exerted by the femur on the lower leg. The reaction force $F = -F'$ is exerted on the femur.

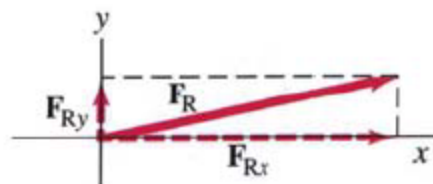
- SEŠTEVANJE IN RAZSTAVLJANJE SIL:



(a)



(b)



(c)

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 = \vec{F}_R; \quad F_1 + F_2 \neq F_R !!!$$

$$F_{1x} = F_1 \cos 45^\circ, \quad F_{1y} = F_1 \sin 45^\circ$$

$$F_{2x} = F_2 \cos 37^\circ, \quad F_{2y} = F_2 \sin 37^\circ$$

$$F_{Rx} = F_{1x} + F_{2x}$$

$$F_{Ry} = F_{1y} + F_{2y}$$

$$F_R = \sqrt{F_{Rx}^2 + F_{Ry}^2}$$

Gibalna količina

Definicija: $\vec{G} = m\vec{v}$

$$d\vec{G} / dt = m \cdot d\vec{v} / dt = m\vec{a}$$

II. Newtonov zakon torej lahko zapišemo tudi v obliki:

$$d\vec{G} / dt = \vec{F}$$

Z integracijo po času
dobimo:

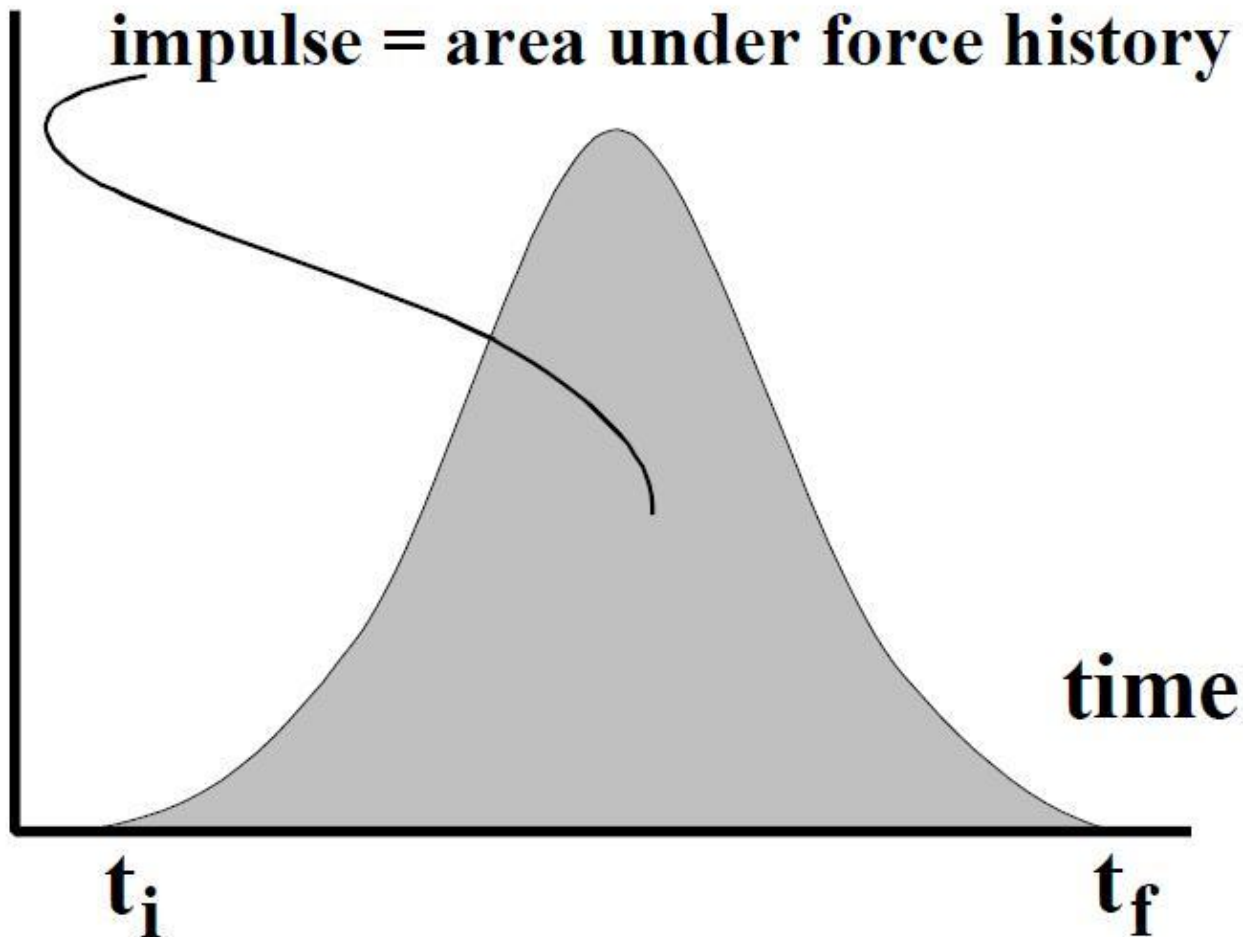
$$\int_{t_1}^{t_2} d\vec{G} / dt = \int_{t_1}^t \vec{F} dt = m(\vec{v}_2 - \vec{v}_1) = \vec{I}$$

Izraz: $\vec{I} = \int_{t_1}^t \vec{F} \cdot dt$

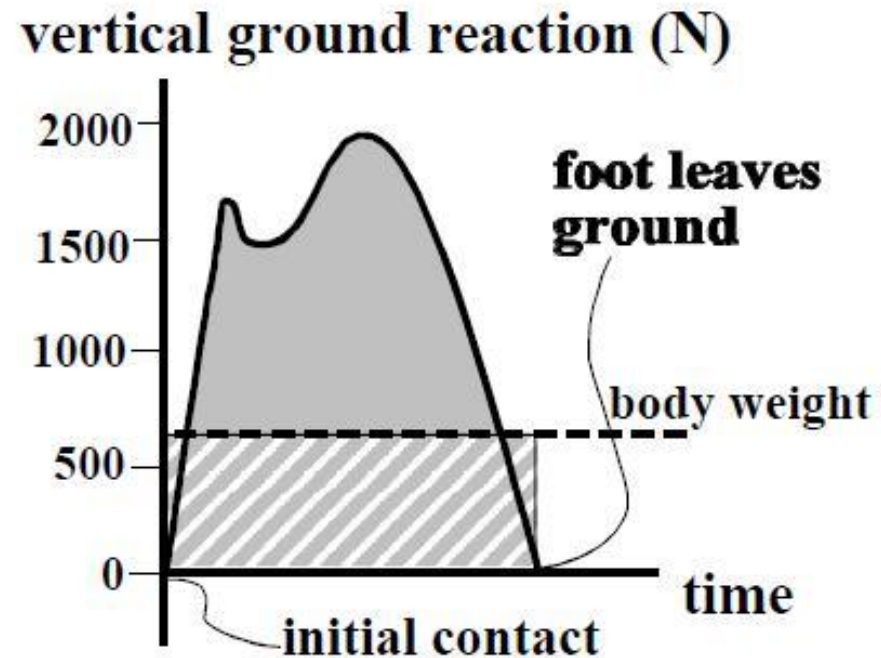
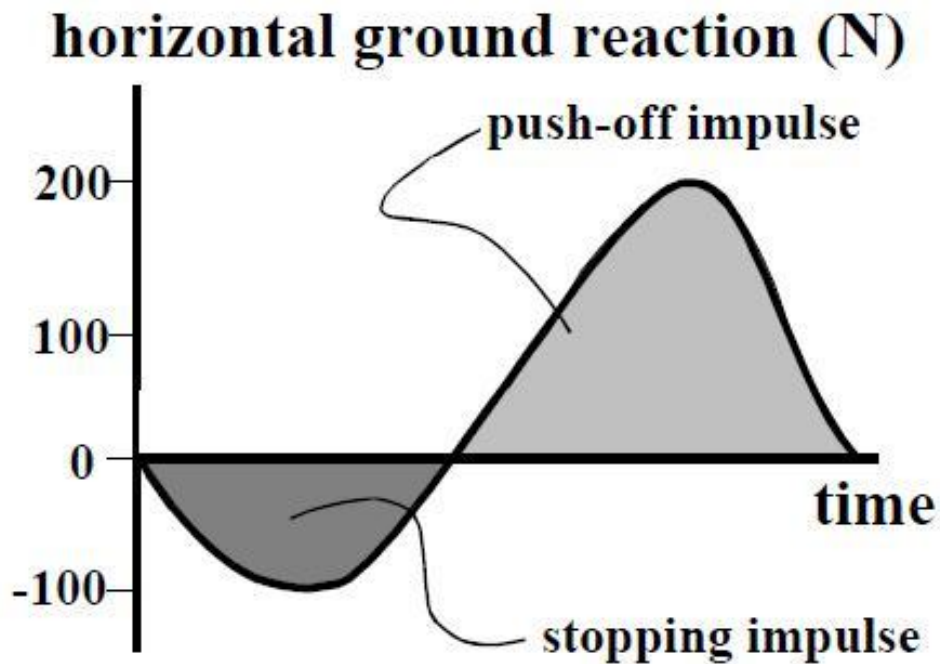
(I - sunek sile) pove, da je sprememba gibalne količine enaka sunku sile

Gibalna količina

force



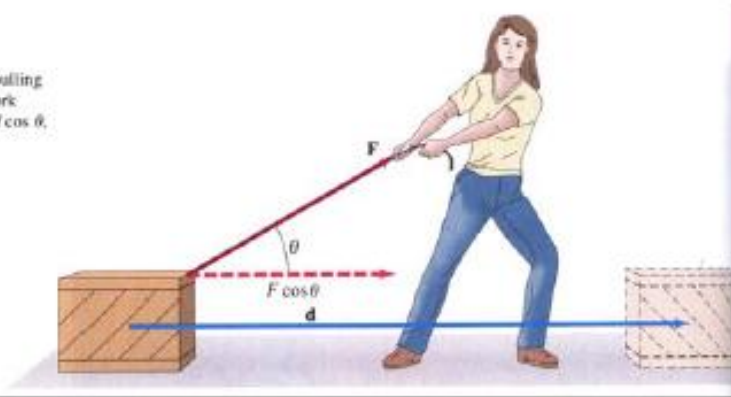
Gibalna količina – impulz sile pri teku



- **DELO SILE:**

$$A = \vec{F} \cdot \vec{s} = F_{\parallel} s = Fs \cos \varphi \quad [Nm = J]$$

FIGURE 6-1 A person pulling a crate along the floor. The work done by the force \mathbf{F} is $W = Fd \cos \theta$, where \mathbf{d} is the displacement.



- je skalarna količina

Splošneje:
$$A = \int_1^2 \vec{F} d\vec{s} = m \int_1^2 \frac{d\vec{v}}{dt} d\vec{s} = m \int_1^2 \vec{v} d\vec{v} = \frac{m}{2} (v_2^2 - v_1^2) = \Delta E_k$$

Delo, ki ga opravi rezultanta zunanjih sil je enako spremembi kinetične energije telesa

Potencialna energija in moč

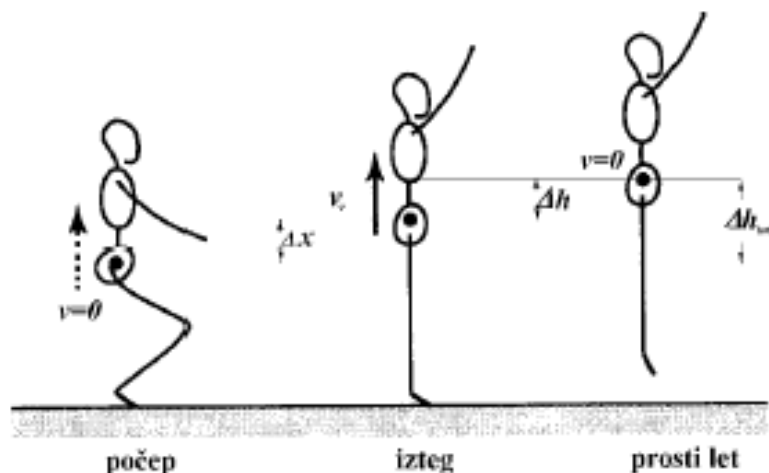
Telo, ki se giblje v težnostnem polju zemlje, veča komponento hitrosti v smeri pospeška \vec{g} . Pri tem se lahko njegova kinetična energija: $E_k = mv^2/2$ poveča ali zmanjša, odvisno od začetne smeri hitrosti. Gravitacijska sila pri

tem na telo opravlja delo: $A = \int_1^2 \vec{F} d\vec{s} = m \int_1^2 \vec{g} d\vec{s} = \Delta E_k = -\Delta E_p$

Od tod sledi zakon o ohranitvi energije pri gibanju teles v potencialnem (težnostnem) polju: $\Delta E_k + \Delta E_p = 0$. Vsota kinetične in potencialne energije se ohranja. Pri gibanju, kjer se pojavlja sila trenja, se vsota ne ohranja, ker je delo sile trenja vedno negativno.

Moč je definirana kot: $P = \Delta A / \Delta t$ [J/s = W]

MERJENJE POVPREČNE MOČI PRI SKOKU



$$\frac{1}{2}mv_v^2 = mg\Delta h$$

$$v_v = \frac{2\Delta x}{t}$$

$$\Delta h = \frac{v_v^2}{2g} = \frac{2\Delta x^2}{gt^2}$$

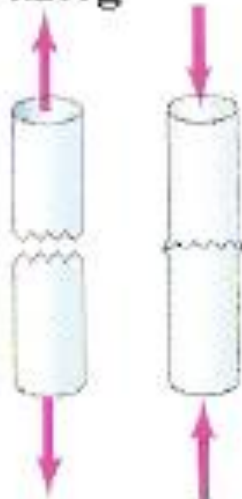
$$A = \frac{1}{2}mv_v^2 + mg\Delta x = mg(\Delta h + \Delta x) = mg\Delta h_{tot}$$

$$\overline{P} = \frac{A}{t}$$

DEFORMACIJE

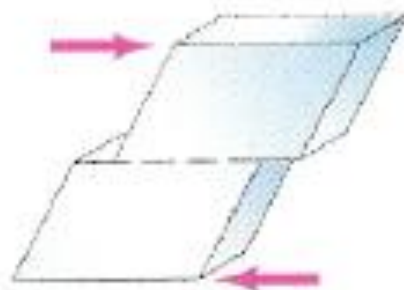
- nateg, stisk, strig

razteg

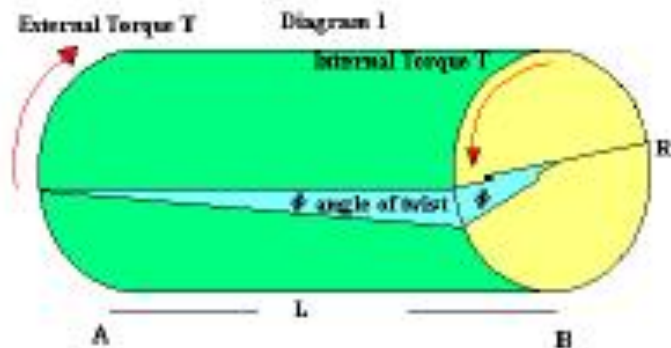


stisk oz.
kompresija

strig



- torzija



- upogib

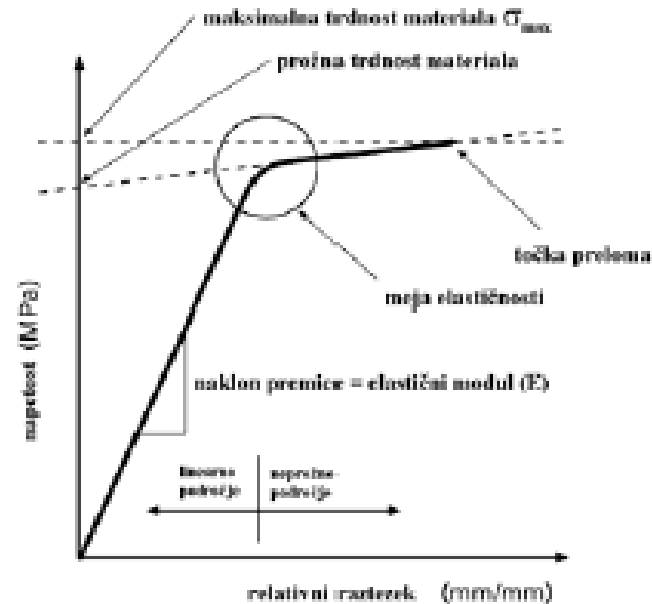
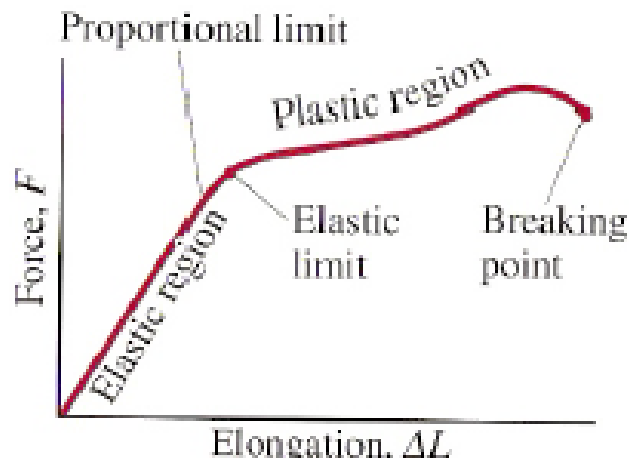


- določanje maksimalne trdnosti in elastičnega modula materialov

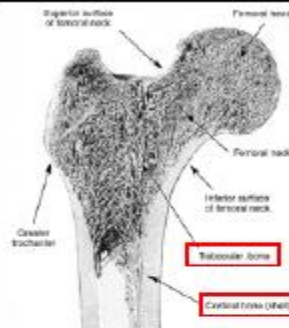
$$E = \frac{\text{napetost (tlak)}}{\text{relativni raztezek}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta l/l}$$

- ANALOGIJA: idealna vzmet – Hookov zakon

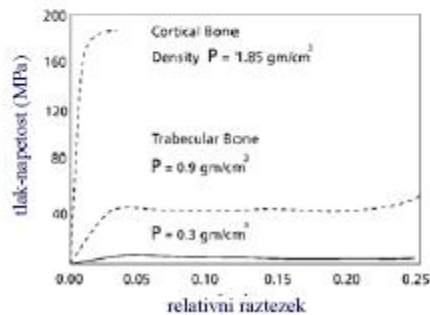
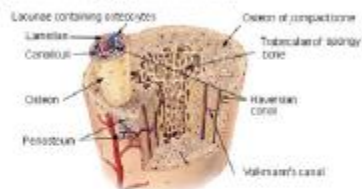
$$F = kx$$



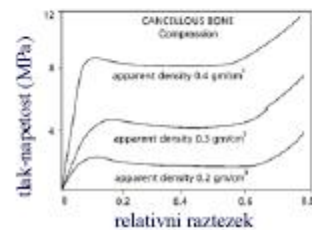
ELASTIČNE LASTNOSTI KOSTI



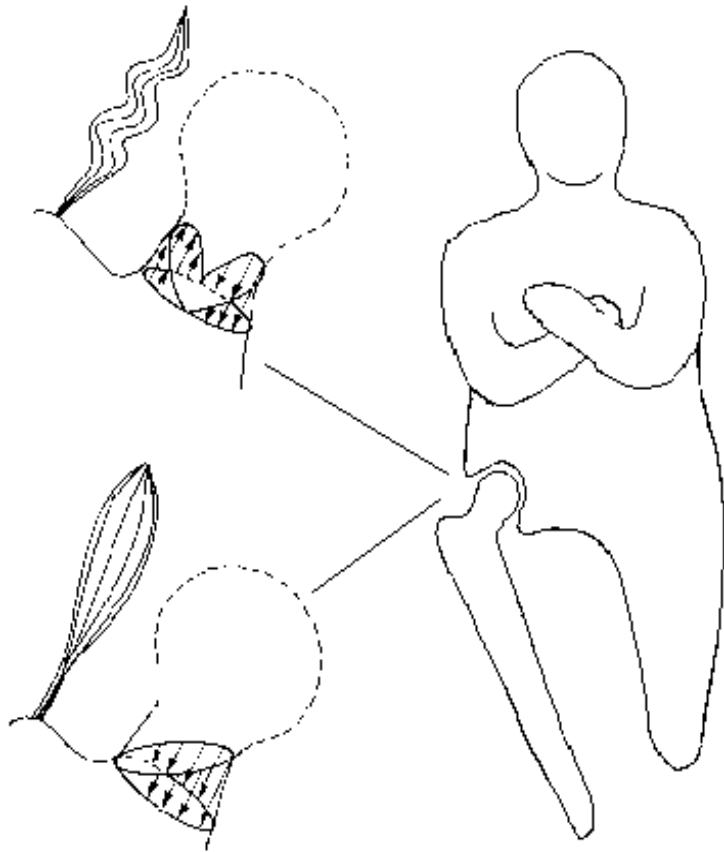
Compact Bone & Spongy (Cancellous Bone)



- vpliv gostote kosti na njene elastične lastnosti

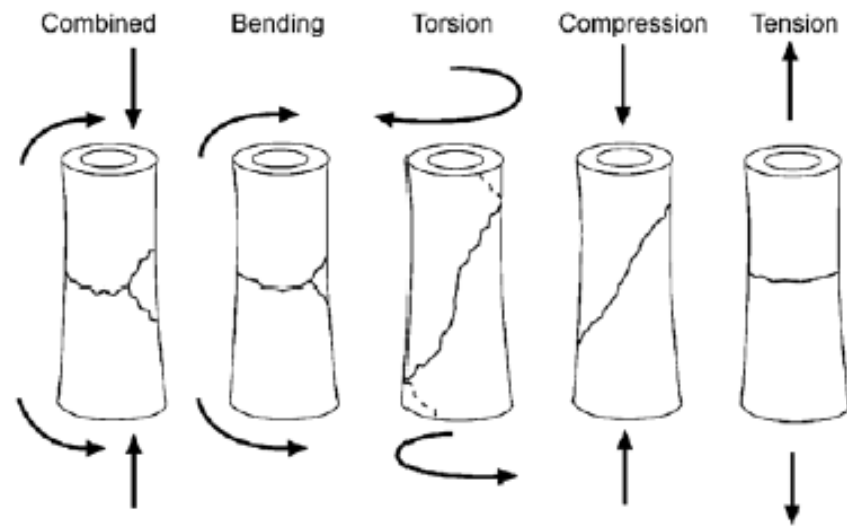


Vpliv mišične aktivnosti na napetosti v kosteh



Vpliv napetosti v mišici gluteus medius na velikost in porazdelitev napetosti v vratu femurja

•ZLOMI KOT POSLEDICE DEFORMACIJ



The fracture pattern of long bones corresponding to the type of external load

KOMPRESIJSKE IN STRIŽNE SILE NA DISK V HRBTENICI

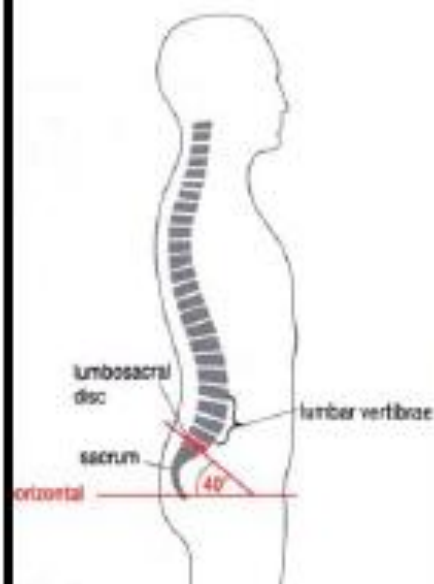


Fig 1.5 The vertebral column.

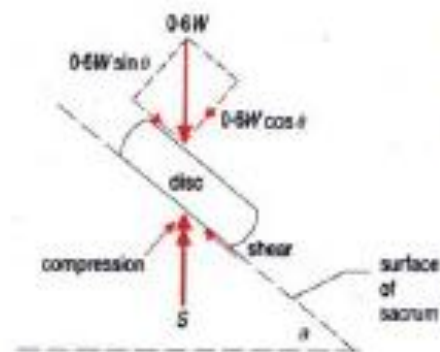
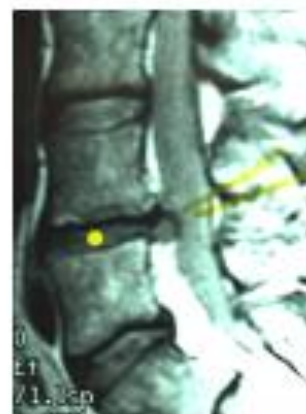


Fig 1.6 Forces on the lumbosacral disc.

- disk se obnaša kot telo na klancu - večji kot je nagib, večja je komponenta sile vzdolž 'klanca' - večja verjetnost za zdrs in ukleščenje - hernija



TORZIJSKI ZLOM TIBIE

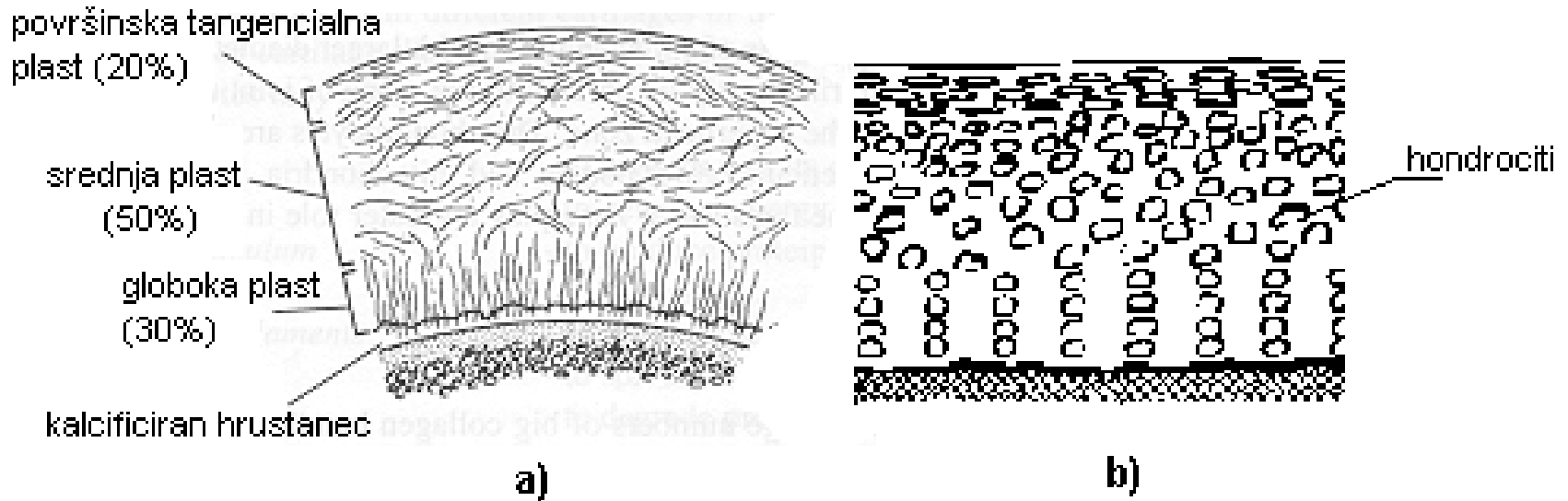


Golenica (tibia) lahko prenese največji navor pribl. 100 Nm, pri čemer je maksimalni kot zasuka 3,4.

TA ZLOM JE POGOST PRI SMUČANJU:

Če je razdalja od konice smuči do čevlja 1 m, potem je dovolj, da se sneg upira zasuku s silo 100 N, da je navor na golenico 100 Nm.

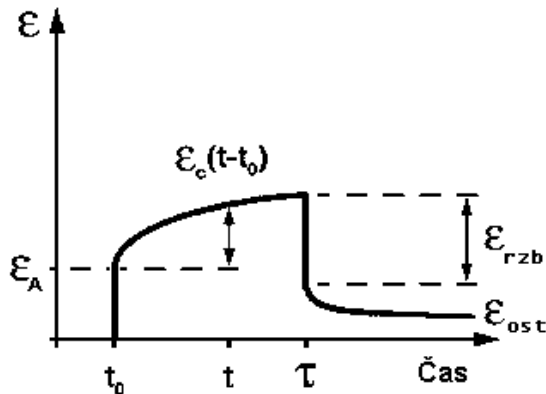
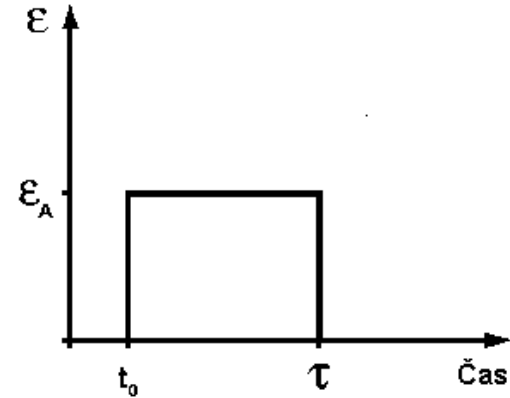
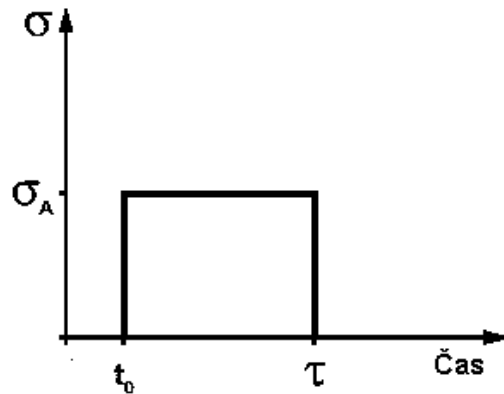
Visko-elastične strukture: hrustanec



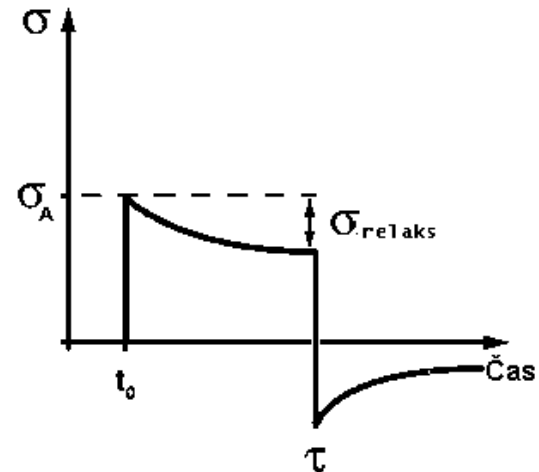
Plastna struktura hrustanca:

- a) orientacija in gostota kolagenskih vlaken
- b) oblika in porazdelitev hrustančnih celic

Pojav viskoelastičnosti pri trdnih snoveh



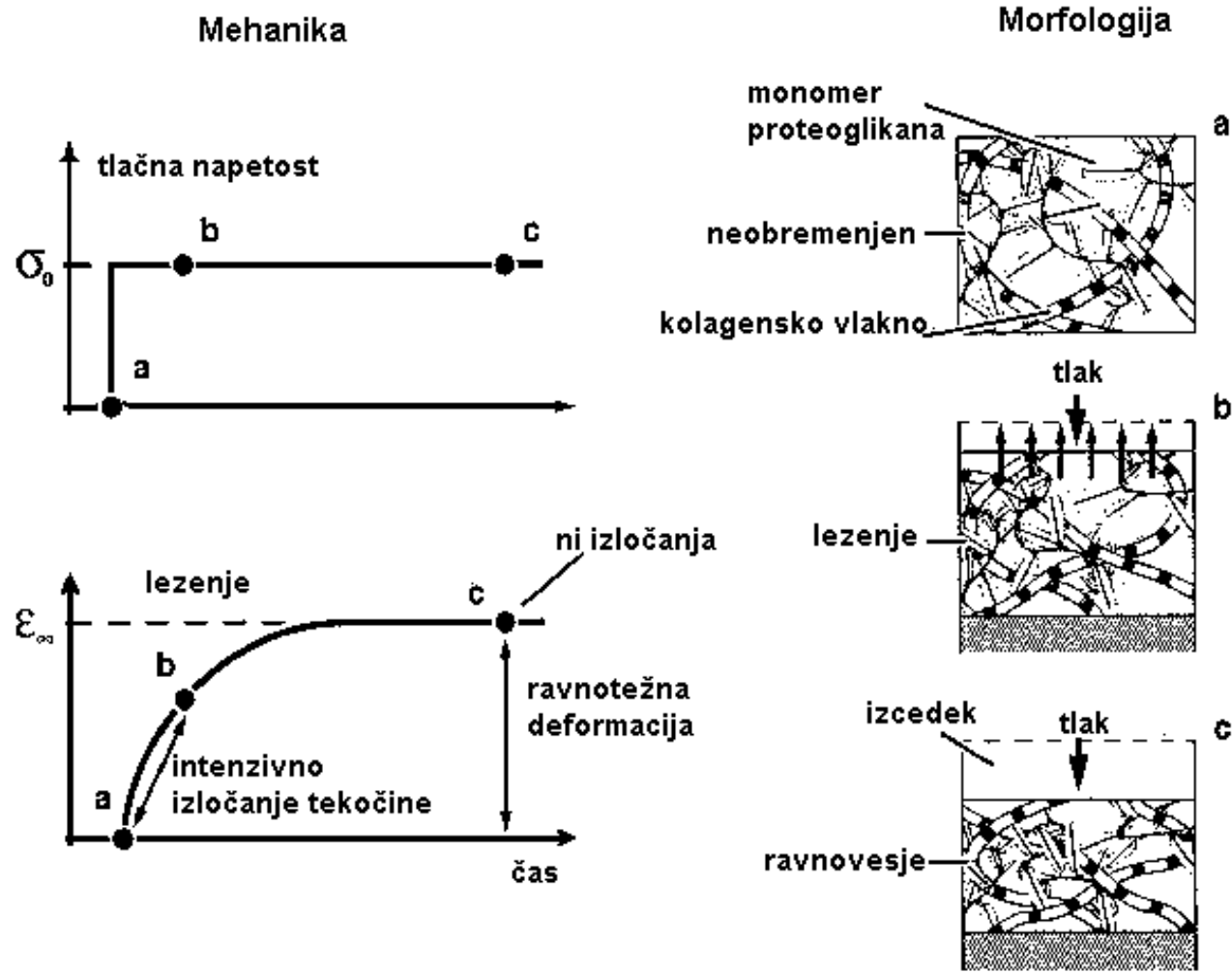
a) lezenje



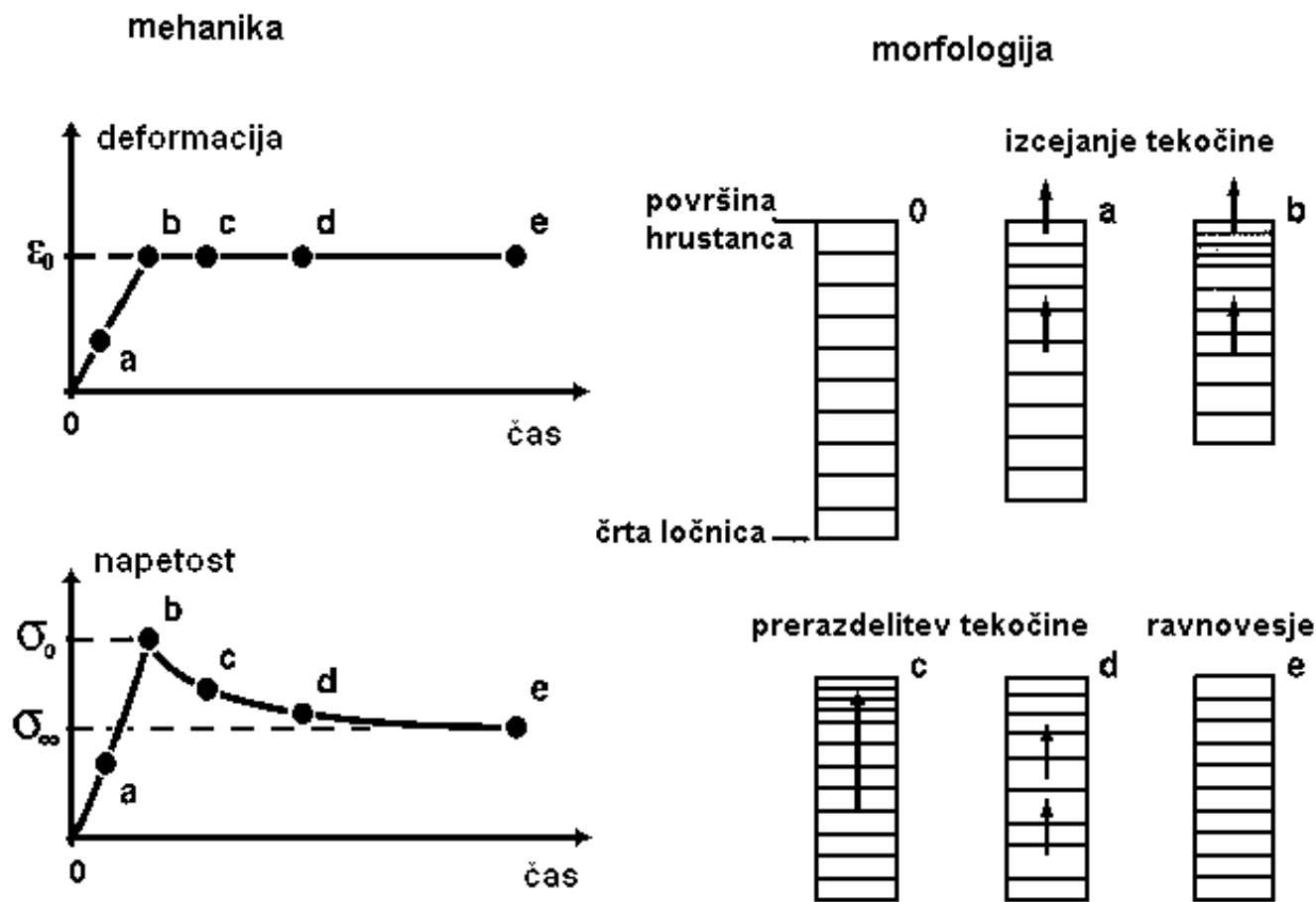
b) relaksacija

Časovna odvisnost napetosti in deformacije pri viskoelastičnih snoveh

Mehanizem lezenja pri hrustancu



Mehanizem relaksacije pri hrustancu



b) mehanizem relaksacije

Diagrami trdnosti za hrustanec, vezi in kite

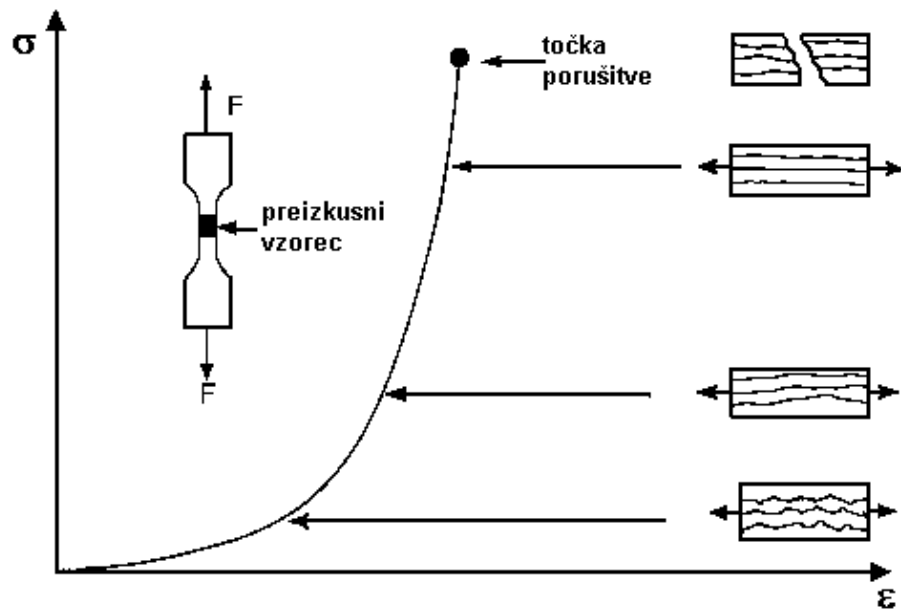
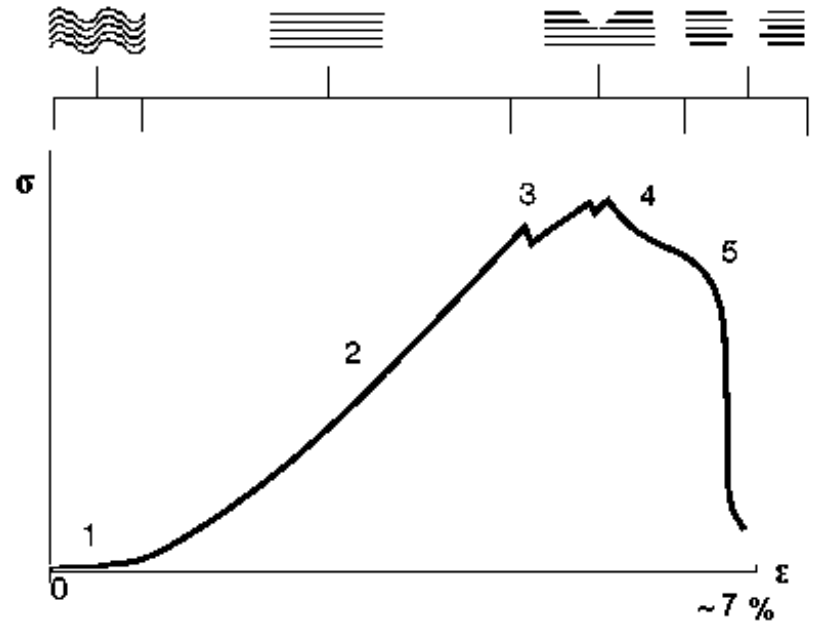
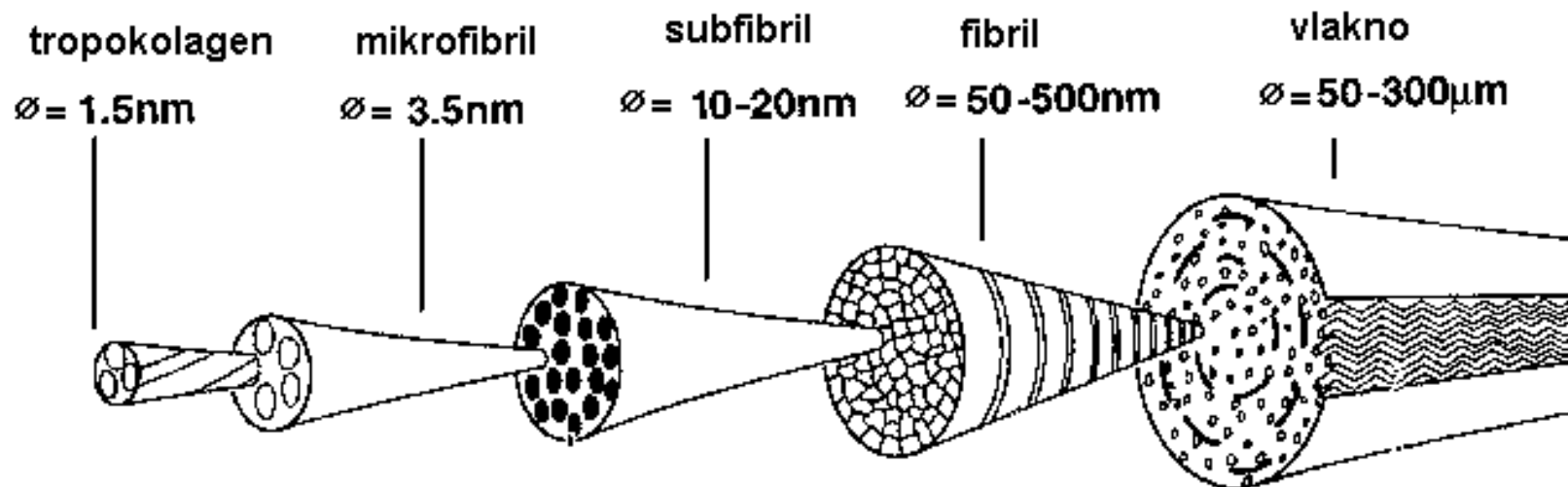
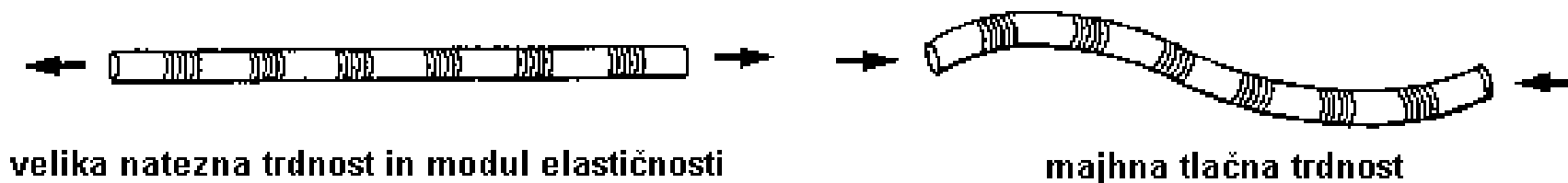


Diagram trdnosti hrustanca



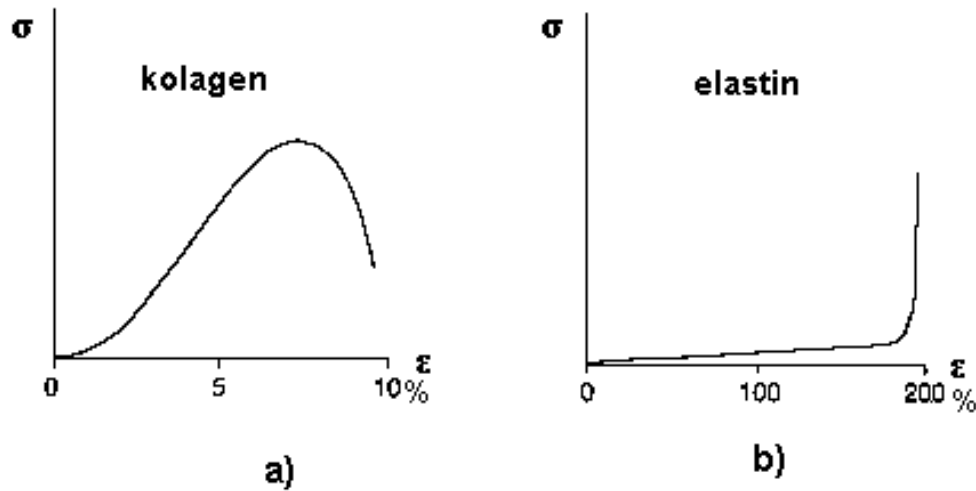
Shematični prikaz trdnostne karakteristike vezi in kit

Struktura in mehanske lastnosti kolagenskih vlaken

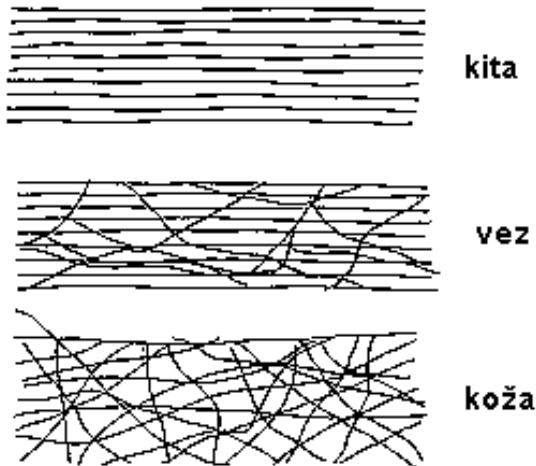


Struktura kolagenskih vlaken v kitah in vezeh

Vpliv trdnostnih karakteristik in orientacije vlaken v tkivih

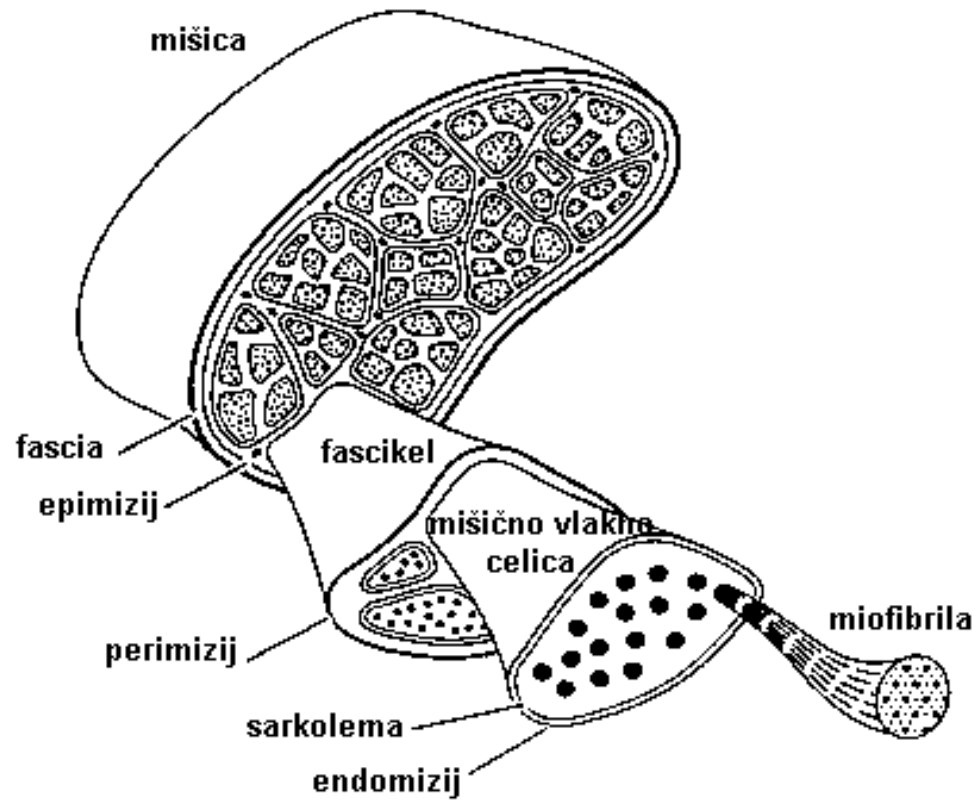


Trdnostni karakteristiki
a) kolagenskih in b)
elastinskih vlaken

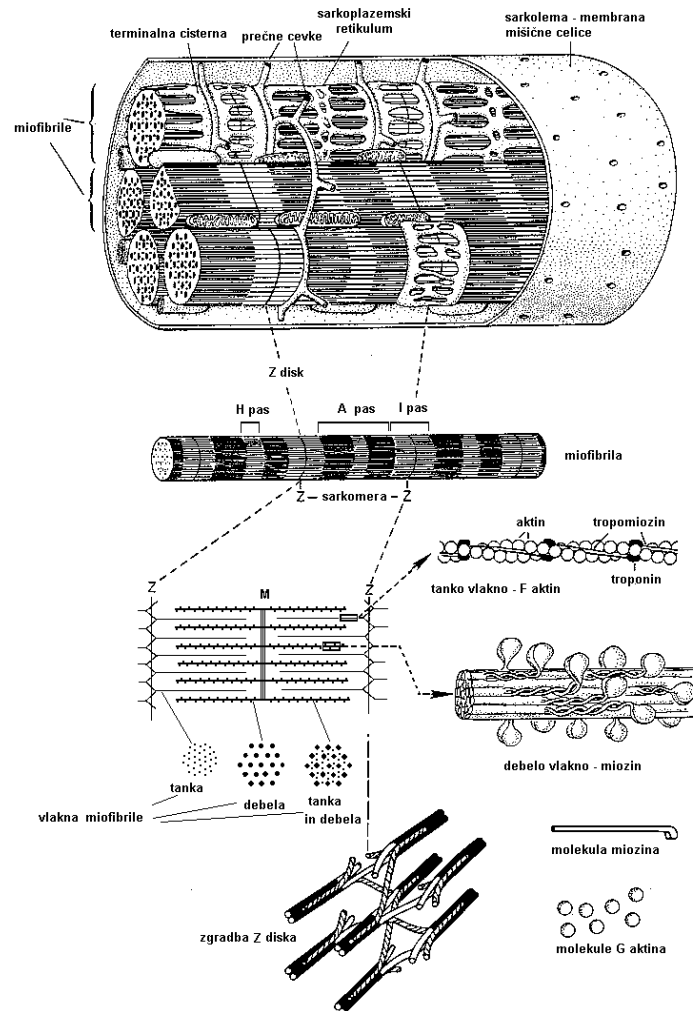


Urejenost kolagenskih vlaken v tipičnih
veznih tkivih: kiti, vezi in koži

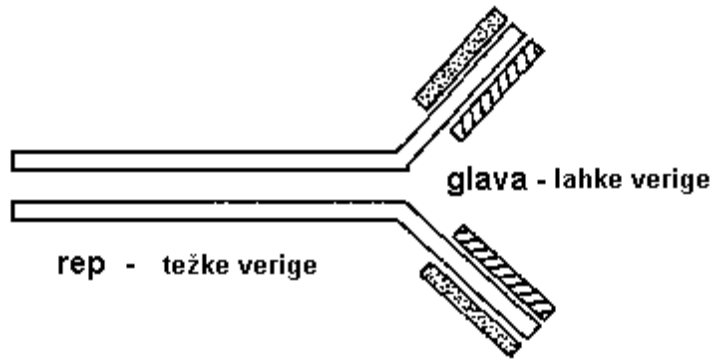
Vlaknasta struktura mišice



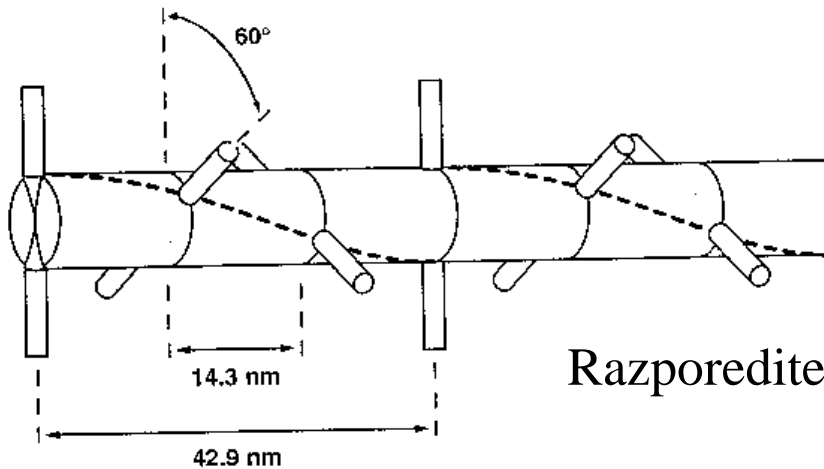
Mišično vlakno - celica



Zgradba miozinskih molekul

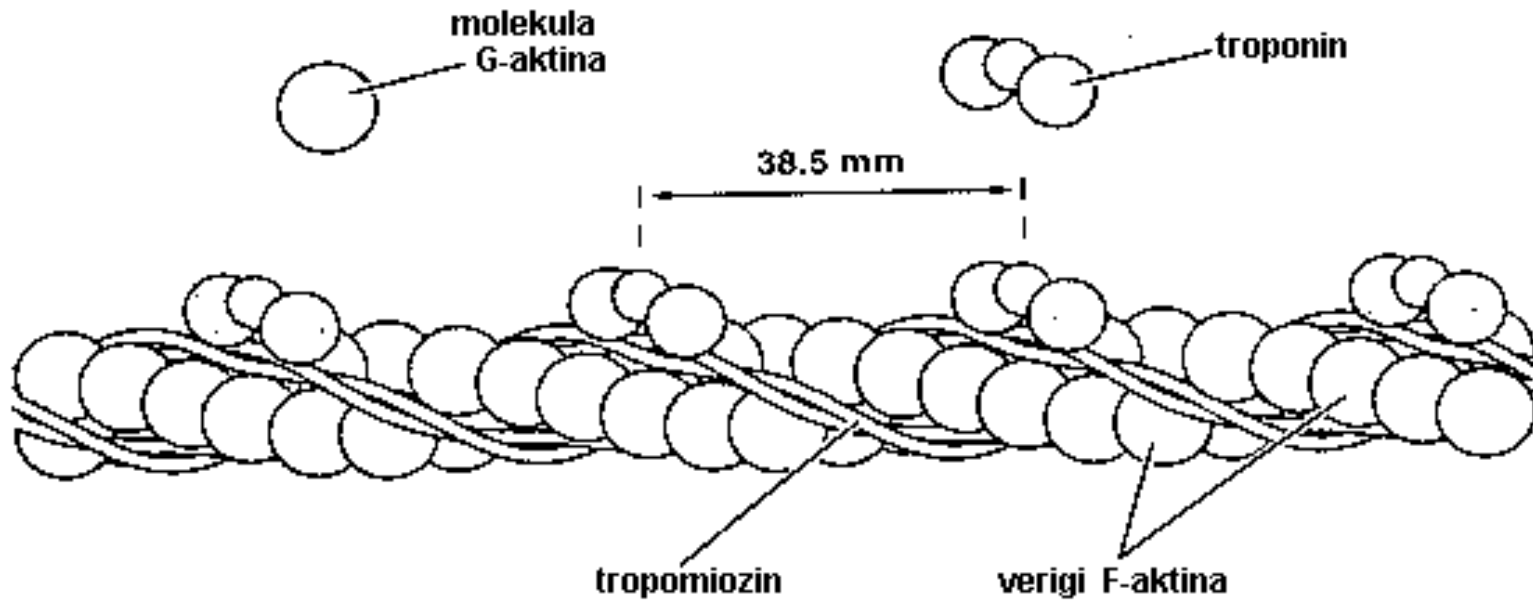


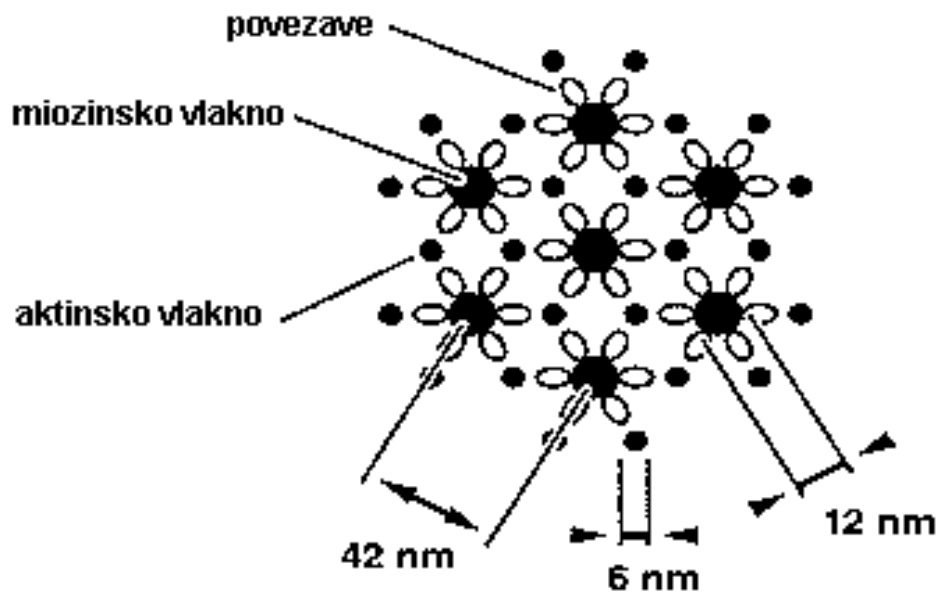
Zgradba miozinskih molekul



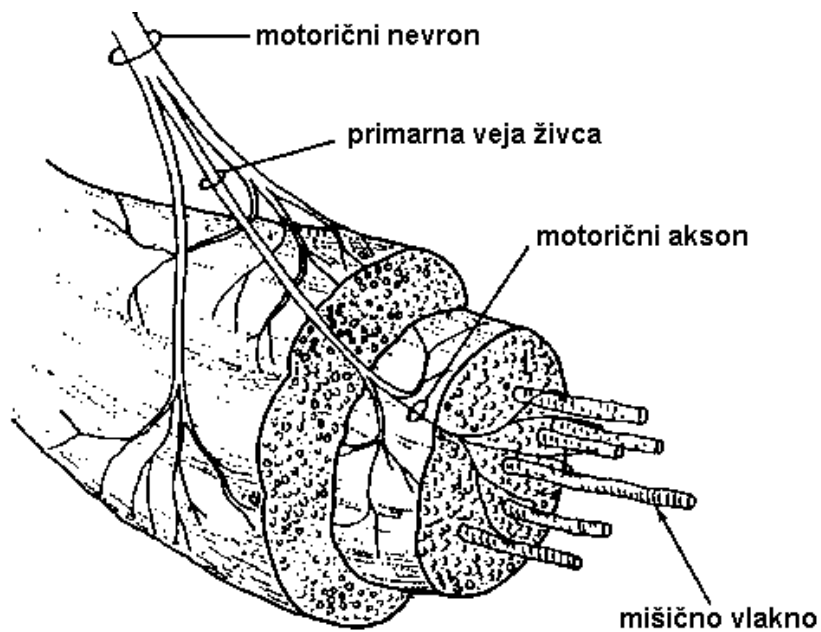
Razporeditev molekul miozina v debelem vlaknu

Tanko vlakno miofibrile - aktin



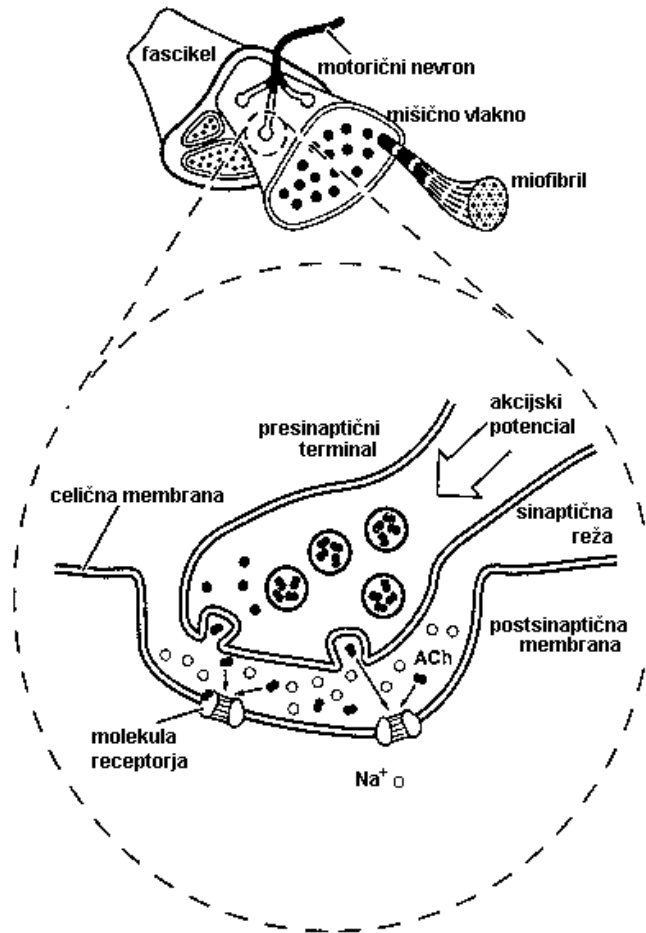


Shematični prikaz preseka sarkomere v pasu A

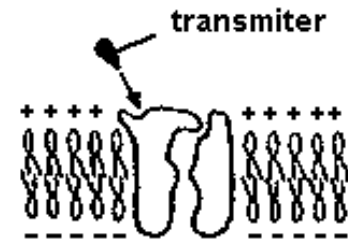


Sistem oživčenja mišice preko motoričnih enot

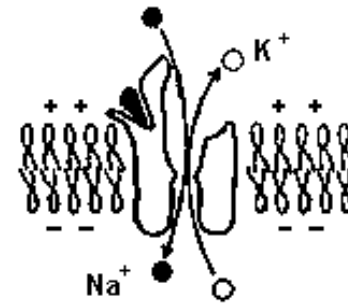
Živčno mišični spoj - sinapsa



stacioarno stanje membrane

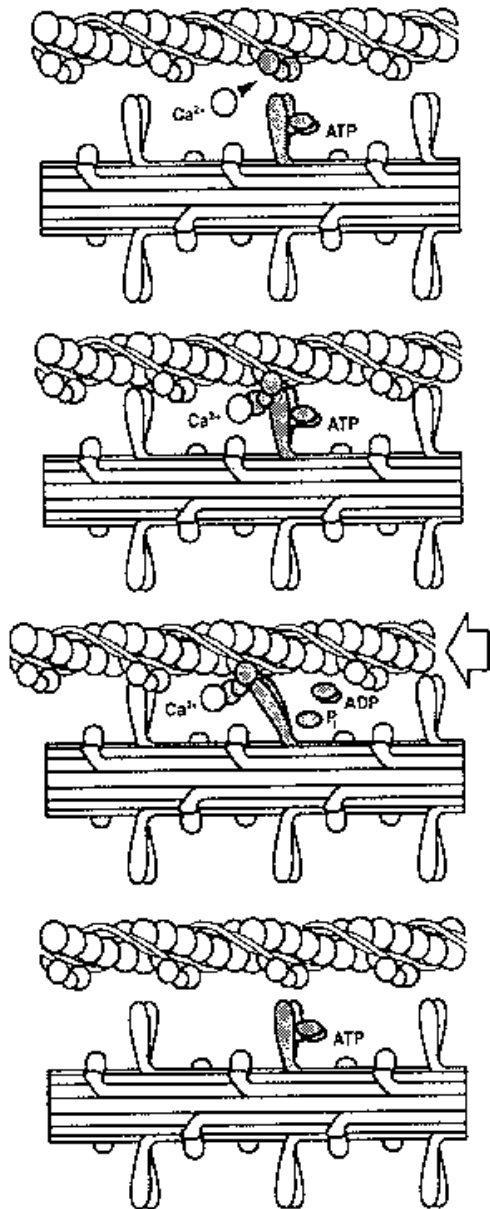


depolarizirana membrana



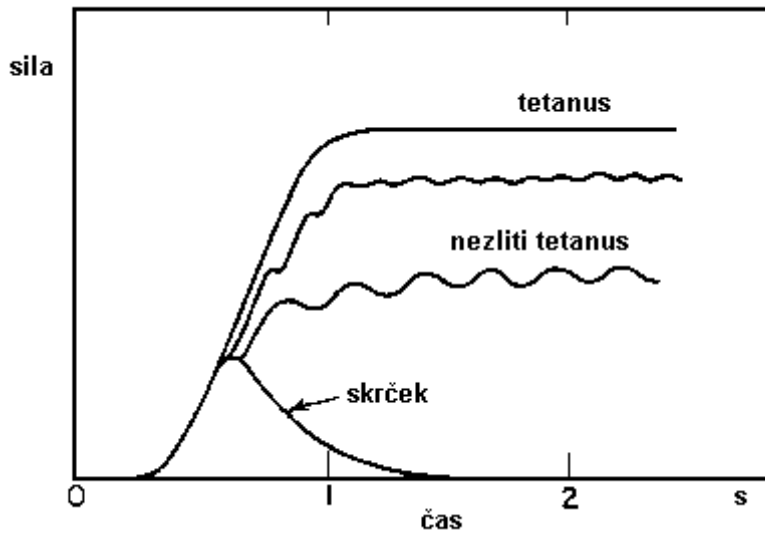
Na⁺ in K⁺ kanal v membrani kontroliran z nevro transmitterjem

Shematični prikaz cikla krčenja miofibrile

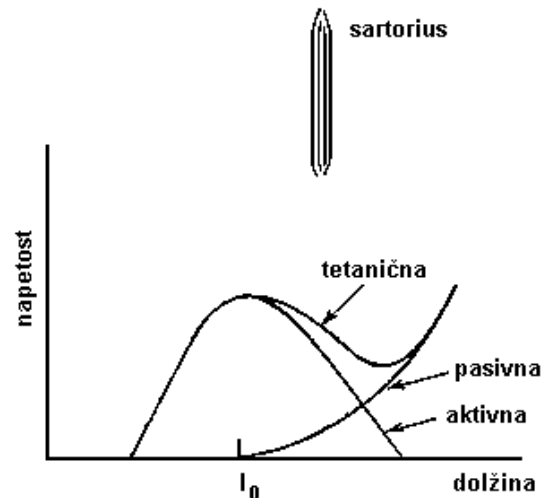
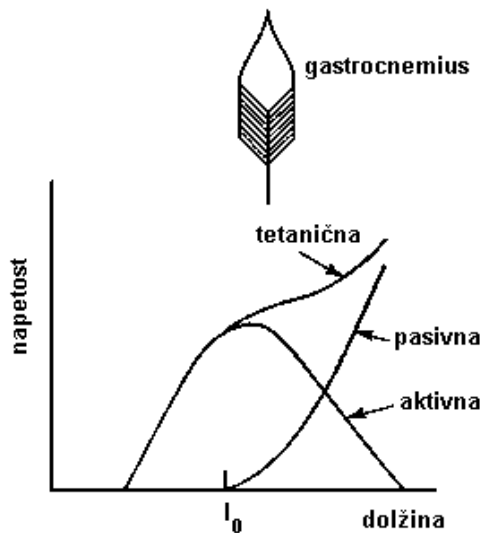


- Akcijski potencial sproži sproščanje Ca^{++} v sarkoplazmo
- Vezava Ca^{++} na troponin odpre mesto na aktinu za povezavo z miozisko ročico S1
- Disociacija $ATP \rightarrow ADP + P_i$ poskrbi za strižno silo med tankim in debelim vlakno
- Ponovna vezava ATP na S1 povzroči prekinitev povezave vlaken

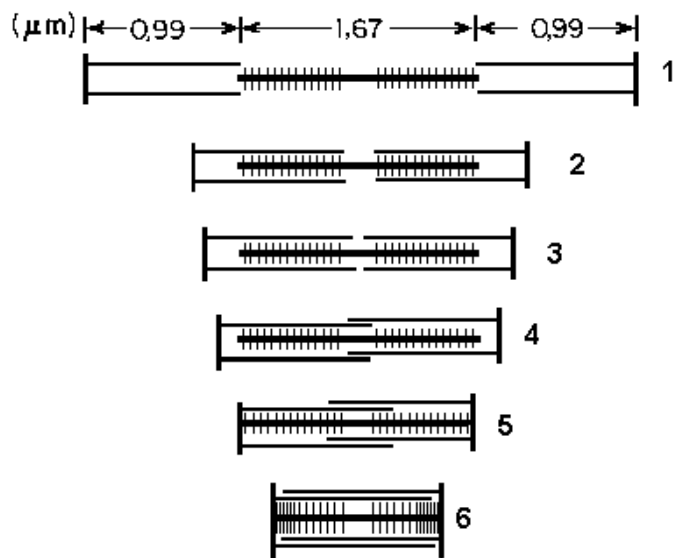
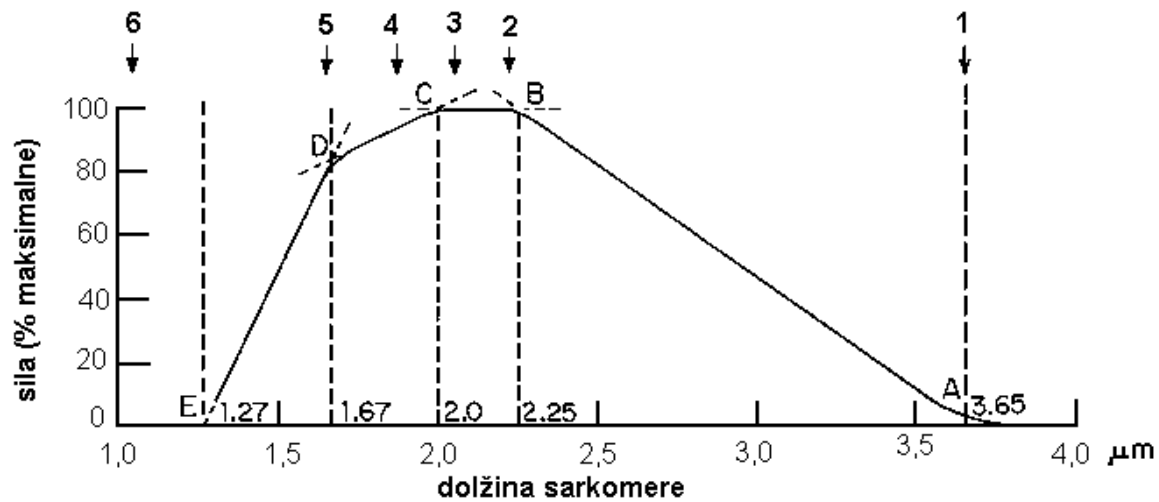
Krčenje mišice - mišična sila



Odvisnost mišične sile od frekvence draženja: od ločenih skrčkov do tetanične kontrakcije



Odvisnost mišične napetosti od njene dolžine pri tetanični stimulaciji



- Vpliv medsebojne lege tankih in debelih vlaken miofibrile na velikost aktivne sile sarkomere