

## Fizički modeli i „princip analogije“ u ljudskom organizmu

Milan S. Kovačević, Ljubica Kuzmanović, Marko M. Milošević

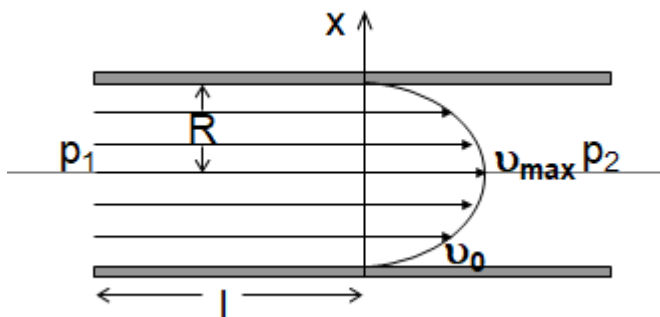
*Prirodno-matematički fakultet, Kragujevac, Srbija*

**Apstrakt.** Modelovanje je jedan od osnovnih istraživačkih metoda savremene nauke koji se često koristi i u ispitivanju nekog biološkog sistema. Zasnovano je na činjenici da se određene pojave, koje se teško ispoljavaju i proučavaju na nekom sistemu, relativno lako prepoznaju i prate na drugom, koji je njemu analogan. Princip analogije se zasniva na činjenici da često u sasvim raznorodnim sistemima mogu da se odigravaju formalno istovetne pojave. Ako se u dva sistema zapazi izvestan broj istih pojava i ako se na jednom od sistema uoči neka nova pojava, postoji velika verovatnoća da će se analogna pojava zapaziti i na drugom sistemu. U radu je dat pregled nekoliko modela, na primer, model mišićne kontrakcije, model prostiranja akcionog potencijala, model krvnog suda kao cev visokoeleastičnih zidova, redukovano oko, sistem poluga u srednjem uhu i dr. Navedeni primeri mogu koristiti da se na času fizike proizvedu situacije gde se povezuju kognitivni i motivacioni procesi.

**Ključne reči:** model, analogija, ljudski organizam.

### Kretanje viskozne tečnosti kroz usku cev

Kroz uske cevi sa krutim zidovima tečnost se kreće u slojevima koji su u obliku koncentričnih cilindara. Maksimalnu brzinu ima sloj duž ose cevi. Na slici 6 je prikazan profil brzine fluida u cevi.



SLIKA 5. Profil brzine fluida u cevi.

Za realne viskozne fluide Navier-Stoksova jednačina kretanja fluida u cilindričnim koordinatama je diferencijalna jednačina drugog reda

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial v}{\partial r} \right) = \frac{1}{\mu} \frac{\partial p}{\partial z} \quad (6)$$

A rešavanjem ove jednačine dobija se profil brzine tečnosti u cilindru

$$v_z(r) = \frac{1}{4\mu} \frac{p_1 - p_2}{l} (R^2 - r^2) \quad (7)$$

gde je  $l$  dužina cevi kroz koju protiče fluid. Maksimalna brzina tečnosti ( $v_{\max}$ ) u centru cevi (rastojanje  $r=0$ )

$$v_z(r) = \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta p}{l} R^2. \quad (8)$$

Ukupni protok tečnosti kroz poprečni presek cevi je

$$Q = \int_0^R 2\pi r v_z dr = \frac{\pi}{8\mu} \frac{\Delta p}{l} R^4 = \frac{\Delta p}{R_H}, \quad (9)$$

gde je  $R_H = \frac{8\mu l}{\pi R^4}$  veličina koja zavisi od karakteristika cevi i karakteristika tečnosti i naziva se

hidraulični otpor. Poslednja jednačina je poznata kao Poazejev zakon. Prema njemu, protok fluida koji protiče kroz cev je direktno proporcionalan razlici pritiska i četvrtom stepenu poluprečnika cevi, a obrnuto proporcionalan dužini cevi. Srednja brzina proticanja fluida kroz cev može se izvesti iz Poazejevog zakona

$$\bar{v} = \frac{Q}{S} = \frac{1}{8\mu} \frac{\Delta p}{l} R^4. \quad (10)$$

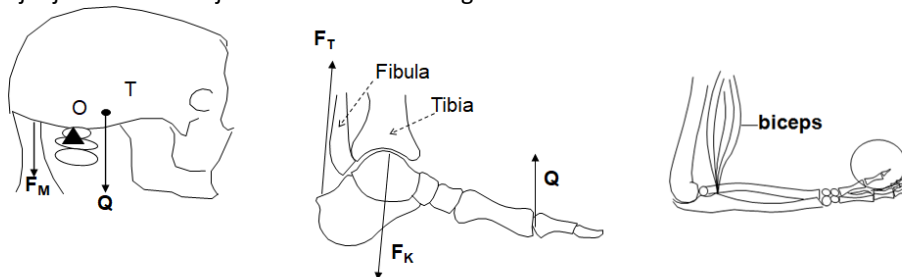
Poazejev zakon (10) se može uporediti sa Omovim zakonom. Ova analogija je konceptualno korisna za razumevanje strujanja fluida. Protok fluida  $Q$  odgovara jačini struje (količina elektriciteta koja prođe kroz poprečni presek provodnika u jedinici vremena) razlika pritiska na krajevima cevi  $\Delta p$  je analogon naponu  $U$  na krajevima provodnika, a hidraulični otpor je analogon električnom otporu.

$$I = \frac{U}{R} \text{ (Omov zakon)} \quad Q = \frac{\Delta p}{R_H} \text{ (Poazejev zakon)}$$

Poredeći Omov zakon i Poazejev zakon dobijamo izraz za otpor cevi, definisanog koeficijenta viskoznosti ( $\mu$ ), dužine ( $l$ ) i poluprečnika cevi ( $R$ ). Hidraulični otpor se može smanjiti povećanjem poprečnog preseka cevi ili paralelnim vezivanjem više cevi.

### Poluge i sistemi poluga

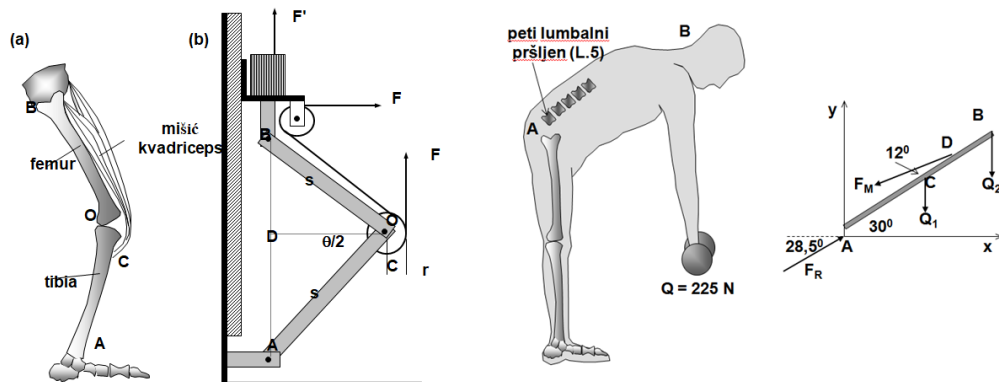
Osnovne predstave o funkcionisanju lokomotornog sistema možemo dobiti ako kosti ili grupu čvrsto vezanih kostiju posmatramo kao poluge. U lokomotornom sistemu čoveka mogu se naći više vrsta poluga. Na slici 7 prikazani su neki od modela u kojima se ilustruje model poluga za objašnjenje funkcionisanja delova lokomotornog sistema.



**SLIKA 6.** Primeri poluga I, II i III vrste u lokomotornom sistemu čoveka [2,7].

Za proučavanje lokomotornog sistema čoveka neophodno je poznavanje funkcionisanja sistema poluga. Sistem poluga predstavlja dve ili više poluga međusobno povezanih tako da pomeranje

jedne od njih utiče na pomeranje celog sistema. Na slici 8 prikazana su dva mehanička modela za uporednu analizu sile butnog mišića i dejstva sila na peti lumbalni pršljen pri podizanju tereta.



**SLIKA 7.** Butni mišić (*quadriceps femoris*) je na gornjem kraju povezan trostruko sa butnom kosti (*femur*) i jednostruko sa karlicom. Na drugom kraju je preko tetive povezan za potkoleničnu kost (*tibia*). Femur i tibia su povezane preko jednoosnog zgloba kolena. Mehanički model noge i kičmenog stuba čoveka [6].

Iz sličnosti trouglova uz aproksimaciju da je  $CG \approx CE = l$  dobija se formula za traženu silu  $F_m$

$$F_m = \frac{F \cdot l}{r} \cos \frac{\alpha}{2} \quad (12)$$

U realnosti profil okrajka butne kosti po kome klizi čašica golenjače, nije kružnog oblika i položaj ose rotacije ovog zgloba nije anatomski stalan već zavisi od ugla  $\alpha$ , uspešna korekcija se postiže korišćenjem linearne funkcije  $r = a\alpha + b$ , gde su parametri  $a = 2.4 \cdot 10^{-4} \text{ m}^\circ$  i  $b = 0.023 \text{ m}$ . Konačno, uzimajući u obzir (16) dobija se

$$F_m = \frac{A e^{B\alpha} \cdot l \cdot \cos \frac{\alpha}{2}}{a\alpha + b} \quad (13)$$

## LITERATURA

1. S. Stanković, Fizika ljudskog organizma, Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, Novi Sad 2006.
2. I. P. Herman, Physics of the human body, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007.
3. N. Milošević, Z. Nestorović, M. Platiša, D- Žikić, N. Rajković, Biofizika u medicinskoj fiziologiji i medicinskoj biohemiji, Medicinski fakultet, Beograd 2017.
4. Hodgkin, A. L. and A. F. Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. J Physiol, 1952. 117(4): p. 500-44.
5. Hodgkin, A. L. and A. F. Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. J Physiol, 1952. 117(4): p. 500-44.
6. P. Golubović, D. Ristanović, S Jarić, In vivo study on the effect on muscle length on its maximum force on contraction, *Period. Biol.* **83** (1) 135-137 (1981)
7. R. K. Hobbie, Intermediate Physics for Medicine and Biology, Springer Cham Heidelberg 2015.

## Sadržaj

Fizički modeli i „princip analogije“ u ljudskom organizmu .....	1
Kretanje viskozne tečnosti kroz usku cev .....	1
Poluge i sistemi poluga .....	2
LITERATURA.....	3