

3 Tekočine

Lastnosti tekočin* so za fiziologijo pomembne, saj kar približno 70 % človeškega telesa sestavlja najpomembnejša tekočina – voda. Osnovna lastnost tekočin je, da ohranjajo prostornino, ne pa tudi oblike, če nanje delujemo s silo. Tako se npr. kri v žili prilagodi obliki žile.

Pri tej vaji se bomo seznanili z nekaterimi lastnostmi tekočin. Merili bomo površinsko napetost (1. del), viskoznost (2. del) ter krvni tlak (3. del). Površinsko napetost in viskoznost tekočin bomo izmerili na dva različna načina. Pri merjenju krvnega tlaka bomo ugotavljali, kako je višina lege manšete glede na srce pomembna za izmerjeni krvni tlak.

Pri vsakem delu vaje so pojavi najprej opisani, da pojave dobro razumemo in da lahko uspešno opravimo meritve. Vsakemu opisu pojavov sledi navodilo za izvedbo vaje. Nekateri bolj zahtevni opisi fizikalnih zakonitosti in nekatere značilnosti krvi, ki niso bistvene za razumevanje pojavov, so v dodatku.

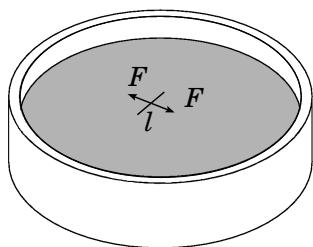
3.1 Površinska napetost

Stiki tekočine z drugimi snovmi so lahko energijsko ugodni, ali pa neugodni. Tako je npr. kri rada v stiku z žilo, njen stik z zrakom pa je neugoden. Fizikalna lastnost, ki določa, kako “rade” so snovi v stiku, je *površinska napetost* (σ). Površinska napetost je torej lastnost stika med dvema snovema. Čim bolj je stik neugoden, tem večja je površinska napetost. Vplive površinske napetosti lahko opazimo pri majhnih količinah tekočine, kajti takrat je razmerje med površino in prostornino največje. Stiki med plini in tekočinami so neugodni, zato si voda “želi” površino zmanjšati. Kapljica v plinu ima tako obliko krogle, saj ima krogla med vsemi telesi pri dani prostornini najmanjšo površino.

Pri stiku vode in zraka (sl. 3.1) površinska napetost (σ) določa silo na dolžino poljubnega roba na njeni površini (dodatek, str. 41)

$$\sigma = \frac{F}{l}. \quad (3.1)$$

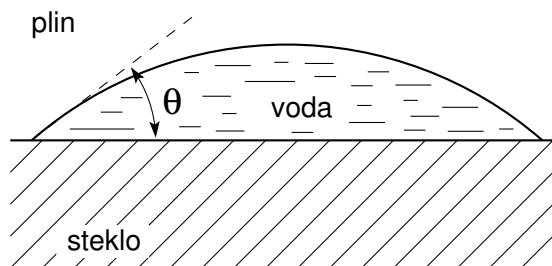
Večja kot je dolžina izbranega roba (l), sorazmerno večja je tudi sila (F). Enota za površinsko napetost je newton na meter ($1 \text{ N/m} = 1 \text{ J/m}^2$).



Slika 3.1: *Površinska napetost deluje s silo (F) v ravnini tekočine in je pravokotna na katerikoli rob (l).*

*Tukaj uporabljamo izraz tekočina za snovi, ki lahko tvorijo kapljice. Snovem, ki lahko tvorijo kapljice, rečemo tudi kapljevine. V tem primeru uporabljamo izraz tekočina kot skupno ime za kapljevine in pline.

Tri snovi so lahko v stiku le na neki črti. Primer prereza takega stika, ko je na ravnem steklu kapljica vode, je prikazan na sliki 3.2. Na trojnem stiku tvori voda z zrakom glede na njen stik s steklom t.i. *kot močenja* (θ), ki je odvisen od površinskih napetosti med snovmi [dodatek, en. (3.14)]. Voda *moči* steklo, saj so molekule raje v stiku z njim kot same s seboj, in kot θ je manjši od 90° . Pri tekočinah, ki *ne močijo* podlage je kot θ večji od 90° .



Slika 3.2: Presek kapljice vode, ki leži na ravnem steklu. Stik je vode s steklom je energijsko ugoden in kot močenja (θ) je manjši od 90° .

Učinek površinske napetosti opazimo, ko pomočimo stekleno kapilaro v vodo. Pri tem poizkusu tekočina spontano deloma napolni kapilaro (sl. 3.3). Ta pojav imenujemo *kapilarni dvig*. Zaradi sile površinske napetosti obstaja tendenca, da bi bila stična površina zelo velika. Tej tendenci nasprotuje teža tekočine, zato se kapilara ne napolni do vrha, ampak le do določene višine. Drugače kot sila površinske napetosti je sila teže sorazmerna prostornini v kapilari. Ravnovesna višina ustreza ravnovesju sil. Izkaže se, da v ravnovesju za višino kapilarnega dviga velja enačba (dodatek, str. 43)

$$h = \frac{2\sigma \cos \theta}{r\rho g}, \quad (3.2)$$

kjer so σ površinska napetost med vodo in zrakom, r polmer kapilare, ρ gostota vode in g težnostni pospešek.

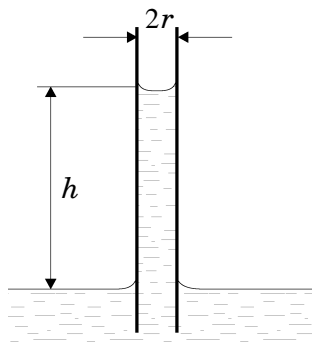
Odvisnosti med količinami v enačbi (3.2) lahko razumemo. Kapilarni dvig je tem večji, čim tanjša je kapilara, saj je pri tanjši kapilari večje razmerje med njeno površino in prostornino, in je tem manjši, čim večja je gostota tekočine, saj je teža, ki nasprotuje dvigu, sorazmerna gostoti. Višina kapilarnega dviga je seveda odvisna tudi od površinskih napetosti med vsemi snovmi in je večja pri bolj izrazitih močenjih, ko je kot θ manjši.*

Obvezna je le ena naloga.

- Nalogi:**
1. Izmerite površinsko napetost vode z zanko.
 2. Izmerite površinsko napetost vode pri kapilarnem dvigu.

Potrebščine: zanka, torzijska tehtnica, steklena kapilara, ravnilo, destilirana voda

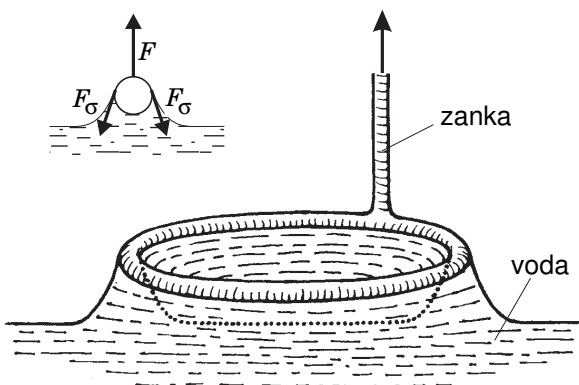
*Če tekočina kapilare ne moči, pride celo do kapilarnega spusta.



Slika 3.3: Kapilarni dvig za višino h . Višina kapilarnega dviga ni odvisna od globine, na katero je potopljena kapilara.

Izvedba

- 1) Na sprednji strani torzijske tehtnice je okrogel gumb za uravnavanje sile, s katero tehtnica deluje na zanko. Na začetku nastavite začetno lego kazalčka na nič, pri čemer pazite, da se zanka ne dotika vode. Nato z vodo napolnjeno posodo dvigujte, dokler se vodna gladina ne dotakne zanke. Tik pred dotikom jo dvigujte **zelo** počasi. Z vrtenjem gumba povečujte silo, s katero vlečete zanko iz vode. Zanko vlecite tik pred odtrganjem **zelo** počasi.



Slika 3.4: Shematski prikaz vlečenja zanke iz vode. Gladina vode ima ob zanki obliko kraterja. Levo zgoraj: povečan prerez zanke z označenimi silami, ki delujejo nanjo. Sila F , s katero vlečemo zanko, je navpična. Sila zaradi površinske napetosti (F_σ) je tangencialna na površino vode v točki, kjer se voda in zanka dotikata.

Opazujte, kaj se dogaja z vodo ob zanki (sl. 3.4). V vsakem trenutku je rezultanta sil površinske napetosti, katerih velikost se ne spreminja, nasprotno enaka sili vlečenja zanke. Z dvigovanjem zanke postaja smer sile površinske napetosti vedno bolj navpična, ker se sila vlečenja povečuje. Ko postane sila površinske napetosti navpična in silo vlečenja še malo povečamo, porušimo ravnovesje sil in zanka se odtrga od gladine. V tistem trenutku velja enačba [en. (3.1)]

$$\sigma = \frac{F}{2l_z}, \quad (3.3)$$

kjer je l_z obseg zanke. Dvojni obseg zanke smo vzeli, ker imamo v našem primeru dva stična roba med zanko in vodo – eno na notranji in drugo na zunanji strani zanke.

S torzijsko tehtnico izmerite silo (F), pri kateri se zanka odtrga od gladine. Opravite tri meritve in izračunajte povprečno vrednost sile. Površinsko napetost izračunajte po enačbi (3.3). Ocenite natančnost meritve.

- 2) Izpraznjeno kapilaro pomočite globoko v posodo z vodo, da se kapilara omoči od znotraj. Kapilaro lahko omočite tudi tako, da jo daste poševno v vodo. Če je kapilara skoraj vodoravno v vodi, se skoraj v celoti napolni. Če je kapilara dovolj visoko omočena in če v njej ni zračnih mehurčkov, vodni stolpec (sl. 3.3) ne sledi dviganju in spuščanju kapilare. Z merilom izmerite višino kapilarnega dviga (h). Pri meritvi upoštevajte dno meniskusa. Naredite tri meritve, kjer so kapilare različno globoko potopljene. Določite srednjo vrednost višine kapilarnega dviga.

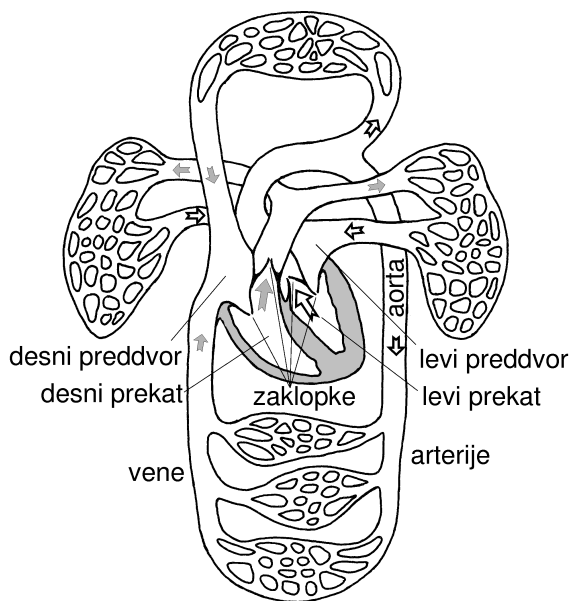
Površinsko napetost izračunajte po enačbi $\sigma = \rho g h r / 2$, ki jo dobimo po preureditvi enačbe (3.2), pri čemer upoštevamo, da je mejni kot med vodo in steklom zanemarljivo majhen ($\theta \approx 0$). Polmer kapilare je naveden pri vaji. Ocenite natančnost meritve.

Je višina kapilarnega dviga odvisna od dolžine kapilare pod gladino? Ali se višina kapilarnega dviga kaj spremeni, če je kapilara v poševni legi?

3.2 Viskoznost

3.2.1 Viskozno trenje in krvni obtok

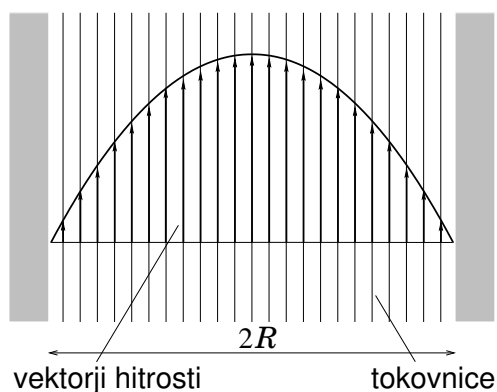
Z viskoznostjo se navadno srečamo na dva načina: pri pretakanju viskoznih tekočin in pri premikanju po viskoznih tekočinah. Tako bomo pri vaji najprej spoznali vlogo viskoznosti pri krvnem obtoku in nato še pri sedimentaciji.



Slika 3.5: Shematski prikaz krvnega obtoka. Srce požene kri po arterijah, le-ta pa se vrne po venah. Model za srce - črpalka - vsebuje dva dela. Desni del žene kri skozi dve krili pljuč, levi pa skozi vse ostale organe.

Kri po krvnem obtoku poganja tlak, ki ga s krčenjem ustvarja srce. Tok krvi je istosmeren zaradi srčnih zaklopk, ki dopuščajo pretok samo v eno smer. Krvni obtok se često obravnava z modelom, najbolj preprosto ponazorjenim s črpalko, ki predstavlja srce, in različno debelimi cevmi, ki predstavljajo krvožilni sistem (sl. 3.5). Za razumevanje pretakanja krvi po žilah je pomembno, kaj vpliva na pretok.* Kri ni navadna tekočina, saj vsebuje krvne celice, zato je natančna obravnava obtoka zapletena (dodatek, str. 44). Natančna obravnava obtoka je tudi zapletena, ker so stene žil elastične. Oblika žil se namreč spremeni pri tlačnih spremembah.

Zapleteno gibanje tekočine v splošnem opišemo z določitvijo velikosti in smeri hitrosti za vsak njen del. Smer hitrosti lahko ponazorimo s *tokovnicami*. Tokovnica je črta, za katero velja, da na izbranem mestu tangenta na tokovnico kaže smer toka oziroma hitrosti majhnega dela tekočine. Pri *stacionarnem toku* se hitrost ne spreminja s časom in oblika tokovnic ostaja nespremenjena.



Slika 3.6: *Hitrostni profil krvi v dolgi tanki žili, kjer je narisana le kratek odsek. Dolžina puščic je sorazmerna s hitrostjo plasti na izbranem mestu. Kri teče tako, da so tokovnice urejene. Takemu toku pravimo laminarni tok.*

Opis gibanja krvi v tankih žilah je razmeroma preprost. Takrat je smer hitrosti kateregakoli dela tekočine povsod vzporedna z žilo in tok je *laminaren*, saj se plasti urejeno gibljejo druga ob drugi (sl. 3.6). Hitrosti je največja na sredini žile, z oddaljenostjo od sredine se manjša, na steni žile pa je enaka nič. Pri gibanju tekočin prihaja med molekulami, ki se različno hitro gibajo, do medsebojnega trenja. Zaradi trenja počasnejše plasti molekul zadržujejo hitrejša, te pa vlečejo počasnejša. Pravimo, da delujejo med plastmi strižne sile, pojavu pa pravimo viskozno trenje. Viskozno trenje se pojavi tudi pri gibanju predmeta po viskozni tekočini. Iz vsakdanjega življenja vemo, da nekatere tekočine tečejo “lažje” kot druge – tako npr. med teče težje kot olje, ta pa težje kot voda. Lastnost tekočine, ki določa, kako “lahko” oz. “težko” teče tekočina, je *viskoznost*. Bolj kot je tekočina viskozna, težje teče.

Če je hitrost krvi velika, kot je npr. v aorti, se ustvarjajo vrtinci, t. j. tok postane turbulenten.[†] Poleg velike hitrosti (v) je za turbulentni tok značilno, da nastane pri večji

*Pomembne korake za razumevanje toka tekočin skozi cevaste strukture je opravil francoski zdravnik, fiziolog in fizik L. M. Poiseuille (1799–1869), ki so ga problemi pri pretakanju krvi po žilah motivirali za raziskovanje na tem področju.

[†]Pri turbulentnem toku se tokovnice prepletajo in na izbranem mestu se spreminjata tako velikost kakor

vztrajnosti tekočine, t. j. pri večji gostoti (ρ), in seveda pri manjši viskoznosti (η), ki je značilna za laminarni tok. Pomembno je še, kako velik je predmet opazovanja, kajti pri opazovanju majhnega dela tekočine opazimo vzporedne tokovnice. Tako lahko po premisleku dane količin povežemo v izraz, s katerim lahko ocenimo mejno vrednost, pod katero je tok laminaren*

$$\mathcal{R}_e = \frac{v\rho R}{\eta}, \quad (3.4)$$

kjer je R polmer žile. Količini \mathcal{R}_e pravimo Reynoldsovo število. Da je tok laminaren pri majhnih hitrostih, gostotah in dimenzijah glede na viskoznost, velja splošno. Tok v žili je laminaren, če je vrednost Reynoldsovega števila manjša od 1000.[†]

3.2.2 Določanje viskoznosti z merjenjem toka tekočine skozi Ostwaldov viskozimeter

Ostwaldov viskozimeter je steklena cevka v obliki črke U, ki je sestavljena iz odsekov z različnimi preseki (sl. 3.7). Če višini gladin tekočine na obeh straneh viskozimetra nista enaki, tekočina teče proti strani, kjer je gladina nižja. Hitrost pretakanja tekočine je odvisna od geometrije viskozimetra. Ker ima določen odsek viskozimetra zelo majhen presek, je pretok tekočine skozi viskozimeter majhen in izenačevanje gladin poteka počasi. Bolj kot je tekočina viskozna, počasneje to poteka. Nasproten učinek pa ima gostota tekočine. Bolj kot je tekočina gosta, večjo težo ima in zato teče hitreje. Po razmisleku lahko tako pridemo do zaključka, da je čas, v katerem se pretoči določena prostornina tekočine, sorazmeren viskoznosti tekočine in obratno sorazmeren njeni gostoti (ρ)

$$t = \kappa \frac{\eta}{\rho}, \quad (3.5)$$

kjer je κ konstanta, ki je določena z geometrijo viskozimetra in prostornino pretečene tekočine[‡]. Enota za viskoznost (η) je poise (P), za katero velja $1 \text{ P} = 1 \text{ Pa} \cdot \text{s} = 1 \text{ kg/ms}$. **Viskoznost ne smemo zamenjevati z gostoto**, ki določa maso izbrane prostornine tekočine[§].

Če vrednosti konstante κ za viskozimeter ne poznamo, lahko viskoznost določimo s primerjalno meritvijo, pri kateri čas pretoka tekočine z neznano viskoznostjo (t) primerjamo s časom pretoka tekočine z znano viskoznostjo (t_0). Če v obeh primerih pretočimo enako prostornino tekočine, za tekočino z znano viskoznostjo (η_0) velja zveza z isto konstanto κ

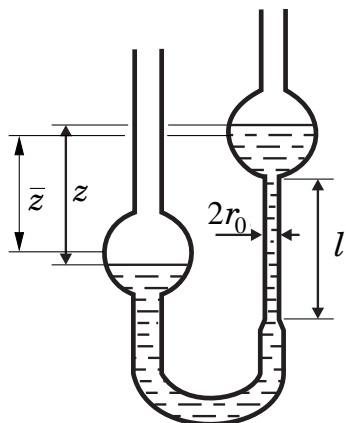
tudi smer hitrosti tekočine.

*Mejno vrednost prehoda pravzaprav ocenimo, če delimo izraz za silo upora pri turbulentnem toku z ustreznim izrazom za laminarni tok. Tu je naveden rezultat deljenja, pri čemer so izpuščeni številčni faktorji, ki nastopajo v izrazih za upore.

[†]Za laminarni tok velja sorazmernost med silo trenja in hitrostjo. Za turbulentni tok velja kvadratni zakon upora pri $\mathcal{R}_e > 2000$.

[‡]Konstanto κ bi lahko ocenili z integralom $\frac{8l}{\pi r_0^4 g} \int_0^V \frac{dV}{z}$, kjer je V pretečena prostornina.

[§]Da med viskoznostjo tekočine in njeno gostoto ni neposredne povezave, se lahko prepričamo, če primerjamo npr. viskoznosti in gostote medu, alkohola in vode.



Slika 3.7: Shematski prikaz Ostwaldovega viskozimetra. Ključen del viskozimetra je zelo ozka cevka z dolžino l in polmerom r_0 , katere upor prevladuje. Označena sta še razlika v višinah tekočin (z) in razlika v povprečnih višinah tekočin, ki na sliki ustreza kar razliki v povprečnih višinah bučk (\bar{z}).

[en. (3.5)], $t_0 = \kappa\eta_0/\rho_0$, kjer je ρ_0 gostota tekočine z znano viskoznostjo. Ko medsebojno delimo izraza z znano in neznano viskoznostjo, lahko neznano viskoznost izrazimo kot

$$\eta = \eta_0 \frac{t}{t_0} \frac{\rho}{\rho_0} . \quad (3.6)$$

Do enačbe (3.5) lahko pridemo tudi z upoštevanjem Hagen-Poiseuilleove enačbe, ki določa prostorninski tok skozi nek presek cevi, t. j. pretečeno prostornino na časovno enoto ($\Phi_V = dV/dt$) [dodatek, str. 46]. Pri zapisu Hagen-Poiseuilleove enačbe za naš primer je ključno upoštevati, da ima ozka cevka viskozimetra veliko manjši presek kot ostali odseki, zato lahko trenje tekočine na ostalih odsekih zanemarimo. Ob upoštevanju, da je sila upora tekočine enaka teži vodnega stolpca, lahko pretok zapišemo v obliki

$$\Phi_V = \frac{\pi r_0^4}{8\eta l} \rho g z , \quad (3.7)$$

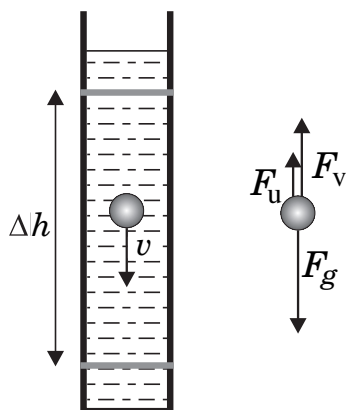
kjer sta r_0 in l polmer in dolžina ozke cevke, produkt $\rho g z$, kjer je z razlika v višinah gladin, pa predstavlja tlak.* Enačbo (3.2) lahko deloma razložimo. Pri večjih vrednostih l in η je trenje v cevki večje, zato je pretok skozi cev obratno sorazmeren s tema parametroma. Pretok pa je večji pri večjem preseku cevi, ki je odvisen od r_0 , in sorazmeren je s tlakom, ki tok poganja.

Pretok Φ_V je sorazmeren z gostoto in razliko v višinah ter obratno sorazmeren z viskoznostjo. Ostala parametra (r_0 in l) pa sta odvisna le od geometrije cevi viskozimetra. Povprečen pretok skozi viskozimeter, t. j. pretečena prostornina iz zgornje v spodnjo bučko v določenem času, pa je sorazmeren s povprečno razliko v višinah tekočin (\bar{z}), $V/t \propto \rho \bar{z}/\eta$. Zato je čas, v katerem se pri danih pogojih pretoči določena prostornina tekočine, sorazmeren viskoznosti tekočine in obratno sorazmeren njeni gostoti [en. (3.5)].

*Tok tekočine bi se skozi viskozimeter ustavil, če bi na nižjo gladino delovali s tlakom $\rho g z$. Zato ravno ta vrednost tlaka poganja skozenj tekočino.

3.2.3 Sedimentacija

Ena od osnovnih krvnih preiskav je test sedimentacije eritrocitov. Pri njej merijo, kako hitro se posedajo eritrociti v krvni plazmi. Hitrost sedimentacije je pri mnogih bolezenskih stanjih povečana, zato lahko s testom sedimentacije nespecifično ugotavljamo prisotnost bolezni.



Slika 3.8: Shematski prikaz padanja kroglice v viskozni tekočini. Tekočina je v merilnem valju, na katerem sta oznaki, med katerima izmerimo čas padanja kroglice. Kroglica med oznakama pada z enakomerno hitrostjo (v). Sila teže (F_g), vzgona (F_v) ter upora (F_u) so v ravnovesju: $F_g - F_v - F_u = 0$.

Za razumevanje sedimentacije študiramo, kaj se dogaja s kroglico, ki pada v viskozni tekočini (sl. 3.8). Ko kroglico spustimo v tekočino, nanjo delujeta sila teže navzdol in sila vzgona navzgor. Če je kroglica gostejša od tekočine, kaže rezultanta sil na kroglico navzdol in kroglica pada pospešeno. Toda na gibajočo kroglico deluje sila upora, ki nasprotuje gibanju in torej deluje navzgor. Če hitrost kroglice ni prevelika, je gibanje tekočine laminarno in velja *linearni zakon* upora. Če je kroglica majhna v primerjavi z razsežnostjo tekočine, se linearni zakon zapiše v obliki Stokesove enačbe, po katerem je sila upora sorazmerna hitrosti (v) njenega gibanja

$$F_u = 6\pi r \eta v, \quad (3.8)$$

kjer sta r polmer kroglice in η viskoznost tekočine. Sili teže in vzgona se ne spreminjata, sila upora pa narašča z naraščanjem hitrosti gibanja kroglice, zato je naraščanje hitrosti vedno manjše. Pri določeni hitrosti padanja kroglice se hitrost kroglici ne bo več spreminjala. Po začetku gibanja se kroglici torej hitrost nekaj časa povečuje, vse dokler ne doseže končne hitrosti padanja.

Kako je hitrost kroglice odvisna od njene velikosti, lahko ugotovimo iz ravnovesja sil. Sila upora je poleg hitrosti sorazmerna tudi s polmerom (r) [en. (3.8)], sila teže (F_g) in vzgona (F_v) pa sta sorazmerni z r^3 : $F_g = \rho_k \cdot 4\pi r^3/3 \cdot g$ in $F_v = \rho_0 \cdot 4\pi r^3/3 \cdot g$, kjer sta ρ_k gostota kroglice in ρ_0 gostota tekočine. Ko so sile v ravnovesju (sl. 3.8), je zato hitrost sorazmerna z r^2

$$v = \frac{2(\rho_k - \rho_0)gr^2}{9\eta}. \quad (3.9)$$

Končna hitrost kroglice je sorazmerna z razliko v gostotah kroglice in tekočine, ker teža in vzgon, ki sta odvisna od ρ_k in ρ_0 , delujeta v nasprotni smeri. Po pričakovanju je končna hitrost obratno sorazmerna viskoznosti, saj je pri večji viskoznosti tudi večje trenje.

Pri testu sedimentacije eritrocitov v krvni plazmi izkoristimo vpliv velikosti kroglice na hitrost padanja. Pri nekaterih bolezenskih stanjih se eritrociti namreč sprijemajo v skupke. Gostota takega skupka je seveda enaka gostoti posameznih eritrocitov, efektivni polmer skupka pa je večji kot efektivni polmer posameznega eritrocita. Skupki eritrocitov zato tonejo hitreje kot prosti eritrociti, kar se pozna kot povečana sedimentacija.

Za ugotavljanje, ali je v okolici kroglice tok laminaren, lahko uporabimo isti izraz kot pri ceveh [en. (3.4)], pri čemer v enačbo vstavimo kar hitrost kroglice (v) in njen radij (R). Izkaže pa se, da je tok v okolici kroglice laminaren pri manjših vrednostih števila \mathcal{R}_e , namreč ko je njegova vrednost manjša od 0,5.

Obvezna je le ena naloga.

- Nalogi:**
1. Določite viskoznost etanola z Oswaldovim viskozimetrom. Preverite, ali je gibanje tekočin laminarno.
 2. Določite viskoznost glicerola z merjenjem hitrost padanja kroglic v tekočini. Preverite, ali je gibanje tekočine laminarno.

Potrebščine: Ostwaldov viskozimeter, prižema za pritrditev viskozimetra, voda, katere viskoznost je podana pri vaji, etanol, pipeta, gumijasta žogica za pihanje, štoparica, termometer, kljunasto merilo, z glicerolom napolnjen valj, steklene kroglice različnih polmerov, pinceta

Izvedba

- 1) a) Viskoznost alkohola določimo s primerjavo časov pretoka alkohola in vode. Odmerite prostornino alkohola, ki je podana pri vaji, ter ga vlijete v viskozimeter. Nad ozkim delom cevi je bučka, ki je zgoraj in spodaj označena. S pomočjo gumijaste žogice črpajte zrak v nižji del viskozimetra, tako da ustvarite nadtlak, vse dokler se tekočina na drugem delu ne dvigne preko zgornjega znamenja na bučki, kar je nazorno prikazano na sliki pri vaji. Pri tem pazite, da v viskozimetru ni zračnih mehurčkov! Ko gumijaste cevko odstranimo, začne gladina tekočine v bučki padati. Izmerite čas, v katerem se gladina zniža od zgornjega znamenja do spodnjega znamenja na zgornji bučki. Opravite tri meritve časa pretoka za alkohol (t) in odlijte ga nazaj v pripadajočo stekleničko ter viskozimeter dobro izpraznite.

Nato opravite še tri meritve časa pretoka za vodo (t_0). V viskozimeter vlijete enako prostornino vode kot alkohola! Po končani meritvi z vodo, jo odlijte nazaj v pripadajočo stekleničko. Pazite, da ne zamenjate steklenički.

Viskoznost alkohola izračunajte z uporabo enačbe (3.6). Gostota vode (ρ_0) in alkohola (ρ) ter viskoznost vode (η_0) so podane pri vaji. Upoštevajte temperaturo, ki jo odčitata s termometra na steni laboratorija.

- b) Ali sta tokova v viskozimetru laminarna? V ta namen izračunajte Reynoldsovo število (\mathcal{R}_e) za tok hitrejše tekočine v ozki cevki [en. (3.4)], kjer je hitrost največja.

Pri izračunu števila \mathcal{R}_e je potrebno upoštevati polmer cevke (r_0) in hitrost, ki jo izračunate po enačbi $v = V/(St_0)$,* kjer je V pretečena prostornina in $S = \pi r_0^2$ je presek ozkega dela viskozimetra. Podatek o pretečeni prostornini je podan pri vaji. Opozorilo: prostornina V je manjša kot celotna prostornina tekočine, kajti v času t_0 se preteče le del celotne tekočine, ki jo sicer vlijemo v viskozimeter. Za izračun polmera ozke cevke, za katerega velja enačba $r_0 = \sqrt[4]{8V\eta_0 l / (\pi t_0 \rho_0 g \bar{z})}$ [en. (3.7)], potrebujete še podatka o dolžini te cevke pri viskozimetru (l) in razliki v povprečnih višinah tekočin (\bar{z}) (sl. 3.7), ki ju izmerite z ravnilom.

- 2) a) V merilnem valju je glicerol, v posodici pa so kroglice različnih velikosti. S pinceto vzemite po eno kroglico vsake velikosti in ji s kljunastim merilom izmerite premer ($2r$). Premer manjših kroglic je najlažje izmeriti, če jih položite na ravno podlago na pladnju.

Kroglico spustite v tekočino in izmerite čas (t), v katerem pade kroglica od zgornje do spodnje oznake na merilnem valju. Kroglico spustite tako, da bo potovala čim bolj po sredini merilnega valja. Ko določate trenutek, v katerem kroglica pade mimo oznak na merilnem valju, glejte na kroglico v vodoravni smeri, da ne pride do napake pri meritvi zaradi paralakse. Če kroglica zaradi površinske napetosti ostane na gladini tekočine in ne potone, jo potopite s priloženo paličico. Izračunajte hitrost padanja kroglice, $v = h/t$, pri čemer je razdalja med oznakama (h) podana. Ponovite postopek za vse velikosti kroglic.

b) Narišite diagram hitrosti padanja v odvisnosti od kvadrata radija kroglice. Če dejansko velja linearni zakon upora, kot to napoveduje enačba (3.9), ležijo točke na diagramu na premici $v = kr^2$, kjer je $k = 2g(\rho_k - \rho_0)/(9\eta)$ ustrezen naklonski koeficient. Gostoti tekočine (ρ_0) in kroglic (ρ_k) sta podani pri vaji. Določite koeficient k ter iz njega izračunajte viskoznost tekočine.

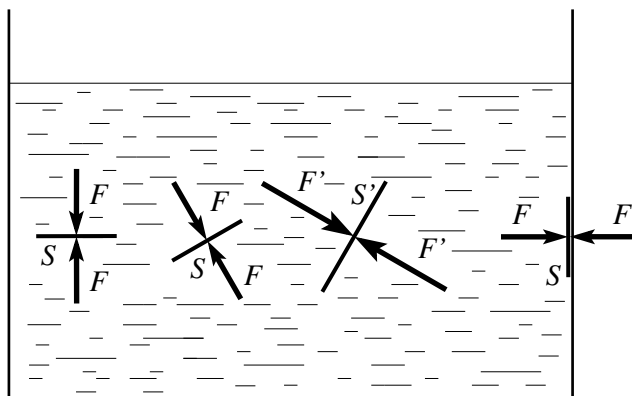
c) Je ta tok laminaren? Izračunajte število \mathcal{R}_e za tok v okolici najhitrejših kroglic [en. (3.4)], pri čemer upoštevate gostoto in viskoznost dane tekočine.

3.3 Krvni tlak

3.3.1 Naraščanje tlaka z globino

Če tekočina miruje, sile v tekočini delujejo enakomerno v vse strani in posledično pravokotno na katerokoli izbrano ploskev (sl. 3.9). Tako sila deluje pravokotno na steno posode ali na steno kateregakoli predmeta v tekočini. Ko sila F deluje na ploskev s površino S , ustrezen tlak izrazimo z enačbo $p = F/S$. Enota za tlak je pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$). Tlak v posodi narašča z globino zaradi teže tekočine, ki je nad izbranim nivojem. V nestisljivi tekočini je razlika v tlakih med dvema nivojema kar sorazmerna z razliko v višinah (h), saj

*Enačbo za povprečno hitrost vode v cevki dobimo iz izraza za pretečeno prostornino $V = Svt_0$, kjer vt_0 predstavlja višino umišljenega stolpca.



Slika 3.9: Ilustracija Pascalovega zakona. Narisane so ploskvice in ustrezne sile na istem nivoju v različnih smereh, ki delujejo pravokotno na ploskvice. Površina ploskvice S' je večja kot površina ploskvic S , zato je tudi ustrezna sila (F') sorazmerno večja kot sile na manjše ploskvice (F), ki so si sicer po velikosti enake.

je sila tekočine stolpca danega preseka sorazmerna z višino

$$p = \rho gh, \quad (3.10)$$

kjer je ρ gostota tekočine.*

Zaradi sorazmernosti med tlakom in višino [en. (3.10)], se tlak pogosto nazorno izraža tudi z ustrezno višino stolpca tekočine, ki povzroči enako vrednost tlaka. V praksi se je včasih uporabljalo predvsem merilce krvnega tlaka na živo srebro. Višino stolpca so podajali v milimetrih, zato je ustrezna okrajšava za enoto tlaka kar mmHg, za katero torej velja $1 \text{ mmHg} = 13.590 \text{ kg/m}^3 \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 1 \text{ mm} = 133 \text{ Pa}$.†

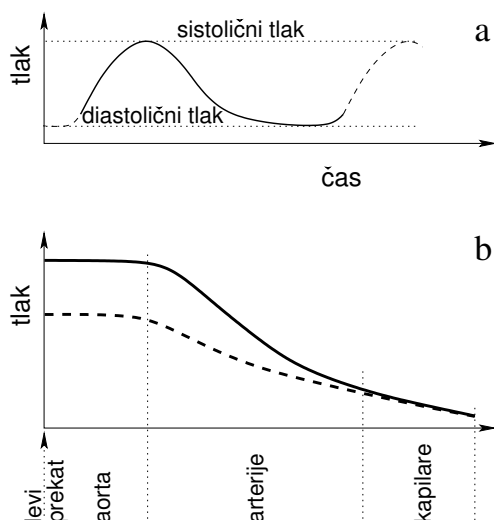
3.3.2 Porazdelitev tlaka

Srce se izmenično krči in poganja kri v obliki sunkov, kar se prenaša tudi na žile. Zato je tok skozi žile v glavnem nestacionaren in tlak na izbranem mestu arterije se spreminja (sl. 3.10a). Če otipamo arterije, lahko zaznamo pulz.

Z oddaljenostjo od srca se povprečen tlak po času in tudi odmik od povprečja zmanjšujeta (sl. 3.10b). Ko kri vstopa v kapilare, ima povprečen tlak približno le še četrtno povprečne vrednosti ob srcu. Tlak nadalje pada še v venah in ob vstopu v srce je njegova vrednost približno enaka zračnemu tlaku. Zmanjševanje povprečnega tlaka in odmika je odvisno od več vzrokov: viskoelastičnih lastnosti žil, ki se sicer vzdolž obtoka spreminjajo, ter viskoznosti krvi.

*O ustreznosti enačbe (3.10) se lahko prepričamo, če upoštevamo, da na vodoravno ploskvico s površino S deluje sila teže tekočine nad njo ($F = \rho Shg$).

†Enota za tlak 1 mmHg je po definiciji enaka 1 torr in poimenovana po Evangelista Torricelli, 1608-1674.



Slika 3.10: (a) Shematski prikaz časovnega spreminjanja tlaka v arteriji. Sistolični tlak je najvišji tlak med srčnim utripom, ko srce iztisne kri v ožilje. Diastolični tlak je najnižji tlak v arterij med dvema utripoma. (b) Shematski prikaz spreminjanja tlaka vzdolž arterijskega krvnega obtoka. Najvišje vrednosti tlaka so prikazane s polno črto, najnižje pa s črtkano. V kapilarah je tlak stacionaren.

Krvni tlak je v glavnih arterijah človeka, ki leži v vodoravnem položaju, približno povsod enak. Z oddaljenostjo od srca se tlak v glavnih arterijah namreč le malo zmanjša, ker je polmer teh žil velik. Ko človek vstane, se porazdelitev tlaka tudi v glavnih arterijah bistveno prerazporedi. Do veljave namreč pride specifična teža krvi. Npr. v glavnih arterijah glave, ki so 50 cm iznad srca, je tlak znatno nižji kot v aorti. Če uporabimo enačbo (3.10), lahko ocenimo, da je vrednost tlaka v primerjavi z aorto manjša za 37 mmHg.* Sorazmerno večja razlika je med tlakom v srcu in stopalih, ki so npr. 130 cm nižje kot aorta.

3.3.3 Merjenje

Krvni tlak je tako pomemben kazalec za človekovo zdravstveno stanje, da ga je potrebno pravilno izmeriti. Tlak bi lahko izmerili s tanko prozorno cevjo, katere spodnji konec bi vstavili v žilo.[†] Krvni tlak bi bil potem sorazmerna z višino krvnega stolpca. Toda ta metoda ni primerna za redno uporabo.

Tlak lahko izmerimo s pomočjo napihljive manšete, ki jo namestimo okrog uda. Manšeta je povezana s tlakomerom in sistemom za napihovanje. Pri napihovanju manšete se kri v žilah zaustavi, če je tlak v njej najmanj enak tlaku v žilah. Tlak, ki je potreben za zaustavitev v arteriji, je časovno odvisen, saj se tlak v žili spreminja (sl. 3.10a). Minimalni tlak, ki je potreben, da se kri v arteriji pri vseh srčnih fazah popolnoma zaustavi, imenujemo *sistolični krvni tlak*. Sistolični tlak ustreza torej ravno nekemu mejnemu tlaku.

*Hidrostatski tlak je po enačbi (3.10) sorazmeren z gostoto in višino tekočine. Zato so višine stolpcev tekočin, v katerih je na spodnjem koncu enak tlak, obratno sorazmerne gostotam. Torej, ustrezno višino stolpca živega srebra glede na spremembo v višini krvi (h_{kri}) lahko enostavno izračunamo po enačbi

$$h_{\text{Hg}} = \frac{\rho_{\text{kri}} h_{\text{kri}}}{\rho_{\text{Hg}}}.$$

[†]To je bil način merjenja krvnega tlaka, ki ga je pri konjih uporabil Stephen Hales (1677-1761).

Če je tlak v manšeti večji od sistoličnega tlaka, kri skozi arterijo ne teče, če pa je tlak v manšeti manjši od sistoličnega tlaka, kri skozi arterijo teče, ko je tlak v žili večji od tlaka v manšeti. Najnižja vrednost tlaka, ki za zelo kratek čas še zaustavi pretok krvi skozi arterijo, imenujemo *diastolični krvni tlak*.

Standardna meritev tlaka je takrat, ko je manšeta na nadlahti v višini srca. Pri merjenju najprej napihnemo manšeto, tako da je tlak v njej večji od sistoličnega tlaka. Nato ventil za spuščanje zraka počasi odpremo, da se tlak v manšeti počasi in enakomerno znižuje. Ko tlak v manšeti toliko pade, da je arterija občasno delno odprta, lahko ta odpiranja slišimo s stetoskopom zaradi krvnih turbulenc. Sistolični tlak ustreza mejnemu tlaku, pri katerem zaslišimo odpiranja arterije. Ko je tlak v manšeti manjši od diastoličnega tlaka, zapiranje arterije in turbulenc krvi, ki bi jih lahko s stetoskopom slišali, ni več prisotnih. Pri meritvi krvnega tlaka je torej bistveno, da se naučimo poslušati. Na meritev srčnega tlaka vpliva tudi otrdelost žil, saj jih z manšeto težje stisnemo. Ali v tem primeru izmerimo previsok ali prenizek tlak?

Samodejni merilniki krvnega tlaka so različnih vrst. Pri nekaterih je možno uravnati hitrost izpusta zraka iz manšete. Merilniki zaznajo majhne tlačne spremembe v manšeti. Amplituda nihanja tlaka v manšeti je odvisna od stisnjenosti žile. Če je žila občasno odprta, so amplitude največje, če pa je stisnjenost žile zelo majhna ali zelo velika, so amplitude majhne. Vrednosti sistoličnega in diastoličnega tlaka izračuna merilnik iz vnaprej določenega algoritma. Zaradi specifičnosti lahko pri tem načinu merjenja pride pri posameznikih do precejšnjih odstopanj od prave vrednosti ali pa merilec javlja napako.

Naloga: 1. Izmerite si sistolični in diastolični tlak pri treh položajih roke ter primerjajte tlake s teoretskimi napovedmi.

Potrebščine: samodejni merilec tlaka, ravnilo

Izvedba

- 1) Namestite si merilec tlaka z manšeto na zapestje. Namestitev manšete ne sme biti ne preohlapna ne pretesna. Ko pritisnete gumb za pričetek merjenja, merilec samodejno izmeri sistolični in diastolični tlak. Meritev nekaj časa traja, ker se tlak v manšeti počasi spreminja. Med meritvijo mora roka mirovati. Najprej izmerite vrednost tlaka, ko je manšeta v višini srca, nato pa še, ko imate roko iztegnjeno navzgor in ko imate roko iztegnjeno navzdol. Izmerite tudi razliki v višinah manšete. Če se meritev z navzgor iztegnjeno roko zaradi prenizkega tlaka v roki ne posreči, jo ponovite z malo manj iztegnjeno roko.

Razliki v vrednostih tlakov, ko imate iztegnjeno roko navzgor ali navzdol, glede na položaj, ko je višina manšete v isti višini kot srce, ocenite po enačbi (3.10), pri čemer upoštevate razliki v višinah manšete. Gostota krvi je 1,025 kg/L.

Da bi ocenili sistolični in diastolični tlak, ko imate iztegnjeno roko navzgor, vrednostma za sistolični in diastolični tlak, ko je višina manšete v isti višini kot srce,

odštejete ustrezno oceno za razliko tlakov. Za koliko odstotkov se oceni sistoličnega in diastoličnega tlaka razlikujeta od izmerjenih vrednosti.

Nato ocenite sistolični in diastolični tlak za primer, ko imate iztegnjeno roko navzdol. Da bi ocenili sistolični in diastolični tlak za ta primer, vrednostma za tlak, ko je višina manšete v isti višini kot srce, prištejete ustrezno oceno za razliko tlakov. Za koliko odstotkov se oceni za tlak razlikujeta od izmerjenih vrednosti.

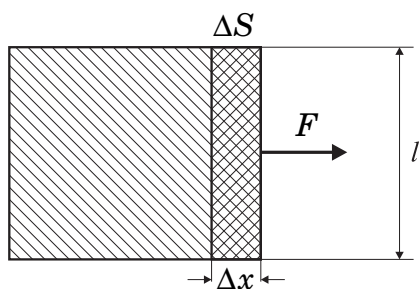
3.4 Dodatek

Definicija površinske napetost

Molekule v tekočini delujejo med seboj s privlačnimi silami. Molekula sredi tekočine je obkrožena z istovrstnimi molekulami v vseh smereh. Toda na stiku tekočine z drugo snovjo so razmere drugačne. Obravnavamo dva primera stika voda-zrak in voda-steklo, ki se sicer drugače obnašata. Ker v zraku praktično ni nobene molekule, površinske molekule tvorijo znatno manj vezi. Zato je energija površinskih molekul večja v primerjavi z molekulami v notranjost tekočine. Med molekulami vode in steklom pa delujejo privlačne sile. Molekule vode so celo raje v stiku s steklom kot same s seboj, zato je energija teh stičnih molekul manjša v primerjavi z molekulami v notranjost tekočine. Za oba primera lahko vpeljemo površinsko energijo, ki je kar sorazmerna s stično površino (S)

$$W_S = \sigma S, \quad (3.11)$$

kjer je σ površinska napetost, ki podaja površinsko energijo na enoto površine. Ker je stik vode z zrakom energijsko neugoden, je površinska energija v tem primeru pozitivna in ustrezen koeficient σ je večji od nič. Obratno velja za stik vode s steklom. Ta stik je energijsko ugoden, površinska energija je negativna in ustrezen koeficient σ je manjši od nič.



Slika 3.11: Sila F je nasprotno enaka sili zaradi površinske napetosti. Posebej je označena sprememba površine (ΔS), do katere pride pri opravljenem delu na odseku Δx .

Po energijskem zakonu je sprememba energije enaka nekemu opravljenemu delu ($A = \Delta W$). Pri povečanju površine vode z zrakom torej opravimo delo, če pa se površina manjša, voda opravi delo. Kot poučen primer lahko študiramo opravljeno delo pri spremembi površine zanke (sl. 3.11), pri čemer lahko zapišemo

$$A = \sigma \Delta S = \sigma l \Delta x, \quad (3.12)$$

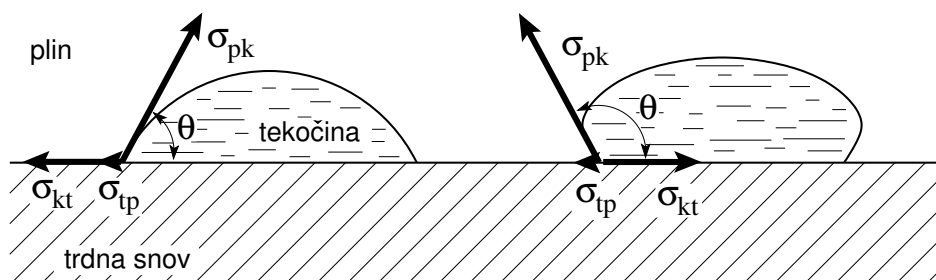
kjer je l širina zanke in Δx pot, ki jo opravi zanka pri spremembi površine za ΔS . Delo je premagovanje sile na določeni poti ($A = F\Delta x$), zato za silo, ki deluje na robu med vodo in prečko, velja

$$F = \sigma l. \quad (3.13)$$

Sila zaradi površinske napetosti je torej enaka produktu površinske napetosti in dolžine roba, na katerem deluje. Površinska napetost tako podaja silo zaradi površinske napetosti na enoto dolžine roba vode ($\sigma = F/l$). Površinska napetost kaže v smeri tangente na površino (sl. 3.1) in deluje v smeri zmanjšanja površine, ker delujejo med molekulami privlačne sile.

Močenje

Če na gladki površini trdne snovi leži kapljica tekočine, imamo tri različne mejne površine (sl. 3.12). Ko kapljica miruje, oklepa tangenta na gladino kapljice ob stiku s trdno snovjo kot močenja (θ). Ta kot je odvisen od površinskih napetosti med plinom in tekočino (σ_{pk}), med tekočino in trdno snovjo (σ_{kt}) ter med trdno snovjo in plinom (σ_{tp}). Vrednost σ_{tp} je često zanemarljivo majhna v primerjavi z vrednostjo $|\sigma_{kt}|$, saj so privlačne sile med molekulami plina majhne.



Slika 3.12: *Tekočina na levi podlago moči, tekočina na desni pa podlage ne moči. Površinska napetost med trdno snovjo in zrakom (σ_{tp}) je zanemarljivo majhna, zato je ta površinska napetost narisana z zelo kratko puščico. Koeficient površinske napetosti med podlago in levo tekočino je negativen.*

Na mejni črti med tremi snovmi prijemajo tri sile, katerih vsaka ima smer tangente na ustrezno površino. Mejna črta miruje, zato mora biti vsota vseh sil enaka nič. To zahtevo upoštevamo za vodoravno smer,* ki je vzporedna površini trdne snovi, tako dobimo

$$\sigma_{kt} + \sigma_{pk} \cos \theta = 0, \quad (3.14)$$

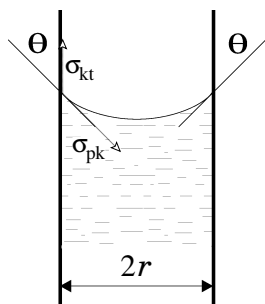
pri čemer smo zanemarili σ_{tp} . Pri tem smo upoštevali projekcijo sile površinske napetosti med tekočino in plinom na vodoravno smer ter iz enačbe že pokrajšali dolžino roba stikov snovi (l), saj je le-ta pri vseh treh stikih ista.

*Vsota vseh sil mora biti enaka nič tudi v navpični smeri. Toda trdna snov je praktično toga, zato so njene deformacije kljub delovanju površinske napetosti med vodo in plinom zanemarljivo majhne.

Kadar je trdna snov raje v stiku s tekočino kot s plinom, je stik med tekočino in trdno snovjo energijsko ugoden ($\sigma_{kt} < 0$). Ker je σ_{pk} vedno pozitivna, je v tem primeru $\cos \theta > 0$ [en. 3.14], oziroma $\theta < 90^\circ$. Pravimo, da tekočina moči površino trdne snovi. V nasprotnem primeru, kadar je trdna snov raje v stiku s plinom kot s tekočino, pa tekočina trdne snovi ne moči ($\theta > 90^\circ$).

Kapilarni dvig

Ko pomočimo stekleno kapilaro v vodo, pride do kapilarnega dviga (sl. 3.3). Do dviga pride, ker je steklo raje v stiku s tekočino kot z zrakom. Višina dviga stolpca je odvisna od sil površinskih napetosti med vodo in kapilaro (sl. 3.13).



Slika 3.13: Povečano prikazana oblika meniskusa z ustreznim kotom močenja.

Izraz za višino kapilarnega dviga lahko dobimo, če upoštevamo ravnovesje sil, ki delujejo na vodni stolpec. Ker je površinska napetost med vodo in steklom negativna ($\sigma_{kt} < 0$), lahko za ravnovesje, ko je vsota sil površinske napetosti in teže enaka nič, zapišemo

$$-\sigma_{kt} \cdot 2\pi r = mg. \quad (3.15)$$

Ko v enačbi (3.15) σ_{kt} izrazimo s σ_{pk} [en. 3.14] in m z h ($m = \rho\pi r^2 h$), dobimo zvezo med površinsko napetostjo med plinom in tekočino, radijem kapilare in višino kapilarnega dviga v ravnovesju:

$$2\sigma_{pk} \cos \theta = \rho g h r. \quad (3.16)$$

Iz te enačbe lahko izrazimo površinsko napetost ali višino kapilarnega dviga.

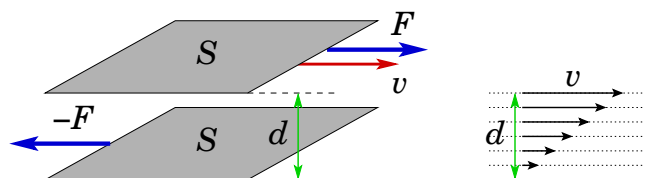
Če kapilaro pomočimo v tekočino, ki stene ne moči ($\theta > 90^\circ$), lahko iz enačbe (3.16) ugotovimo, da se tekočina v kapilari spusti pod gladino tekočine v posodi ($h < 0$).

Nazorna predstavitev strižnega upora tekočine

Najlažje študiramo upor tekočine, ko jo damo med dve vzporedni ploskvi (sl. 3.14). Spodnja ploskev miruje, zgornja pa se giblje vodoravno, zato se giblje tudi tekočina. V tem primeru je strižna sila (F) sorazmerna s površino ploskvic (S), hitrostjo zgornje ploskvice (v), obratno sorazmerna pa je z razdaljo med ploskvicama (d)

$$F = \eta S \frac{v}{d}, \quad (3.17)$$

kjer je η *viskoznostni koeficient*. Konstanta η je odvisna od snovi (tabela 3.1) in temperature – njena vrednost se s temperaturo manjša. O veljavnosti enačbe (3.17) se lahko prepričamo pri mazanju medu z nožem na kruh. Večja kot je površina rezila (S) in manjša kot je debelina namaza (d), večjo silo bomo potrebovali pri mazanju.



Slika 3.14: Shematski prikaz poenostavljene metode za merjenje strižne sile (F). Med dvema ploskvicama damo viskozno tekočino, ki na sliki ni prikazana. Zgornja ploskev se giblje v desno in deluje s silo F na tekočino, spodnja ploskev pa miruje, vendar deluje z nasprotno silo na tekočino. S poskusi ugotovimo, da je sila F sorazmerna površini stične ploskve med plastmi (S) in razmerju med hitrostjo zgornje ploskvice ter debelino sloja (v/d). Na desni sliki so narisani vektorji hitrosti na tokovnicah za ta primer.

Tabela 3.1: Približne viskoznosti nekaterih tekočin pri sobni temperaturi.

tekočina	zrak	voda	kri	oljčno olje	med
η [10^{-3} Pa·s]	0,017	1	4	100	20000

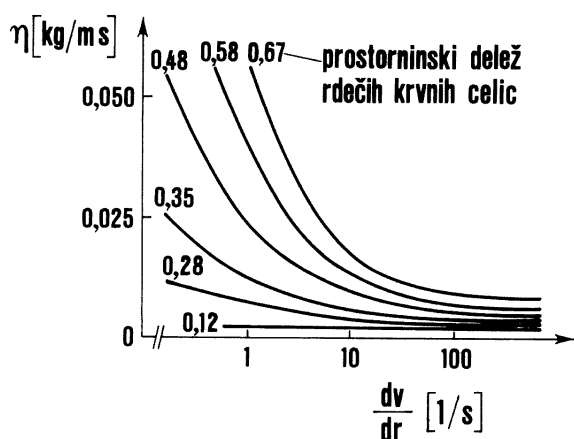
Uporabnost mehanike tekočin pri opisu pretakanja krvi po žilah

Črpalka krvnega obtoka je srce. Srce poganja kri v arterije, ki se razvejijo na manjše arterije, arteriole in v kapilare, kjer poteka izmenjava snovi med krvjo in tkivi. Kapilare se potem združujejo v venule, majhne vene in večje vene, ki dovajajo kri proti srcu. Hitrost krvi je največja v velikih žilah. Z razvejanjem arterij se njihov polmer manjša, njihovo število pa večja na tak način, da se skupni presek večja, hitrost krvi pa manjša. V aorti je povprečna hitrost krvi približno 0,2 m/s, v kapilari pa le približno 0,3 mm/s.

Žile nimajo povsod okroglega preseka, prihaja tudi do razvejišč, stikov in zavojev ali kakih drugih sprememb v geometriji. Tok krvi je pretežno laminaren, kar pa ne velja v velikih arterijah in venah, pa tudi v okolici razvejišč, kjer se lahko pojavijo zastoji in vrtinci.

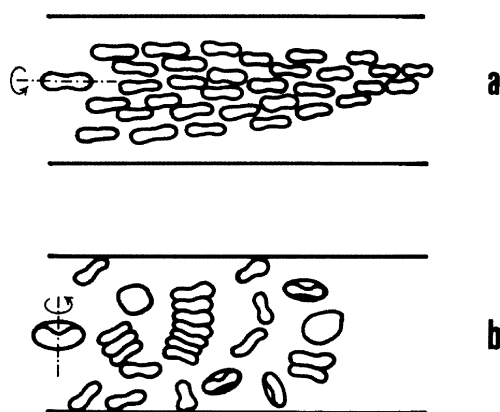
V poglavju 3.2.1 smo kri obravnavali kot homogeno viskozno tekočino, kar seveda ni. Kri opišemo kot vodno raztopino nizkomolekularnih organskih in anorganskih snovi in beljakovin, v kateri plavajo krvne celice in lipoproteini. Rdeče krvne celice so dovolj velike in številne, da njihova prisotnost pomembno vpliva na mehanske lastnosti normalne krvi. Zaradi prisotnosti rdečih krvnih celic je viskoznost normalne krvi pri dani temperaturi odvisna od gradienta hitrosti gibanja krvi in prostorninskega deleža rdečih krvnih celic (sl.

3.15). Meritve kažejo, da se pri majhnih prostorninskih deležih viskoznost ne spreminja s hitrostjo, njena vrednost pa je relativno majhna. Z naraščanjem prostorninskega deleža rdečih krvnih celic viskoznost postane odvisna od gradienta hitrosti.



Slika 3.15: Odvisnost viskoznosti od razlike v hitrosti glede na razdaljo med ustreznima tokovnicama ($\frac{dv}{dr}$) v suspenziji rdečih krvnih celic v plazmi pri različnih prostorninskih deležih rdečih krvnih celic. (Povzeto po C.G. Caro in sod., *The mechanics of circulation*, Oxford University Press, New York, 1978, str. 179.)

Pri velikih hitrostih krvi se rdeče krvne celice gibljejo po sredini žil (sl. 3.16a), kjer so strižne sile med celicami in plazmo najmanjše, viskoznost krvi pa skoraj neodvisna od hitrosti krvi. Pri majhnih hitrostih pa so rdeče krvne celice bolj enakomerno porazdeljene po preseku žile (sl. 3.16b). Majhna hitrost povečuje verjetnost za interakcije med njimi. Tvorijo se skupki rdečih krvnih celic in viskoznost naraste.



Slika 3.16: Prikaz gibanja rdečih krvnih celic v žili pri veliki (a) in majhni hitrosti krvi (b). Pri majhni hitrosti krvi pride do nastajanja skupkov rdečih krvnih celic. Označeni sta simetrijski osi eritrocitov.

Kljub vsem zadržkom pa na mestih, kjer hitrosti niso prevelike, lahko opišemo gibanje krvi z linearno zvezo med uporom in hitrostjo tekočine [en. (3.17)] in na nekaterih odsekih lahko opišemo geometrijo žil z ravno okroglo cevjo s konstantnim presekom. Tam odvisnost prostorninskega toka (Φ_V) skozi odsek od parametrov, izraža Hagen–Poiseuilleov zakon. Pretok Φ_V je bistveno odvisen od polmera žile (R), njegova velikost pa je kar sorazmerna s tlačno razliko med koncema odseka (Δp). Izpeljava Hagen–Poiseuilleovega zakona ni

preprosta, zato tukaj zapišemo samo rezultat

$$\Phi_V = \frac{\pi R^4}{8\eta l} \Delta p, \quad (3.18)$$

kjer je l dolžina okroglega odseka.

Poiseuille-Hagenov zakon [en. (3.18)] lahko torej uporabimo, če nam zadostuje groba ocena in opis nekaterih kvalitativnih lastnosti sistema. Poiseuille-Hagenov zakon pove npr., da je uravnavanje pretoka krvi skozi žile s spreminjanjem njihovega polmera učinkovito. Pretok krvi do specifičnih delov telesa, uravnavaajo arteriole. Stene arteriol namreč vsebujejo gladke mišice, ki se lahko skrčijo. Sistem je učinkovit, kajti zmanjšanje polmera arteriole (R) za 1 % pri dani tlačni razliki Δp povzroči zmanjšanje krvnega pretoka za 4 %, kot lahko ocenimo po enačbi (3.18). Na osnovi Poiseuille-Hagenovega zakona lahko tudi ocenimo, da zmanjšanje polmera za 20 % povzroči zmanjšanje krvnega pretoka za več kot 50 %.

Posledica zoženj je velikokrat večje delo srca. Če nek organ potrebuje določeno količino krvi za svojo funkcijo, je tlačna razlika, ki je potrebna, da srce poganja to količino krvi, odvisna od polmera žil. Za isti pretok v krvnem sistemu se mora pri zoženjih žil povečati krvni tlak. Za določen prostorninski pretok zmanjšanje polmera žil za 1 % zahteva 4 % povečanje tlačne razlike.