

Vježbe iz Medicinske fizike i biofizike 2012/13

Studenti su dužni proučiti: 1. vježbovne materijale u prilogu i 2. odgovarajuće tekstove u knjizi ili skripti.

Vježba	Mjesto izvođenja
V1: Radioaktivnost i zaštita od zračenja	Klinički zavod za nuklearnu medicinu
V2: Radiografski slikovni kontrasti	Klinički zavod za onkologiju
V3: Mjerenja u nuklearnoj medicini	Klinički zavod za nuklearnu medicinu
V4: Apsorbirana radijacijska doza	Klinički zavod za nuklearnu medicinu
V5: Rezolucija ehograma	BSB: Laboratorij*
V6: Živčani signal	BSB: Informatička učionica
V7: Audiometrija	BSB: Informatička učionica
V8: Optička klupa	BSB: Laboratorij
V9: Viskoznost	BSB: Laboratorij
V10: Hemodinamika	BSB: Laboratorij

* Laboratorij za Farmakologiju, Fiziologiju i Biofiziku, Šoltanska 2 (glavna zgrada Fakulteta)

Vježba 1: Radioaktivnost i zaštita od zračenja

Radioaktivnost:

Proces u kojem se energetski nestabilna atomska jezgra spontano mijenja (raspada) zbog prijelaza u niže energetsko stanje.

Zakon radioaktivnog raspada:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

N_0 - početni broj radioaktivnih jezgara

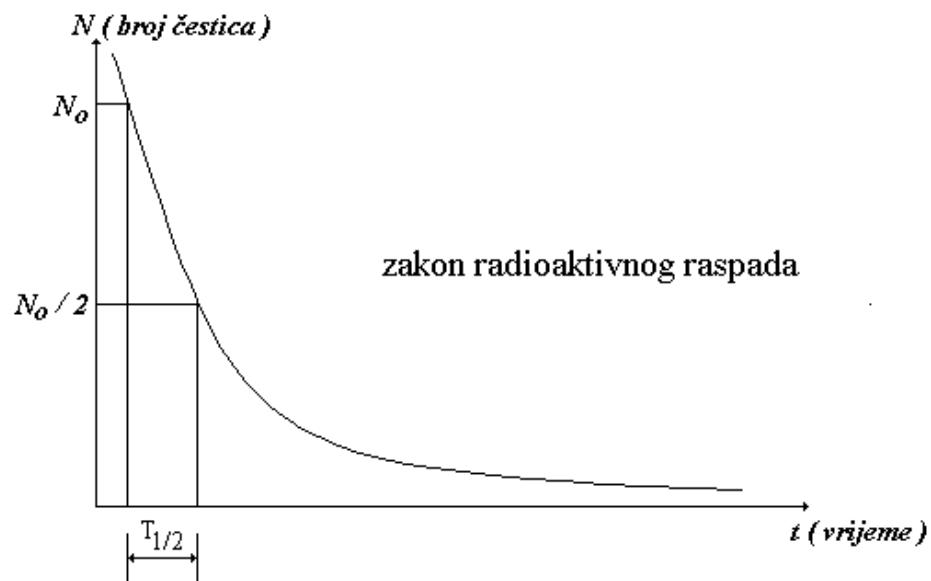
N - broj neraspadnutih radioaktivnih jezgara nakon vremena t

λ - konstanta raspada

t - vrijeme

$e = 2.72$

Vrijeme poluraspada se definira kao vrijeme potrebno da se raspade polovina od ukupnog broja radioaktivnih jezgara.



$$T_{1/2} = 0.693 / \lambda$$

Debljina apsorbera

Prolazom zračenja kroz tvar dolazi do smanjenja intenziteta zračenja zbog djelomične ili potpune apsorpcije zračenja u spomenutoj tvari. Udio apsorbiranog zračenja ovisi o vrsti zračenja, energiji zračenja i o karakteristikama apsorbera.

$$N = N_0 e^{-(\mu/\rho)d}$$

N_0 je početni broj radioaktivnih jezgara

N je broj neapsorbiranih radioaktivnih jezgara kroz absorber debljine d

μ/ρ - maseni koeficijent prigušenja

d – debljina apsorbera

ODREĐIVANJE POLUDEBLJINE APSORBERA GRAFIČKOM METODOM:

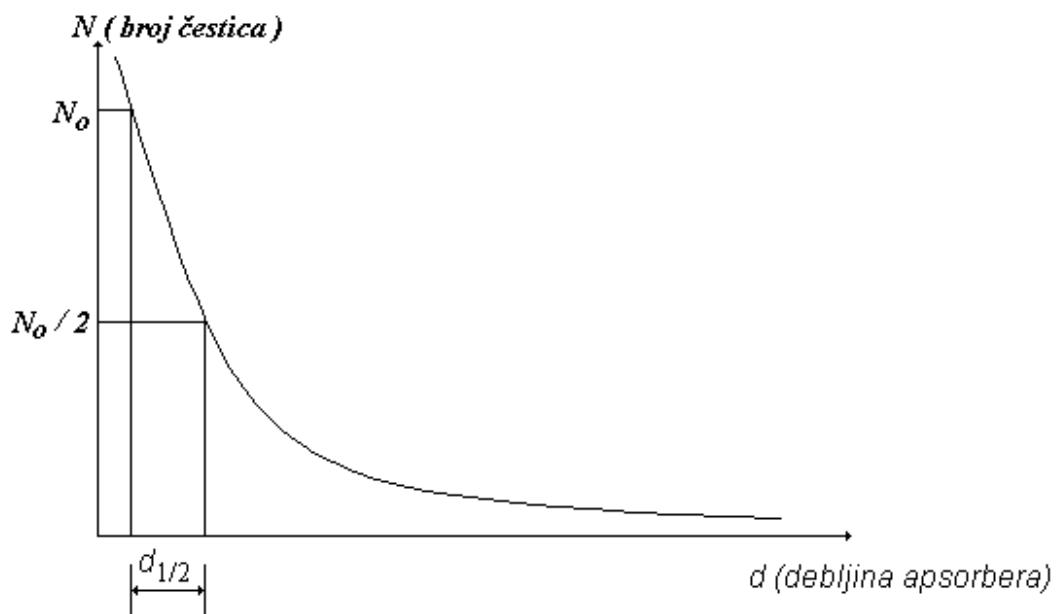
IZVOĐENJE VJEŽBE:

- Za detekciju radioaktivnog zračenja koristite se Geiger-Müllerovim brojačem (GM).

Potrebno je izmjeriti osnovno (pozadinsko) radioaktivno zračenje, odnosno ono koje se nalazi u prostoriji bez obzira na promatrani izvor. Osnovno zračenje u jednoj minuti. Od svakog sljedećeg mjerenja morate oduzeti pozadinsko zračenje u prostoriji. Zašto?

- Između olovnih blokova postavite radioaktivni materijal. Iznad njega postavite G-M brojač i mjerite dvije minute broj otkucaja brojača. Oduzmite taj broj od osnovnog zračenja i dobili ste N_0 .
- Postavite apsorber poznate debljine između izvora i brojača i ponovno mjerite dvije minute broj otkucaja brojača.

- Ponovite mjerjenje nekoliko puta za svaku debljinu apsorbera i nacrtajte na milimetarskom papiru odnos N - d .
- Iz dobivenog grafa očitajte $d/2$.



ZAŠTITA OD ZRAČENJA

1. Principi zaštite:

- izvori zračenja (vrste zračenja, doza)
- vrijeme
- udaljenost ($I \sim 1/R^2$)
- štitovi

2. Dozimetrija zračenja: osobni dozimetri (ionizacijska komora, radiografski film, termoluminiscentni dozimetri)

Koristeći osobni dozimetar (ionizacijsku komoru) demonstrirati utjecaj pojedinog principa zaštita na smanjenje ekspozicijske doze.

MJERENJE RELATIVNE GAMA KONSTANTE

Proučite lekciju Dozimetrija na stranicama 21-25 udžbenika Fizika slikovne dijagnostike.

Na raspolaganju su vam dva izvora ionizacijskog zračenja: ^{131}I i $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

1. Koristeći ionizacijsku komoru s ugrađenim baždarnim faktorima konverzije brzine ekspozicijske doze u aktivnost (profesionalni uređaj za rutinska mjerena aktivnosti radioizotopa), izmjerite njihove aktivnosti (A_1 i A_2).
2. Koristeći osobni dozimetar (ili posebni GM brojač koji, zbog postojanja linearog područja brzine brojanja i brzine ekspozicijske doze, ima mogućnost približnog mjerena potonje) izmjerite brzine ekspozicijskih doza u istoj ‘točki’ prostora, na nekoj udaljenosti (R) od svakog pojedinog izvora.

Na temelju tih mjerena, te znajući da je gama konstanta (Γ) izotopa $^{99\text{m}}\text{Tc}$ jednaka $0.14 \text{ Cm}^2/\text{kgBqs} \times 10^{14}$, te koristeći formulu

$$\text{brzina ekspozicijske doze} = \Gamma \cdot A/R^2$$

izračunajte gama konstantu ^{131}I .

Vježba 2: Radiografski slikovni kontrasti

Radiogram određuju dva nezavisna čimbenika:

1. dimenzije i vrste tkiva koji se projiciraju na film
2. kvaliteta snopa X zraka.

Oba čimbenika određuju slikovne kontraste, dok samo na potonji možemo djelovati (mijenjanjem cijevnog napona).

Na dimenzije i vrstu tkiva ne možemo utjecati pri stvaranju radiograma, međutim mijenjanjem cijevnog napona mijenjamo relativnu učestalost foto-efekta i Comptonovog raspršenja u tijelu ispitanika, pa tako i slikovni kontrast.

IZVOĐENJE VJEŽBE:

1.
 - Od dostupnih dijelova sklopite sami fantom, kojeg ćete promatrati snopom X zraka.
 - Postavite fantom na fluoroskopski uređaj i izvana promatrajte strukture.



- Smanjite napon na uređaju na najmanji mogući. Što vidite na monitoru? Zašto?
- Povećajte napon na uređaju na najveći mogući. Što vidite na monitoru? Zašto?

- Izaberite pomoću automatske sklopke optimalni napon uređaja. Što sad vidite na monitoru? Koje se strukture prikazuju tamnije, a koje svjetlige na fluoroskopskom monitoru? Kakav se efekt postiže mijenjanjem cijevnog napona?
- Možete li debljinu pojedinih struktura u fantomu procijeniti mijenjanje cijevnog napona?



2.

- Snimite na film sliku fantoma. Koje se strukture prikazuju tamnije, a koje svjetlige na rentgenskom filmu?
- Koje su razlike među ovim dvjema metodama?
- Kakva je rezolucija fluoroskopskog monitora uspoređujući sa filmom? Zašto?
- Koje su, dakle, prednosti, a koje mane ovih metoda uspoređujući ih jednu sa drugom?



Vježba 3: Mjerenja u nuklearnoj medicini

U nuklearnoj medicini postoji niz mjerenja i kvantifikacija podataka koje dobivamo raznim sondama i gama kamerama: određivanje volumena mase eritrocita, volumena plazme i krvi, određivanje glomerularne filtracije i efektivnog renalnog protoka plazme, rezidualnog urina, volumena refluktirane mokraće kod djece s vezikoureteralnim refluksima, itd.

Na ovoj vježbi će mo se upoznati s dva gama brojača: scintilacijskom sondom i well brojačem (brojač s rupom).

Scintilacijska sonda sadrži mali kristal NaJ kao detektor, kolimator i odgovarajuću elektroniku (Slika 1.). Nakon primjene određenog radiofarmaka, čija se aktivnost prije injiciranja bolesniku izmjeri scintilacijskom sondom, u nekom vremenu nakon injiciranja, ovisno o dinamici primjenjenog radiofarmaka, mjeri se njegova akumulacija u nekom organu ili prolazak kroz određeni organ.

Scintilacijska sonda-Primjena



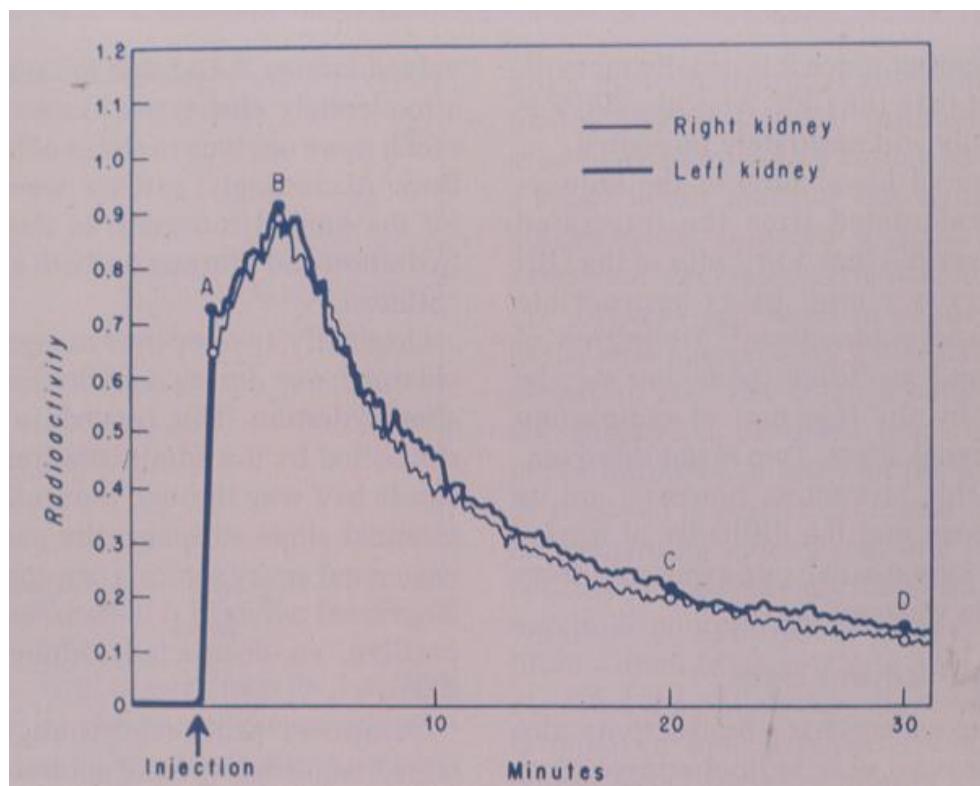
Slika 1. Scintilacijska sonda

Rezidualni ili ostatni urin

Normalno se prilikom mokrenja mokračni mjehur isprazni u cijelosti. Kod muškaraca u poznjoj životnoj dobi dolazi do hipertrofije, rasta prostate, kroz koju inače prolazi uretra. Povećanje prostate dovodi do pritiska na uretru što rezultira otežanim i produženim mokrenjem pri čemu se mokračni mjehur ne može u cijelosti isprazniti. U ekstremnim slučajevima bolesnik ne može mokriti iako ima prepunjen mokračni mjehur iz kojeg mokrača kapa (ishuria paradoxa). Ostatni urin se može odrediti jednostavnom nuklearnomedicinskom metodom. Bolesniku se intravenski aplicira radiofarmak koji se luči bubrežima ($J-131$ -hipuran i $Tc-99m$ -DTPA), savjetuje ga se da popije vode, 100 ml/kg TT, te da tijekom sljedeća 2 sata ne mokri. Nakon 2 sata (kad se praktički sav radiofarmak izlučio bubrežima u mokračni mjehur, bolesniku se postavi scintilacijska sonda nad mokračnim mjehurom, te se tijekom 1 min izbroji aktivnost (broj impulsa) punog mokračnog mjehura. Nakon toga bolesnik se izmokri u menzuru te se ponovi mjerenje, sada nad „praznim“ mokračnim mjehurom. Razlika u broju impulsa između punog i praznog mokračnog mjehura odgovara količini izmokrenog urina. Dijeljenjem broja „izmokrenih“ impulsa s mililitrima izmokrenog urina dobije se broj impulsa po ml urina. Eventualno zaostali broj impulsa u mokračnom mjehuru nakon izmokravanja podijeljen s brojem impulsa po 1 ml dat će količinu rezidualnog ili ostatnog urina.

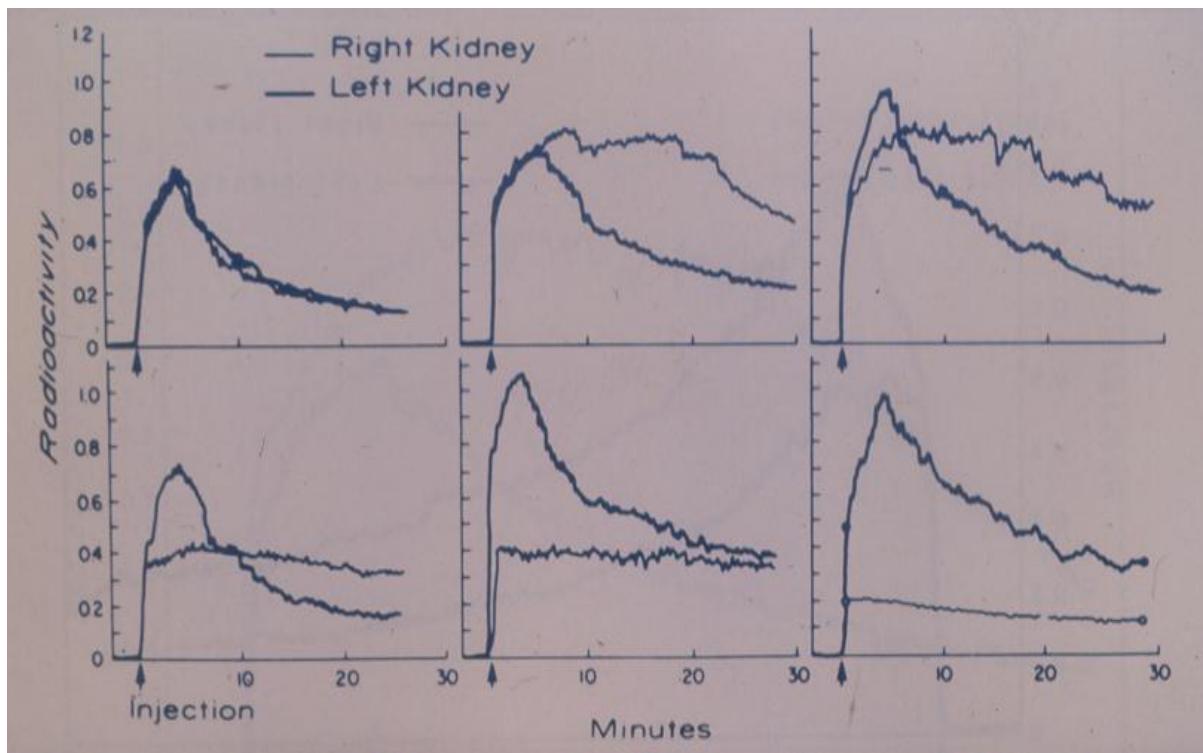
Renografska krivulja

Renografska krivulja je krivulja aktivnosti u vremenu koja opisuje dolazak, akumulaciju i eliminaciju radiofarmaka iz bubrega, tj. odražava bubrežnu funkciju. Može se dobiti primjenom gore navedenih radiofarmaka i korištenjem scintilacijskih sonda koje se u ovom slučaju stavljuju nad očekivanim položajem bubrega nad lumbalnom ložom. Snima se odmah nakon intravenske aplikacije radiofarmaka, tijekom 20 min, u sekvencama proizvoljnog trajanja, najčeće 1 min. Pisač scintilacijske sonde nanosi podatke o broju impulsa registriranih svake minute na kordinatni sustav. Tako dobivene krivulje imaju tri dijela. Prvi, brzo rastući dio odražava dolazak radiofarmaka nošenog krvlju u bubreg. Drugi, također uzlazni, ali manje strmi dio, odražava uzimanje radiofarmaka od strane bubrega i odraz je njegove funkcije. Nakon toga slijedi silazni dio krivulje koji odražava eliminacija radiofarmaka iz bubrega (Slika 2.).



Slika 2. Renografska krivulja

Smanjen drugi dio krivulje ukazuje na funkcionalno obubrežno oštećenje dok promjene izgleda trećeg, silaznog dijela krivulje u vodoravni ili uzlazni ukazuju na smetnje eliminacije, odnosno opstruktivne smetnje (Slika 3.).



Slika 3. Razni oblici renografske krivulje

Akumulacija J-131 u štitnjači

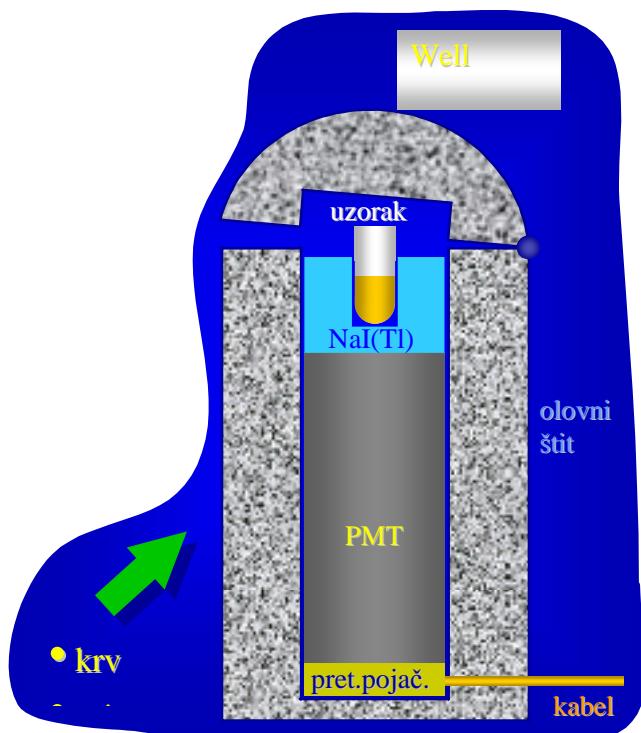
Istom scintilacijskom sondom može se mjeriti i akumulacija J-131 u štitnjači. Štitnjača u sintezi hormona koristi jod. Scintilacijskom sondom se mjeri akumulacija J-131 nakon 4, 24. i 48 sati. Normalna štitnjača ima vrijednost 24 satne akumulacije od 20-50%. Ukoliko štitnjača ne proizvodi dovoljno hormona nastaje stanje koje se naziva hipotireozom a koje je posljedica smanjenog metabolizma koji reguliraju hormoni štitnjače: tjelesna i duševna usporenost, hladna, hrava i suha koža, podbuhlost, nepodnošenje hladnoće. Vrijednosti akumulacije u tim stanjima su snižene. Suprotno, u hipertireozi, odnosno pojačanom lučenju hormona štitnjače, koje za posljedicu ima pojačan metabolizam (tahikardije, nepodnošenje vrućine, brzo zamaranje, tremor, nervozu, gubitak tjelesne težine..), nalazimo povećane vrijednosti akumulacije J-131. Pretaga se izvodi tako da bolesnik popije malu, prethodno izmjerenu aktivnost, J-131 te se nakon 4, 24 i 48 sati, stavlja scintilacijska sonda na vrat, u područje štitnjače. Tijekom 1 minute izmjere se impulsi akumulirane aktivnosti u štitnjači te se izračuna postotak od aplicirane aktivnosti. Dakle mjerenoj akumulacije J-131 u štitnjači nam pomaže da dijagnosticiramo funkcionalne promjene štitnjače. Mjerenoj akumulacije J-131 u štitnjači pomaže u razlikovanju tirotoksikoza, koje nisu posljedica povećane proizvodnje hormona štitnjače, od tireotoksikoza koje to jesu. Tireotoksikoze bez povećane

produkције hormona štitnjače su često posljedica upalnih stanja štitnjače zbog „iscure“ rezerve hormona iz štitnjače, pa bolesnik nekoliko tjedana ima povišene koncentracije hormona štitnjače u krvi, uz odgovarajuću simptomatologiju. U tim slučajevima vrijednosti akumulacije J-131 u štitnjači su izrazito niske, oko 1%. Klinički značaj razlikovanja ova dva uzroka tireotoksikoza se ogleda u tome što se tireotoksikoza koja je posljedica hipertireoze liječi tireostaticima a tireotoksikoza koja nije posljedica hipertireoze se ne liječi tireostaticima.

Mjerenje produžene akumulacije J-131 u štitnjači (tijekom nekoliko dana) omogućeće izračunavanje tzv. poluživota joda u štitnjači. Prilikom liječenja hipertireoza radioaktivnim J-131, apsorbirana doza na štitnjaču za neku apliciranu radioaktivnost, će ovisiti o nekoliko čimbenika: masi štitnjače, 24 satnoj akumulaciji J-131 u štitnjači i vremenu koje je radioaktivni jod proveo u štitnjači. Ovaj zadnji čimbenik je posljedica različite kinetika joda u pojedinim štitnjačama, tako da efektivni poluživot J-131 u štitnjači varira od 3-7 dana. Za neku planiranu apsorbiranu dozu na štitnjaču mora se uračunati i dužina efektivnog poluživota J-131 u štitnjači.

Well brojač

Well brojač je dizajniran za mjerenje niskih aktivnosti, uglavnom u uzorcima krvi i urina. Detektorski kristal ima oblik bunara (zato se zove well brojač) unutar kojeg se stavlja epruveta s uzorkom krvi ili mokraće u kojoj treba izmjeriti aktivnost (Slika 4.). Razlika u odnosu na scintilacijsku sondu je u tzv. geometriji mjerenja. Naime, scintilacijska sonda registrira samo mali dio aktivnosti iz izvora koji zrači u prostor, tim manje što je više udaljena od izvora (često manje od 1%), dok well brojač, koji okružuje izvor, mjeri aktivnost skoro u čitavom prostoru oko izvora (osim malog prostora kroz koji se u sondu spušta izvor). Kod ispitivanja bubrežne funkcije, u nekon vremenu (ovisno o radiofarmaku) nakon injiciranja, prethodno izmjerene aktivnosti, vadi se uzorak krvi te se mjeri aktivnost u well brojaču. Navedeni podatak služi u izračunu bubrežne funkcije. Samozauumljivo je da je bubrežna funkcija to bolja što je aktivnost u izmjerrenom uzorku manja.



Slika 4. Well brojač

Vježba 4: Apsorbirana radijacijska doza

Radioaktivnost označava broj raspada jezgri radioizotopa u jedinici vremena. Jedinica aktivnosti u SI sustavu je **bekerel (Bq)**, koji označava jedan raspad u jednoj sekundi. Stara jedinica je **kiri (Ci)**. $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$

Nestabilna jezgra ima određenu vjerovatnost raspada u jedinici vremena koja ne ovisi o njezinoj prošlosti. Ta vjerovatnost je svojstvena svakom radioizotopu, a naziva se **konstanta raspada**.

Osim konstante raspada karakteristika svakog izotopa je i **vrijeme poluraspada ili poluvijek**, a označava vrijeme potrebno da se broj jezgara izotopa smanji na pola.

Ionizirajuće zračenje djeluje u određenom polju zračenja koje ovisi o intenzitetu zračenja, koje ovisi o snazi zračenja i geometriji izvora. **Intenzitet zračenja** opada s kvadratom udaljenosti od izvora zračenja.

$$I = \frac{A}{4\pi R^2}$$

Znači, dva osnovna načela zaštite od zračenja su što kraće i što dalje.

Učinci ionizirajućeg zračenja na određenu tvar u polju zračenja ovise o: intenzitetu zračenja u promatranoj točki polja zračenja i vjerovatnosti međudjelovanja zračenja i sredstva. Ti učinci se opisuju apsorbiranom dozom zračenja i eksponencijskom dozom zračenja.

Apsorbirana doza je energija koju je ionizirajuće zračenje predalo jediničnoj masi sredstva. Jedinica je **grej (Gy)**. $1 \text{ Gy} = \text{J/kg}$

Ekspozicijska doza je ukupan naboj svih iona (pozitivnih i negativnih) koje je ionizirajuća zraka oslobodila u jediničnoj masi zraka. Jedinica je **kulon po kilogramu (C/kg)**.

Ove dvije doze opisuju kumulativne posljedice zračenja na jediničnu masu tvari kroz neko vrijeme izloženosti u polju zračenja određene vrste i intenziteta.

Ionizacijska zračenja mogu značajno oštetiti stanice organizma djelujući neposredno na važne molekule poput DNA (neposredni učinak), ili uzrokujući kemijske promjene intracelularne vode pri čemu nastaju slobodni radikali (posredni učinak).

Učinci radijacije mogu biti hereditarni ili somatski.

Biološke učinke radijacije možemo podijeliti na **stohastične** (podložne slučaju) ili **nestohastične**. Stohastični učinci nastaju zbog mutacije stanice, a kako nemaju prag mogu nastati i kao posljedica malih apsorbiranih doza zračenja. Nestohastični učinci nastaju zbog smrti stanica ili trajnog oštećenja koje onemogućava da se stanica dijeli. Nastaju tek iznad specifičnog praga apsorbirane doze i ozbiljnost im raste s njezinom veličinom.

Biološka šteta koju uzrokuju ionizirajuća zračenja ovisi kako o apsorbiranoj dozi tako i o vrsti zračenja. Ovaj učinak je opisuje **ekvivalentnom dozom**:

$$\text{ekvivalentna doza} = Q \times \text{apsorbirana doza},$$

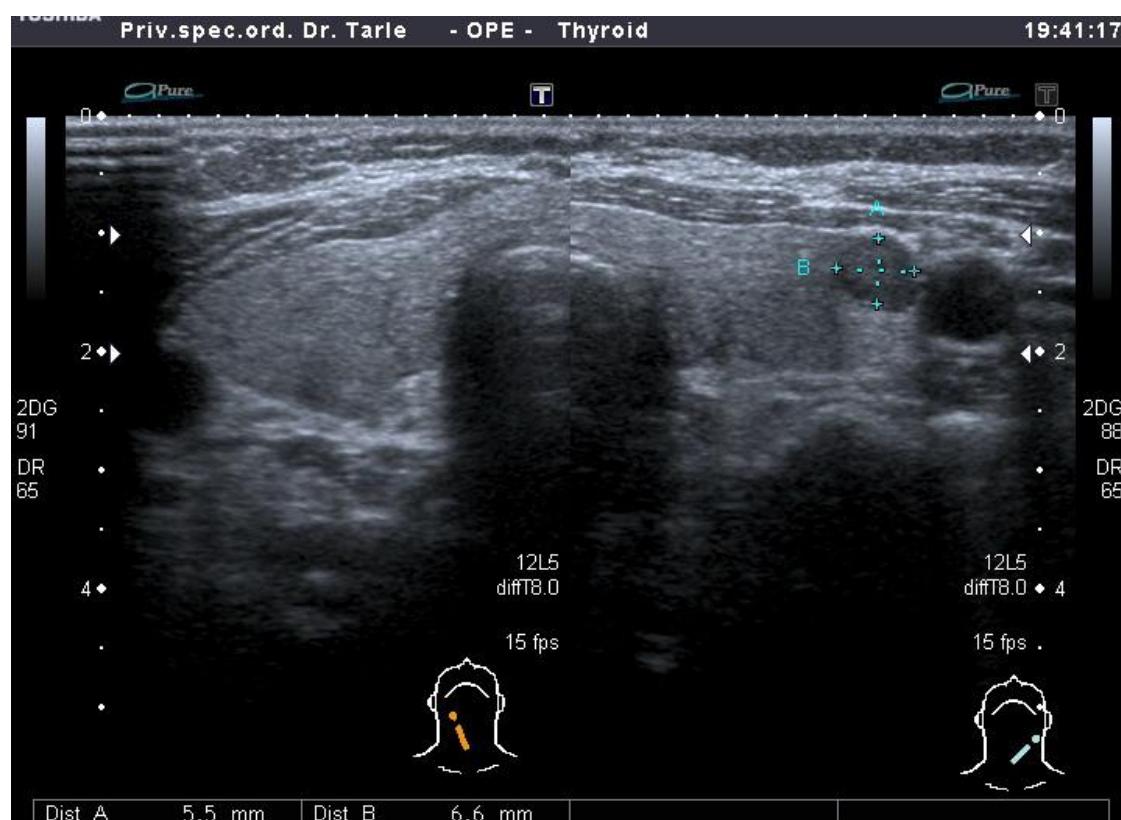
pri čemu faktor kvalitete (Q) ovisi o vrsti zračenja, tj. o vrsti čestice koja se zračenjem emitira. Jedinica ekvivalentne doze je **sivert (Sv)**. Osjetljivost na izlaganje zračenju ovisi o vrsti tkiva.

Jedan od problema s kojima se susrećemo u nuklearnoj medicini je upravo liječenje hipertireoze. Hipertireoza je bolest u kojoj dolazi do prekomjernog stvaranja homona štitnjače, koji dolazeći u cirkulaciju izazivaju niz simptoma: ubrazan rad srca, tremor tijela, ubrzani metabolizam zbog kojeg bolesnici unatoč pojačanom apetitu gube na tjelesnoj težini, učestale, a često i proljevaste stolice. Bolesnici su umorni, ali unatoč tome ne mogu spavati. U podlozi ove bolesti može se naći: difuzna bolest štitnjače, toksični adenom (čvor štitnjače koji je izgubio autoregulaciju hormona hipofize TSH) ili polinodozna toksična struma (brojni autonomni čvorovi štitnjače), rjeđe kronični Hashimotov tireoiditis. Osim bolesti štitnjače hipertireoza može biti i posljedica prekomjernog uzimanja hormona štitnjače, adenoma hipofize, rijetkih hormonski aktivnih tumora.

Kada se utvrdi da je bolest posljedica same bolesti štitnjače liječenje se počinje sa primjenom tireostatskih lijekova. Ipak kod dijela bolesnika bolest se ne može na ovaj način kontrolirati te se odlučujemo na trajniji način liječenja: operacijom ili primjenom radioaktivnog joda. Današnja mišljenja o primjeni radiojodne terapije, osobito o radioaktivnosti koju je potrebno dati da bi se postigla regulacija bolesti su podijeljena. U SAD-u se primjenjuju ablativne radioaktivnosti, tj. aktivnosti radioaktivnog joda koje će

rezultirati apsorbiranim dozom zračenja koja izaziva trajno stanje hipotireoze, tj. smanjenog rada štitnjače. U Europi još prevladava individualni pristup određivanja radioaktivnosti, kojima je cilj postići eutireoidno stanje.

Apsorbirana doza koja nam je potrebna za postići eutireoidno stanje varira od pacijenta do pacijenta, što liječnik unaprijed ne može točno predvidjeti. Zato uspjeh radiojodne terapije nije stopostotan. Ponekad je apsorbirana doza premala, pa se bolest ne ukloni, ili prevelika, pa se inducira smanjena proizvodnja hormona štitnjače, tzv. hipotireoza. Dosadašnja iskustva govore da je u slučaju difuzne bolesti štitnjače oko 120 Gy doza koja najčešće rezultira normalnom funkcijom štitnjače. Daleko se najčešće koristi beta-gama emiter jod-131. Za svakog pacijenta valja odrediti koliko radioaktivnosti I-131 valja oralno aplicirati da se postigne određena apsorbirana doza u ciljnog organu (štитnjači). Naime, potrebna radioaktivnost (za danu apsorbiranu dozu!) bit će tim veća što je štitnjača veće mase (sjetite se da se apsorbirana doza odnosi na jediničnu masu tkiva), tim manja što veći dio oralno aplicirane radioaktivnosti završi u štitnjači (ostatak izluče bubrezi), te je obrnuto proporcionalna vremenu tijekom kojeg je radioaktivni izotop prisutan u štitnjači (efektivni poluvijek molekule tireoglobulina na koju je vezan radioaktivni jod).



Slika 1. UZV štitnjače

Volumen štitnjače procjenjujemo temeljem ultrazvučnog pregleda štitnjače, pri čemu u izračunavanju volumena pojedinih režnjeva pretpostavljamo da se radi o elipsoidima, a kod izračunavanju volumena istmusa da se radi o kvadru.

$$V_{DR} = \text{dužina} \times \text{širina} \times \text{debljina} \times \pi/6$$

$$V_{LR} = \text{dužina} \times \text{širina} \times \text{debljina} \times \pi/6$$

$$V_{IST} = \text{dužina} \times \text{širina} \times \text{debljina}$$

$$V_S = V_{DR} + V_{LR} + V_{IST} .$$

V_{DR} je volumen desnog režnja, V_{LR} je volumen lijevog režnja, V_{IST} je volumen istmusa, a V_S je volumen štitnjače.

Iz volumena štitnjače i njezine gustoće dobijemo masu štitnjače (m_S).

$$m_S (\text{g}) = V_S (\text{cm}^3) \times 1,1 \text{ g/cm}^3$$

Osim same mase štitnjače važna je i ranije spomenuta akumulacija I-131 u štitnjaču. Naime kod normalnog rada štitnjače vrijednosti akumulacije radioaktivnog joda nakon 24 sata (24 h uptake) iznose oko 20-30%. Kod difuzne toksične strume akumulacija je znatno povećana (oko 60-80%).

Jedna od metoda izračuna doze radioaktivnosti I-131 je slijedeća:

$$\text{Radioaktivnost } (\mu\text{Ci}) = \frac{m_S (\text{g}) \times 100-300 \mu\text{Ci}}{24 \text{ h uptake } (\%) / 100}$$

Za primjenu gornje metode potrebno je da se liječnik odluči glede apsorbirane doze, čime je određen faktor u nazivniku ($100\text{-}300 \mu\text{Ci}$). Primijetite da se radi o semikvantitativnoj metodi, jer u formulii ne figurira efektivni poluvijek radiojoda u štitnjači. Naime, zanemaruju se individualne varijacije te veličine, pa se uzima empirička prosječna vrijednost. Time se izbjegavaju višednevna mjerenja kinetike radiojoda u štitnjači, čime se metoda pojednostavljuje.

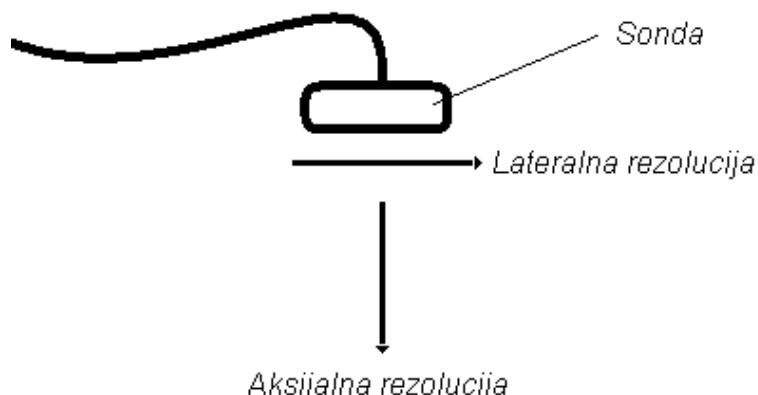
Vježba 5: Dijagnostički ultrazvuk

Ehogram je slika odjeka koji se događaju na granicama sredstava različitih zvučnih otpora, tj. umnožaka gustoće sredstva i brzine gibanja zvuka u tom sredstvu. Rezolucija ultrazvučnog prikaza je sposobnost razdvajanja bliskih detalja tj. najmanja udaljenost dvaju objekata koji se prikazuju odvojeno.

Dva su parametra rezolucije ultrazvučnog prikaza: aksijalna i lateralna rezolucija.

Aksijalna rezolucija je razlučivost detalja u smjeru osi pretraživača.

Lateralna rezolucija je razlučivost detalja u smjeru okomice na os pretvarača.

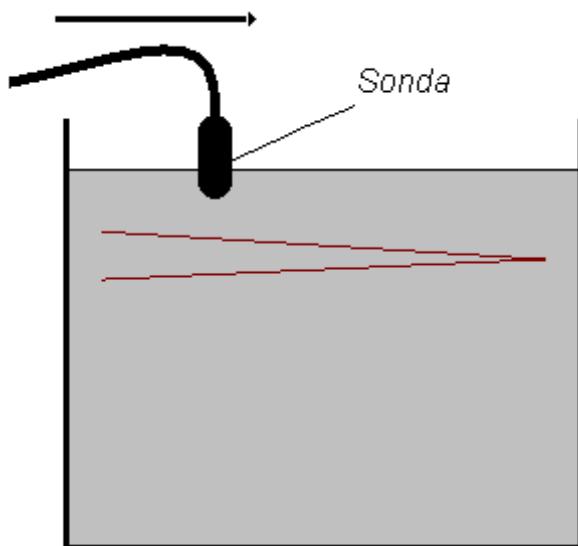


Ciljevi vježbe:

1. pokazati osnovna obilježja UZV slike: hipoehogeni, hiperehogeni, anehogeni odjeci, dinamički karakter UZV slike (pregleda)
2. Artefakti UZV slike
3. Rezolucija UZV slike: vrste rezolucije, čimbenici koji utiču na rezoluciju

IZVOĐENJE VJEŽBE:

- U improvizirani vodenim (zašto?) fantom uronite dva drvena štapića koji su na jednom kraju spojeni, a na drugom su udaljeni 1 cm prema skici:



- Uronite sondu na lijevoj strani skice i pronađite na monitoru prikaz dvaju štapića.
- Pomičite sondu udesno i odredite mjesto na kojem na monitoru više ne raspoznajete dva štapića.
- Izvadite štapiće iz vode i izmjerite udaljenost među njima. Ta udaljenost je aksijalna rezolucija.
- Sada promijenite sondu, tj. koristite sondu različite frekvencije i ponovite mjerjenja na istoj dubini u vodi kao i prvi put. Mijenja li se rezolucija u ovisnosti o frekvenciji sonde?
- Promijenite dubinu štapića u vodi i ponovite mjerjenje. Mijenja li se rezolucija s dubinom?
- Vratite štapiće na početnu dubinu u vodenom fantomu, ali ih zaokrenite za 90° , tako da možete mjeriti lateralnu rezoluciju.
- Ponovno pronađite prikaz štapića na monitoru, i pomičite sondu udesno dok na monitoru više ne raspoznajete dva štapića.

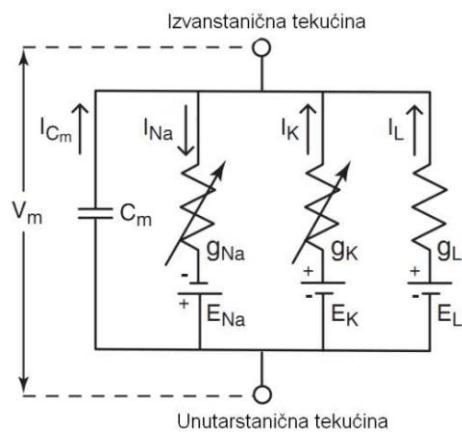
- Izvadite štapiće iz vode i izmjerite udaljenost među njima. Ta udaljenost je lateralna rezolucija. Kakva je lateralna rezolucija u usporedbi sa aksijalnom? Koji je tome uzrok?
- Uronite u vodu metalnu kuglicu i pripremljenu rukavicu i prikažite ih na ekranu. Opиште izgled, koji artefakti se vide?

VJEŽBA 6

Živčani signal – Hodgkin-Huxleyev model širenja akcijskog potencijala

Hodgkin i Huxley su 1952. godine objavili znanstveni rad koji precizno opisuje valni oblik akcijskog potencijala u ovisnosti o ionskim vodljivostima membranskih kanala živčanih stanica. Njihov doprinos razumijevanju širenja živčanih signala je nagrađen Nobelovom nagradom iz fiziologije i medicine 1964. godine.

Hodgkin-Huxleyev (HH) model se temelji na jednostavnom modelu ekvivalentnog strujnog kruga za dio živčane stanice:



Ukratko, membrana je modelirana pomoću strujnog kruga koji se sastoji od kondenzatora (C_m) paralelno spojenog s tri serijska spoja baterije i ionske vodljivosti (E , g). Baterija je u stvari Nernstov potencijal za pojedini ion, a dinamika ionskih kanala u membrani je određena pomoću njihove vodljivosti (g). Kako su doprinosi natrijevih i kalijevih iona u stvaranju živčanog signala najveći, HH model na prethodnoj slici se pojednostavljuje na komponentu ionske struje natrija (I_{Na}), kalija (I_K), te tzv. struju gubitaka (*leakage* – I_L). Na taj način, ukupna struja koja je zbroj kapacitativne struje koja nabija membranski kondenzator, te ionskih struja kroz serijske spojeve, tj.

$$I_m = I_{Cm} + I_{ionska} = C_m \frac{dV_m}{dt} + I_{ionska}$$

pri čemu je dV_m/dt promjena membranskog potencijala u vremenu.

Genijalnim trikom pritezanja napona (tzv. *voltage clamp*), Hodgkin i Huxley su uspjeli u aksonu lignja (koji je prilično velik i stoga relativno jednostavan za eksperimente), odvojiti ionsku struju od kapacitativne i na taj način odrediti doprinose ionskih struja. U sljedećem

koraku, pomoću naponskog i strujnog pritezanja (*voltage i current clamp*) HH su razdvojili doprinose pojedinačnih iona, te utvrdili da ionske struje natrija i kalija slijede Ohmov zakon ($I = V/R$). Dakle, ionska struja pojedinog kanala je proporcionalna njegovoj vodljivosti (tj. obrnuto proporcionalno otporu) i razlici potencijala za taj ionski kanal:

$$I_{ion}(V_m, t) = g_{ion}(V_m, t)(V_m - E_{ion})$$

Kako je ukupna membranska struja zbroj pojedinačnih ionskih struja (natrij i kalij), te struja gubitaka (leakage), tj.

$$I_{ionska} = I_{Na} + I_K + I_l$$

Dobivamo da je

$$I_m = C_m \frac{dV_m}{dt} + g_{Na}(V_m, t)(V_m - E_{Na}) + g_K(V_m, t)(V_m - E_K) + g_l(V_m - E_l)$$

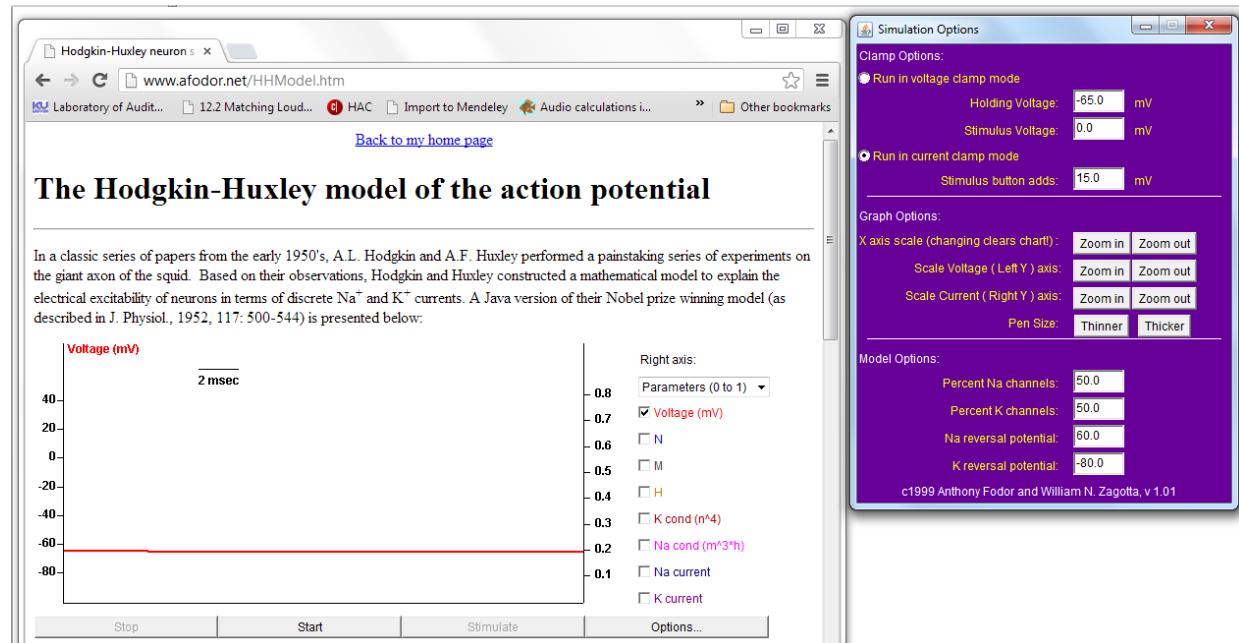
Pitanja za vježbu: Stvaranje akcijskog potencijala u ovisnosti o vodljivosti ionskih kanala

Program za simulaciju akcijskog potencijala se nalazi na

<http://www.afodor.net/HHModel.htm>

(uključite Java aplikaciju).

Pripremite radnu površinu na računalu kako slijedi:



Zadaci:

- a) Odrediti membranski potencijal mirovanja cijele stanice X koja ima ravnotežni potencijal natrijevih iona u iznosu od 75 mV, a kalijevih iona u iznosu od -90 mV („Reversal potential“ u „Model Options“).
- b) Odrediti prag okidanja akcijskog potencijala za gornji slučaj stanice X. Okidanje nastaje kada ulazna (natrijska) struja nadjača izlaznu (kalijsku) struju.
- c) Odrediti refrakcijski period stanice X. Kod apsolutne refraktornosti, radi se o vremenu zatvaranja natrijskih kanala kada vodljivost natrijskih kanala padne u nulu.
- d) Što se desi s akcijskim potencijalom ako za upola smanjimo gustoću natrijevih kanala?
- e) Opišite sličnosti i razlike akcijskog potencijala kada istovremeno:
 - a. dvostruko povećamo gustoću Na kanala, a za upola smanjimo gustoću K kanala.
 - b. Upola smanjimo gustoću Na kanala, a dvostruko povećamo gustoću K kanala.
 - c. Dvostruko povećamo gustoću i Na i K kanala
 - d. Upola smanjimo gustoću i Na i K kanala

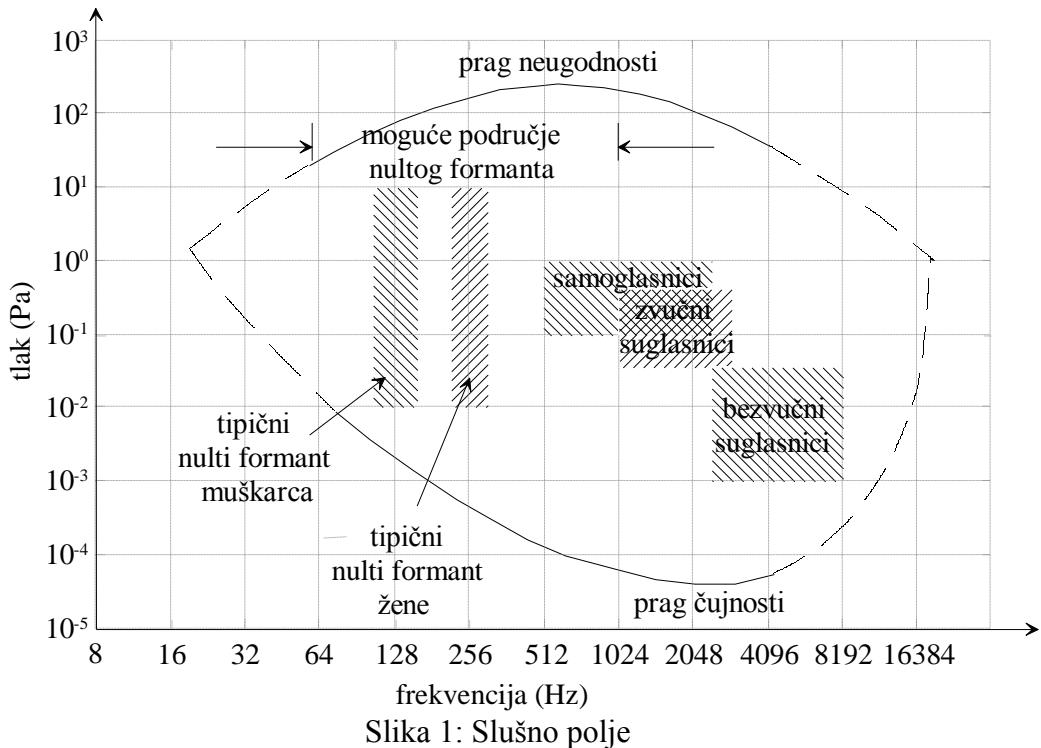
VJEŽBA 7 Audiometrija – ispitivanje sluha

Audiometrija je postupak ispitivanja sluha (grč. *audire* – slušati/čuti i *metria* – mjerenje) koji se temelji na usporedbi sa normiranim standardima dobivenih na velikom broju osoba s normalnim sluhom. Postupak može ukazati ne samo na moguće gubitke sluha, već i na prirodu gubitka sluha. Glavni princip se sastoji u tome da ispitanika podražujemo s određenim akustičkim podražajima sa zadanim parametrima (npr. intenzitet, frekvencija), te onda mjerimo odgovor ispitanika. Ako se audiometrija provodi na temelju iskaza ispitanika, govorimo o subjektivnoj audiometriji, dok se u objektivnoj audiometriji stanje sluha utvrđuje objektivnim fiziološkim parametrima poput oto-akustičkih emisija ili evociranih potencijala supkortikalnih i kortikalnih moždanih centara. Ovisno o vrsti podražaja, audiometrija može biti tonska ili govorna. Ako se sluh ispituje na granici detekcije zvuka, govorimo o liminarnoj audiometriji, a ako se ispituje na većim intenzitetima, govorimo o supra-liminarnoj audiometriji. Rezultat audiometrije je nalaz koji se naziva **audiogramom**.

Tonska liminarna audiometrija predstavlja osnovnu metodu ispitivanja sluha, te ćemo je koristiti u ovoj vježbi.

Prag čujnosti, glasnoća i visina tona

Postoji najmanji zvučni tlak koji se još može čuti i koji se naziva prag čujnosti. Ovaj prag takođe ovisi o frekvenciji. Isto tako postoji neki najglasniji zvuk koji se još može podnosi i naziva se prag boli ili najveća podnošljiva razina zvučnog tlaka. I ovaj prag je ovisan o frekvenciji. Na najnižoj i najvišoj frekvenciji koja se još može čuti ova se dva praga spajaju. Ploha u ravnini frekvencija/zvučni tlak omeđena s ova dva praga zove slušno polje.



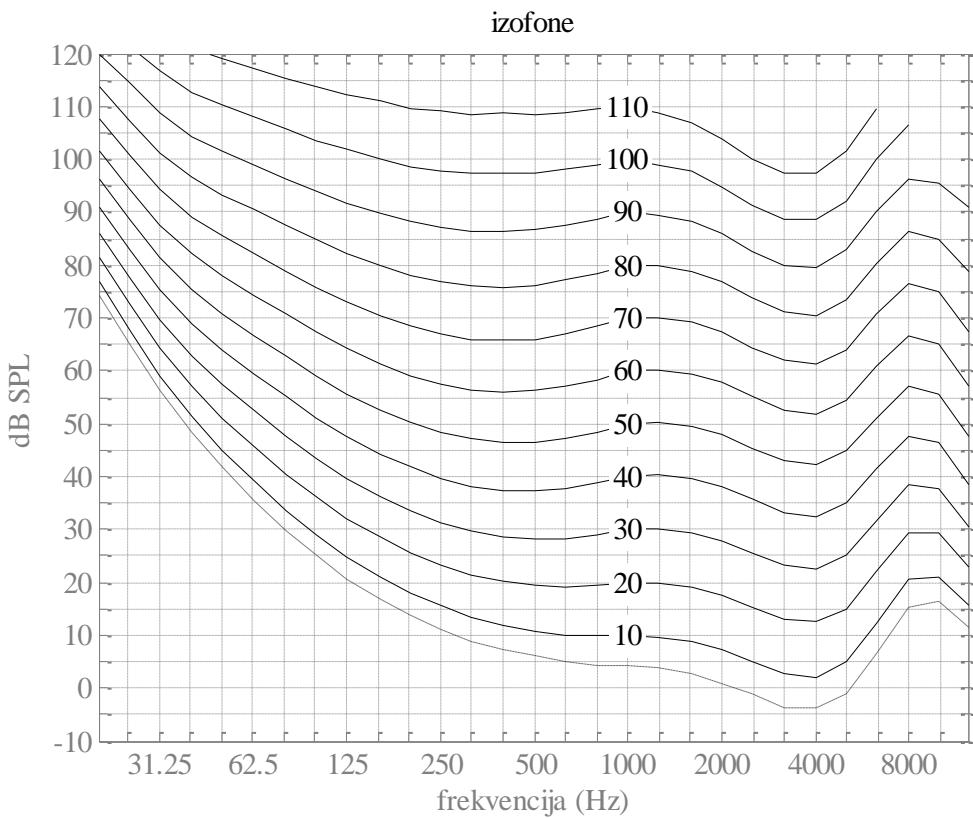
Slika 1: Slušno polje

Na ovoj slici je šematski pokazano slušno polje i približna područja u kojima su smješteni elementi govora. Zvučni tlak pokazan je u logaritamskoj skali u paskalima (Pa), pri čemu zvučni tlak od 2×10^{-6} Pa odgovara 0 dB SPL (sound pressure level), a tlak od 2 Pa odgovara 100 dB SPL, dok 20 Pa odgovara 120 dB (logaritamska skala!). Frekvencijsko područje u kojem uho registrira signale je otprilike 20Hz do 20kHz. To je ekstremno široko područje. Nulti formant odgovara fundamentalnoj frekvenciji govornika.

Razlika između praga sluha (najveća osjetljivost oko 3kHz) i najglasnijeg podnošljivog zvuka (na oko 500 Hz) je još veća. Zvučne razine iznad ~ 0.1 Pa mogu oštetiti sluh.

Vrlo je važno razlučiti intenzitet akustičkog podražaja od subjektivnog osjeta (glasnoće).

Naime, ako se egzaktno mjeri prag čujnosti i linije iste glasnoće (izofoni), onda se dobiva slušno polje prikazano na sljedećoj slici:



Slika: Izofoni

Na X-osi je pokazana frekvencija u logaritamskoj skali, na Y-osi je zvučni tlak u dB SPL. Referencija za dB SPL je $20\mu\text{Pa}$. Ovaj zvučni tlak reprezentira vrijednost praga čujnosti na frekvencijama velike osjetljivosti sluha. Prag čujnosti je na slici prikazan crtkano. Prag čujnosti je priroda optimirala do krajnosti. Ako bi u bilo kojem području prag čujnosti bio bolji, onda bi stalno slušali kucanje srca, proticanje krvi u kapilarama ili sudaranje molekula zraka. Jedinica za mjerjenje glasnoće je fon (engl. *Phon*). Za frekvenciju 1kHz je jedinica glasnoće fon definirana tako da je jednaka dB SPL. Ako se kao referencija uzme ton 1kHz $10\text{dB SPL} = 10 \text{ fon-a}$, i onda se uspoređuju razine drugih frekvencija a iste glasnoće, onda se mogu definirati funkcije iste glasnoće ovisno o frekvenciji, tzv. izofone. Ovaj postupak se provodi tako da se neko kratko vrijeme koje mora biti dulje od 200 ms (npr 0.5s) prezentira ton 1 kHz i 10 dB SPL, a nakon toga ton neke druge frekvencije kojem ispitanik može regulirati razinu (tj. glasnoću). Traži se da oba tona imaju iste glasnoće. Nakon što se to postigne, izmjeri se vrijednost razine signala u dB SPL, i tako se (mukotrpno) generiraju izofone. Ako se promatraju izofone na slici, onda je za male glasnoće osjetljivost za visoke frekvencije bitno bolja nego za niske (razlika je 70dB ili više). Ako glasnoća raste, onda je "frekvencijski odziv" izofone sve linearniji, pa je npr. za izofonu 100 fona manja od 30 dB.

To znači da prirast zvučnog tlaka ne doprinaša podjednako na niskim i visokim frekvencijama. Ovime se može objasniti zašto rok koncerti dobro zvuče ako su glasni, dok tihe snimke zvuče "prazno" jer su bitno smanjene niske frekvencije, a donekle i visoke. Dakle uh je jako nelinearan pretvarač.

Da bi proveli postupak audiometrije, potrebno je osigurati tih prostor (npr. zvučno-izolacijska kabina) kako vanjski zvukovi ne bi ometali postupak. Također je potrebno imati audiometrijski sustav koji se sastoji od generatora akustičkih podražaja, te visoko-kvalitetne i kalibrirane slušalice, kako bi dobili pouzdana mjerena.

ZADACI ZA VJEŽBU:

- 1) Kalibracija audiometrijskog sustava koji se sastoji od računala, zvučne kartice, programa za audiometriju (EsserAudio Audiometer Test) i slušalica (BeyerDynamic, AKG)**

Prije same audiometrije, potrebno je baždariti sustav na način da se za svaku frekvenciju, pomicanjem pokazivača za jačinu zvuka na računalu, utvrdi intenzitet zvuka na pragu čujnosti. U tom postupku sudjeluju osobe sa zdravim slušom, odnosno osobe kod kojih nije utvrđen gubitak sluha.

Nakon što se sustav kalibrira, potrebno je snimiti kalibracijske podatke u datoteku.

- 2) Određivanje praga čujnosti za frekvencije od 125 Hz – 8 kHz**

Nakon kalibracije iz prvog zadatka, može se pristupiti izradi audiograma. Jedan student je ispitičač, a drugi ispitanik. Rezultate snimiti u datoteku. Kakva je ovisnost praga čujnosti o frekvenciji?

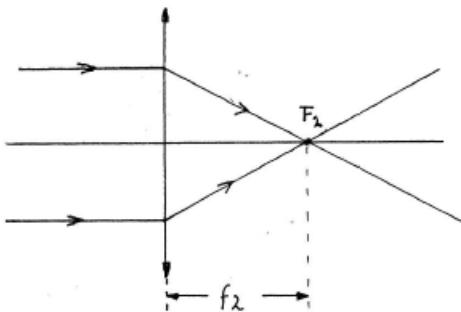
- 3) Audiometrija opstruiranog uha.** Nakon provedenog testa u 2), studenti zamjenjuju uloge, ali na način da novi ispitanik pažljivo stavi u ispitivano uho čepić za uši (ili neki drugi odgovarajući materijal poput nježnog, ali gustog materijala poput vate). Izraditi audiogram. Raspraviti dobivene rezultate: da li ima gubitaka sluha i na kojim frekvencijama su najveći?

Vježba 8: Optička klupa

KONVERGENTNE LEĆE

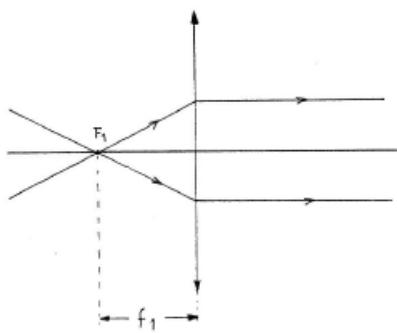
Leće su prozirna optička tijela omeđena sfernim plohama. Pravac koji prolazi kroz središta zakrivljenosti ploha leće zove se optička os. To je os rotacione simetrije leće. Na optičkoj osi nalaze se dvije karakteristične točke za svaku leću. Zovu se žarišta ili fokusi. Ako je leća tanka i nalazi se u zraku, udaljenosti obaju žarišta od centra leće su jednake. Ta udaljenost zove se žarišna duljina. Iz slika 1 i 2 vidi se što su te točke.

Žarište slike (ili stražnje žarište za konvergentnu leću) F_2 određuje položaj slike beskonačno udaljenog predmeta (slika 1).



Slika 1.

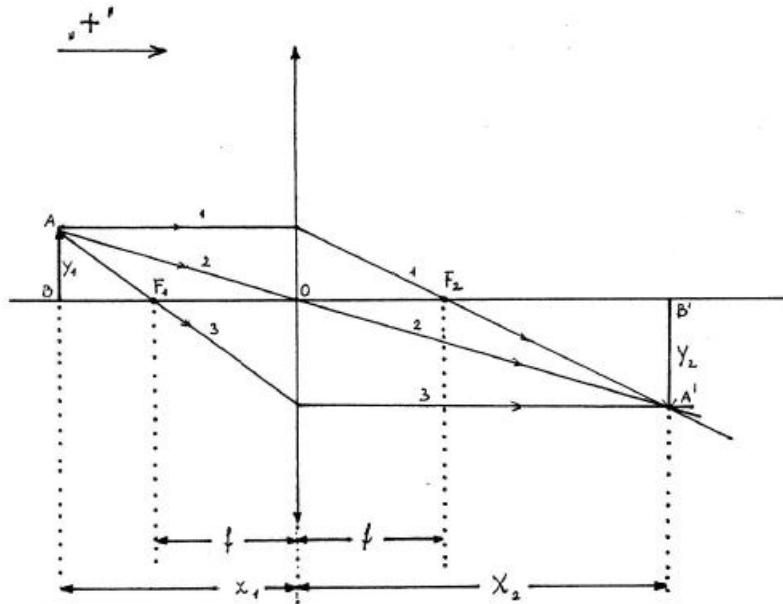
Žarište predmeta (ili prednje žarište za konvergentnu leću) F_1 određuje položaj predmeta za koji bi slika, nastala lomom zraka svjetlosti u leći, bila u beskonačnosti (slika 2).



Slika 2.

O udaljenosti predmeta od leće ovisi udaljenost slike od leće, priroda i veličina slike. Na slici 3 prikazana je konstrukcija slike nekog realnog predmeta lomom zraka svjetlosti u leći. Iz točke A na vrhu realnog predmeta \overline{AB} izlazi divergentan snop zraka. Izabrali smo

samo tri od njih. Zraka 1 ide paralelno s optičkom osi leće i nakon loma prolazi kroz žarište F_2 . Zraka 3 prolazi kroz žarište predmeta, F_1 , a nakon loma je paralelna s optičkom osi. Zraka 2 ide optičkim centrom tanke leće bez promjene smjera. Sve ostale zrake koje izlaze iz točke A predmeta nakon loma prolazit će kroz točku A' . Tim načinom nastaju slike svih točaka predmeta \overline{AB} na slici 3.



Slika 3.

Ako udaljenost predmeta \overline{AB} od centra leće označimo s x_1 , a udaljenost slike $\overline{A'B'}$ od centra leće x_2 , onda jednadžba, koja povezuje te veličine sa žarišnom daljinom leće f , glasi:

$$-\frac{1}{x_1} + \frac{1}{x_2} = \frac{1}{f} \quad (1)$$

Jednadžba (1) zove se jednadžba konjugacije leće u zraku. Udaljenosti (x_1 , x_2 i f) u jednadžbi (1) računaju se od centra leće 0, a njihov predznak se određuje prema smjeru širenja svjetlosti (slika 3). Tako su pozitivne one, koje su istog smjera sa smjerom širenja svjetlosti, a negativne one suprotnog smjera. Udaljenost x_1 realnog predmeta \overline{AB} od leće na slici 3 je, u skladu s ovim dogовором, negativna veličina, jer od centra leće do položaja predmeta idemo upravo u suprotnom smjeru od smjera širenja svjetlosti. Ako je na primjer, spomenuti predmet udaljen od leće 17,5 cm, tada se taj podatak piše ovako: $x_1 = -17,5$ cm.

Za svaki odabrani položaj predmeta x_1 u odnosu na leću, postoji samo jedna udaljenost x_2 , određena jednadžbom leće (1) na kojoj nastaje slika predmeta. Pregled položaja, veličine i

prirode slika koje može dati neka leća ako predmet iz beskonačnosti primičemo prema njoj, dan je u priloženoj tablici 1.

Tablica 1.

x_1	x_2	slika
$\infty > x_1 > 2f$	$f < x_2 < 2f$	realna, obrnuta, umanjena
$ x_1 = 2f$	$x_2 = 2f$	realna, obrnuta, iste veličine kao predmet
$2f > x_1 > f$	$x_2 > 2f$	realna, obrnuta, uvećana
$ x_1 < f$	$x_2 < 0$	virtualna, uspravna, uvećana

Recipročna vrijednost žarišne daljine leće izražene u metrima, kad je leća u zraku, određuje njenu jakost u dioptrijama:

$$j = \frac{1}{f}; [j] = m^{-1} = dpt \quad (2)$$

Leća žarišne daljine, npr. $f = + 25$ cm ima jakost $j = + 4$ dpt.

Zadatak 1. Odredite žarišnu daljinu i jakost konvergentne leće

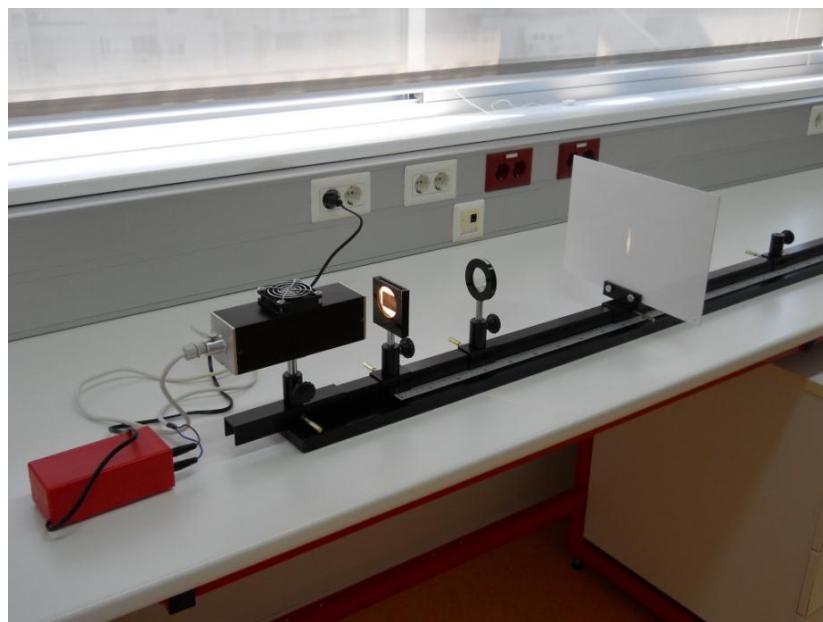
Zadatak se rješava tako da se za izabranu veličinu x_1 pronađe veličina x_2 i pomoću jednadžbe (1) odnosno (2) izračuna f i j . Za svako mjerjenje veličina x_1 i x_2 treba izmjeriti veličinu slike i predmeta. Veličinu linearne dimenzije predmeta \overline{AB} označimo s y_1 , a slike s y_2 . Pri tome je za obrnuto sliku y_2 negativna veličina. Ako je npr. veličina obrnute realne slike $2,7$ cm, tada ćemo to zapisati: $y_2 = -2,7$ cm. (Pazite: ako minus ne napišete, smatra se da je veličina pozitivna!) Omjer $\frac{y_2}{y_1}$ određuje linearno povećanje leće m . kod točnog mjerjenja mora biti:

$$\frac{y_2}{y_1} = \frac{x_2}{x_1} = m \quad (3)$$

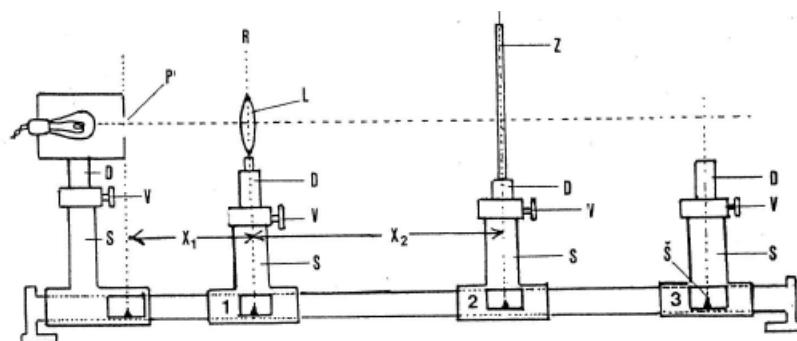
Treba izvršiti 4 mjerjenja za istu leću i to: 2 s uvećanom, a dva s umanjenom slikom.

Izvođenje mjerjenja s realnim predmetom:

Mjerenje se izvodi na optičkoj klipi (slika 4 i 5). To je metalna šipka, u našem slučaju kvadratnog presjeka, s milimetarskom podjelom na kojoj se mjeri x_1 i x_2 . Po toj šipci mogu kliziti stalci S za leće i zastor na kojem nastaje slika. Zastor Z je metalna ploča bijele boje. Realni predmet P je u metalnoj ploči izrezana strelica koju osvjetljava električna žarulja. Slika optičke klupe vidi se na slici 4, a shematski prikaz elemenata na slici 5.



Slika 4.



Slika 5.

Pri mjerenuj podesite visinu leće tako da optička os leće prolazi sredinom predmeta te da zamišljena ravnina R koja prolazi kroz centar leće okomito na optičku os, ravnina predmeta P i zastora Z budu međusobno paralelne (slika 5). To se da lagano učiniti jer se držači D za predmet, leće i zastor mogu u stalcima S podizati i spuštati te okretati oko

vertikalne osi, a izabrani položaj učvrsti se vijkom V. Taj postupak zove se centriranje leće. Kod izvođenja mjerena s realnim predmetom stalak 3 (slika 5) pomaknite na kraj optičke klupe da vam ne smeta. U stalak 1 stavite konvergentnu leću L_k i izaberite po želji veličinu x_1 . U stalak 2 stavite zastor i na njemu načinite (pomičući ga i odmičući od leće) oštru sliku predmeta. Na dnu svakog stalka S iznad skale na optičkoj klupi nalazi se oznaka koja omogućava točno odčitavanje položaja predmeta, leće i zastora. Izmjerite x_1 , x_2 i y_2 . Pazite na predznak tih veličina!

Izmjerene veličine unesite u priređenu tablicu 2. Računajte žarišnu daljinu leće f ($f = \frac{x_1 x_2}{x_1 - x_2}$), linearno povećanje m (na dva načina, jednadžba (3) i to upišite u odgovarajuće rubrike u tablici 2. Na kraju izračunajte jakost leće.

Tablica 2.

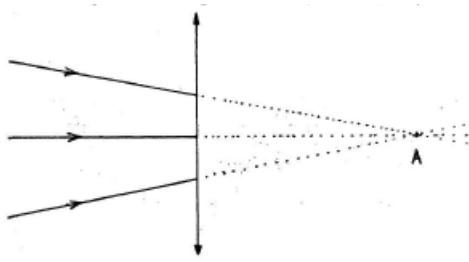
Broj mjerena	x_1/cm	x_2/cm	y_1/cm	y_2/cm	$m = \frac{x_2}{x_1}$	$m = \frac{y_2}{y_1}$	f/cm	j/dpt

$$\bar{f} = f_1 + f_2 + \dots \quad (4)$$

$$\bar{J} = \frac{1}{\bar{f}} \quad (5)$$

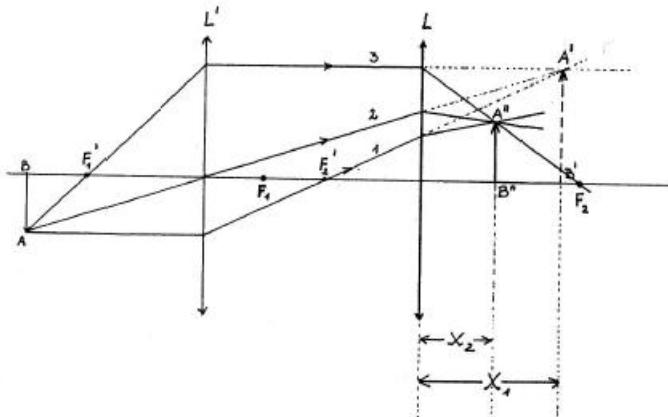
Zadatak 2. Odredite žarišnu daljinu konvergentne leće s virtualnim predmetom

Virtualni predmet za leću (ili drugi optički sistem) imat ćeemo onda ako na ulaznu plohu leće pada konvergentan snop zraka svjetlosti, koje bi se, u slučaju odsutnosti te plohe sjekle u jednoj točki. Točka A na slici 6. je virtualni točkasti predmet za leću. U njemu se sastaju virtualne konvergentne zrake.



Slika 6.

Slika 7 pokazuje kako ćemo načiniti virtualan predmet za leću L. Iz pomoćne leće L' izlazi konvergentan snop I pada na leću L. Producetci zraka 1,2 i 3 toga snopa iza leće sijeku se u točki A' gdje bi, da nema leću L, nastala realna slika točke A, realnog predmeta \overline{AB} . Leća L od tog upadnog konvergentnog snopa, odnosno od virtualnog predmeta $\overline{A'B'}$ koji se nalazi na udaljenosti x_1 , daje realnu sliku $\overline{A''B''}$ na udaljenosti x_2 .



Slika 7.

Veličine x_1 i x_2 u ovom primjeru, u skladu s našim ranijim dogovorom o predznaku tih veličina, su pozitivne. Ako je virtualni predmet $\overline{A'B'}$ udaljen od leće L npr. 14,3 cm taj podatak zapisujemo $x_1 = 14,3$ cm.

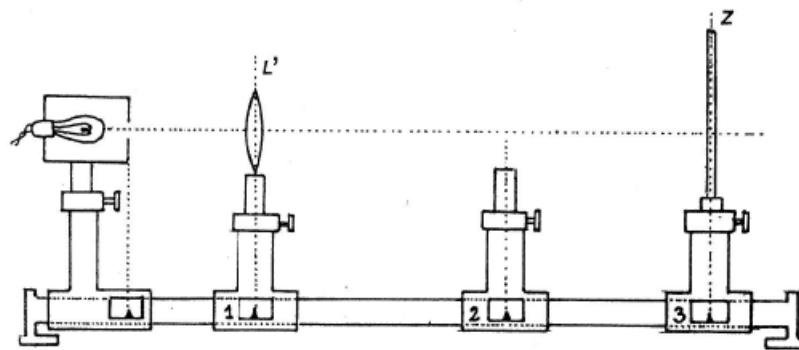
Izvođenje mjerena s virtualnim predmetom:

Konvergentnoj leći iz prvog zadatka mjerit ćete žarišnu daljinu, f , i jakost leće, j , metodom virtualnog predmeta. Kod ovakvog mjerena upotrijebiti ćete sva tri stalka na optičkoj klupi (slike 8 i 9).



Slika 8.

U stalak 1 stavit ćete pomoćnu konvergentnu leću i centrirati je. U stalak 3 dolazi zastor. Po želji udaljite stalak 1 s lećom L' od predmeta P i na zastoru nađite oštru sliku predmeta. Izmjerite veličinu slike. To je veličina virtualnog predmeta za leću L, dakle y_1 . Više ne smijete pomicati leću L' , niti zastor Z dok ne odredite x_1 .

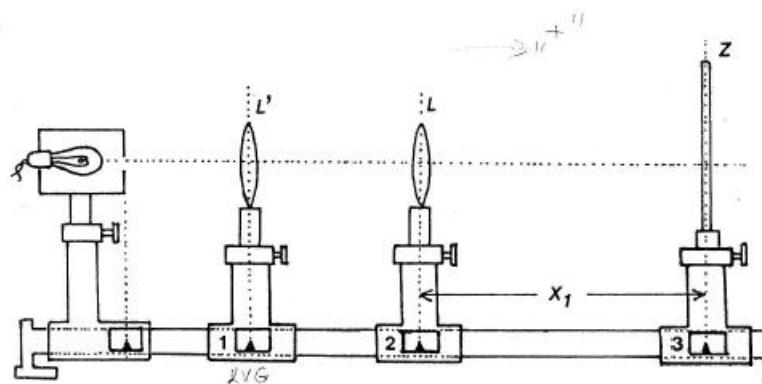


Slika 9.

U prazni stalak 2, koji se nalazi između pomoćne leće L' i zastora, trebate stoga staviti leću L, kojoj određujete žarišnu daljinu (slike 10 i 11). Centrirajte leću L. Na zastoru više nećete imati sliku. Izmjerite x_1 na optičkoj klupi.

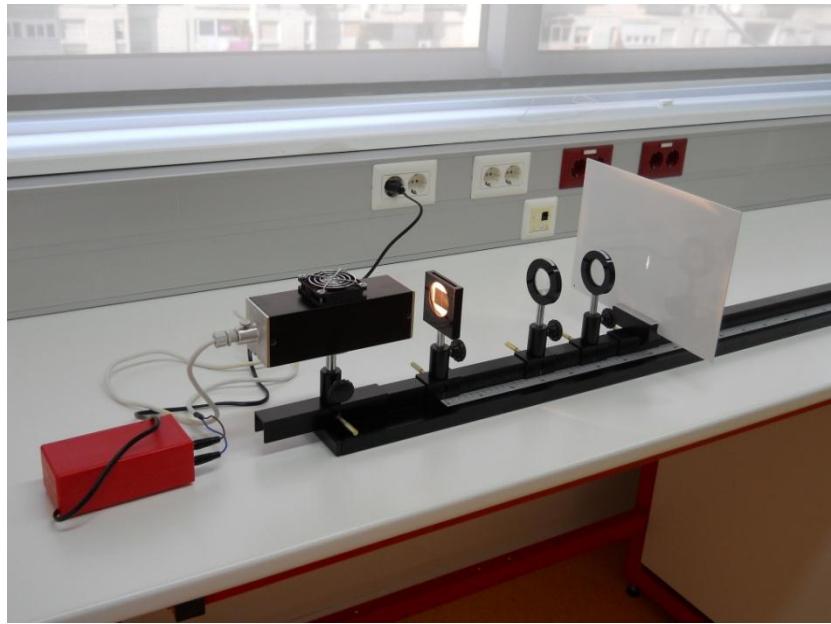


Slika 10.

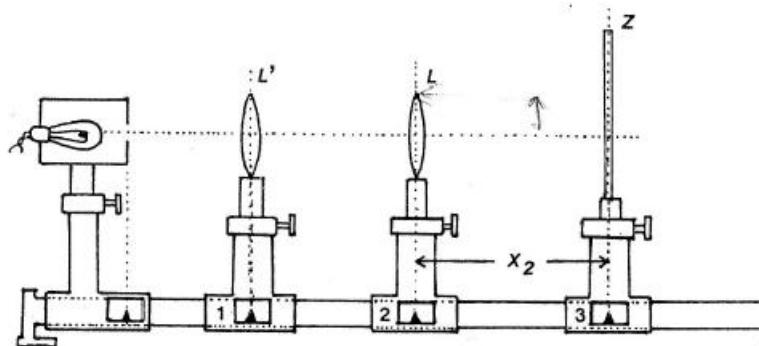


Slika 11.

Pomičite sada zastor (stalak 3) prema leći L (ili stalak 2) dok na zastoru ne dobijete oštru sliku (slike 12 i 13). Izmjerite na optičkoj klupi udaljenost od leće do slike, dakle x_2 , i njenu veličinu y_2 . Zgodno je da za vrijeme čitavog mjerjenja predmet P stoji na lijevom kraju optičke klupe, kako biste imali na raspolaganju cijelu optičku klupu.



Slika 12.



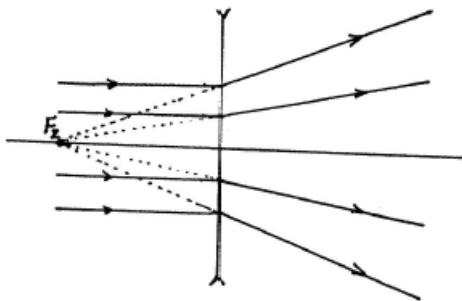
Slika 13.

Napravite tri mjerenja s virtualnim predmetom za različite udaljenosti x_1 . Načinite tablicu za unošenje rezultata mjerena kao u prethodnom zadatku. Računajte f i j .

Kod koje od ovih metoda očekujete točnije rezultate i zašto?

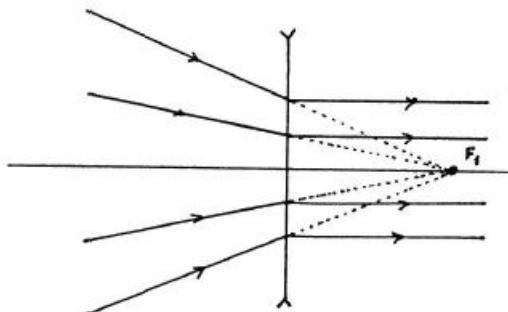
DIVERGENTNE LEĆE

Žarište slike divergentne leće je točka na optičkoj osi u kojoj nastaje virtualna slika realnog predmeta koji se nalazi u beskonačnosti (slika 14). To žarište nalazi se ispred leće. Divergentna leća dakle od snopa zraka svjetlosti koji dolazi paralelno s optičkom osi čini divergentan snop, a produžetci tih zraka sijeku se u žarištu slike, F_2 , divergentne leće.



Slika 14.

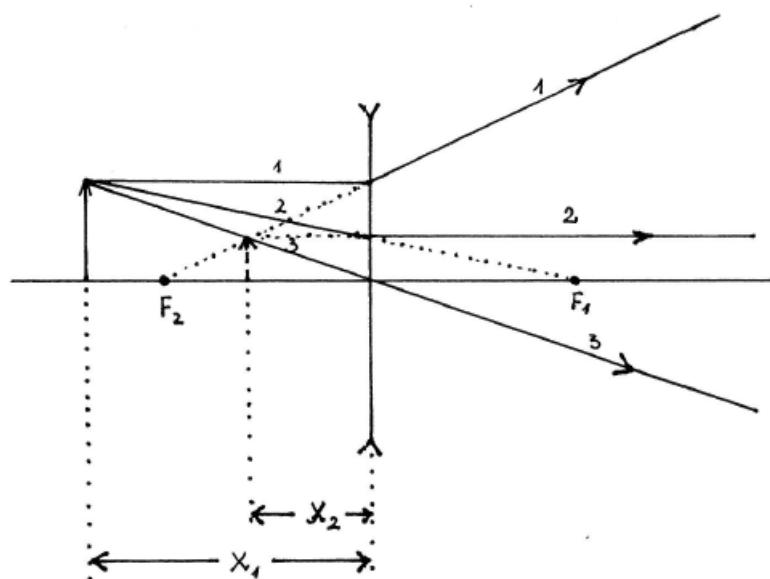
Ako na leću pošaljemo takav konvergentan snop da produžetci snopa zraka prolaze kroz točku F_1 na optičkoj osi (slika 15), koja je jednak udaljena od centra leće kao i F_2 (kada je leća u zraku), tada će sve zrake snopa nakon loma u leći biti paralelne s optičkom osi. Drugim riječima: ako se u točki nalazi F_1 nalazi virtualni predmet njegova će slika biti u beskonačnosti. Točka F_1 je žarište predmeta divergentne leće. Oba žarišta su virtualna.



Slika 15.

Kod konstrukcije slike (slika 16) koju od nekog predmeta pravi divergentna leća koriste se tri karakteristične zrake:

- zraka 1 koja paralelno s optičkom osi dolazi na leću nakon loma ima takav smjer da njegov produžetak unatrag prolazi kroz žarište slike F_2 ;
- zraka 2 koja ima smjer prema F_1 nakon loma je paralelna s optičkom osi;
- zraka 3 koja prolazi kroz optički centar leće ne mijenja smjer.

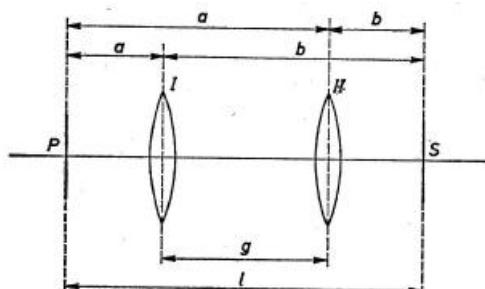


Slika 16.

Divergentna leća od realnih predmeta uvijek daje virtualne slike. Ako je predmet virtualan, slika, koja nastaje lomom u divergentnoj leći, može biti realna. Kakos mo vidjeli kod konvergentne leće, položaj virtualnog predmeta može se vrlo točno izmjeriti, kao i položaj realne slike. Stoga ćemo divergentnoj leći uz pomoć virtualnog predmeta i jednadžbe konjugacije odrediti žarišnu daljinu i jakost. Predznak od x_1 i x_2 određujemo na dogovoren način.

MJERENJE ŽARIŠNE DALJINE KONVERGENTNE LEĆE BESSELOVOM METODOM

Besselova metoda se sastoji u tome da za neki stalni razmak l između predmeta i slike postoje dva položaja I i II leće (slika 17) u kojima nastaje jednom uvećana, a drugi put umanjena slika:



Slika 17.

I položaj: $f < a < 2f, b > 2f$ obrnuta i uvećana slika,

II položaj: $a > 2f, f < b < 2f$ obrnuta I umanjena slika.

Razmak g između oba položaja leće može se lako izmjeriti. Iz slike 17 izlazi:

$$a + b = l \quad (6)$$

$$b - a = g \quad (7)$$

Zbrajanjem i odbijanjem jednadžbi (6) i (7) dobijemo:

$$b = \frac{1}{2}(l + g) \quad (8)$$

$$a = \frac{1}{2}(l - g) \quad (9)$$

Uvrstimo li jednadžbe (8) i (9) u jednadžbu leće dobijemo:

$$f = \frac{l^2 - g^2}{4l} \quad (10)$$

Zadatak 3. Odredite Besselovom metodom žarišnu daljinu konvergentne leće za pet vrijednosti od l . Za svaki razmak l izračunajte f .

Izvođenje mjerjenja: na jedan kraj optičke klupe stavite predmet P , a na drugi zastor Z (njihov razmak treba biti veći od $4f$). U sredini između P i Z stavite leću L i pomičite je prema P tako dugo dok se na zastoru Z ne pojavi oštra uvećana slika. Otčitajte položaj *I* leće (g_1). Zatim pomičite leću prema zastoru Z dok se ponovo na njemu ne pojavi oštra umanjena slika. Otčitajte položaj *II* leće (g_2) i odredite razmak g između ta dva položaja. Izmjerite još razmak l između predmeta i zastora pa iz jednadžbe (10) izračunajte žarišnu daljinu.

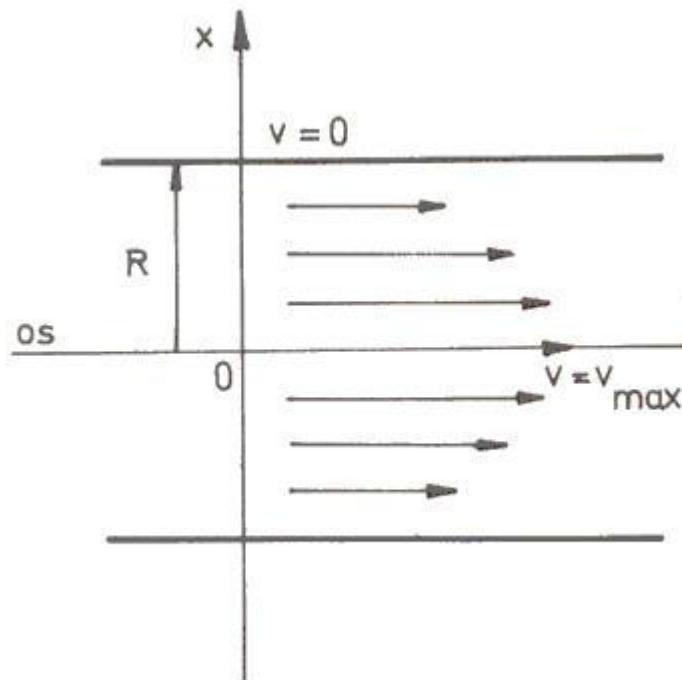
Tablica 3.

Broj mjerenja	l $/cm$	$4l$ $/cm$	g_1 $/cm$	g_2 $/cm$	$g = g_2 - g_1$ $/cm$	$l^2 - g^2$ $/cm$	$f = \frac{l^2 - g^2}{4l}$ $/cm^2$

$$\bar{f} = f_1 + f_2 + \dots$$

Vježba 9: Viskoznost tekućine

Laminarno protjecanje je ono kod kojeg se svi slojevi tekućine kreću međusobno paralelno, i paralelno sa stjenkama cijevi (slika 1).



Slika 1.

Kod realnih tekućina brzine pojedinih slojeva nisu jednake zbog unutrašnjeg trenja unutar tekućine, te se između slojeva pojavljuje sila:

$$F = \eta A \frac{\Delta v}{\Delta x} \quad (1)$$

gdje je A poprečni presjek cijevi, Δv razlika u brzini, Δx udaljenost od osi cijevi, a η viskoznost tekućine. Iz navedene relacije može se odmah izračunati jedinicu za viskoznost:

$$[\eta] = \frac{\left[\frac{F}{A} \right]}{\left[\frac{\Delta v}{\Delta x} \right]} = \frac{Pa}{\frac{m/s}{m}} = Pa \cdot s \quad (2)$$

Slojevi tekućine koji se nalaze neposredno uz stjenku cijevi miruju, $v(R)=0$, a sloj tekućine koji se giba oko osi cijevi ima najveću brzinu, $v(0)=v_{max}$. Raspodjela brzina slojeva je parabolična funkcija udaljenosti x od cijevi:

$$v(x) = v_{max} \left(1 - \frac{x^2}{R^2} \right) \quad (3)$$

Realne tekućine kod kojih je viskoznost neovisna o brzini volumnog protoka na određenoj temperaturi, nazivamo njutnovske tekućine. Volumen V takve tekućine koja protjeće u vremenu t kroz cijev duljine l i radijusa r , uz razliku tlakova Δp na krajevima cijevi, iznosi (Poiseuille-ov zakon):

$$V = \frac{\pi r^4}{8\eta} \frac{\Delta p}{l} t \quad (4)$$

U vježbi se viskoznost nepoznate tekućine mjeri relativno u odnosu na viskoznost vode. Koristit ćete Ostwaldov viskozimetar koji je prikazan na slici 2. To je staklena U cijev nejednakih krakova. U širi krak ulijeva se tekućina. Na vrhu užeg kraka nalazi se rezervoar koji ima ugravirane oznake a i b koje određuju volumen V. U vježbi mjerite vrijeme potrebno da se razina vode, odnosno tekućine spusti od oznake a do oznake b, tj. Vrijeme potrebno da isteče količina tekućine određenog volumena V. Viskoznost tekućine, η_t , odredit ćete na osnovu relacije (4). Potrebno je uzeti jednake volumene vode i nepoznate tekućine, te stoga slijedi:

$$V = \frac{\pi r^4}{8\eta_v} \frac{\Delta p_v}{l} t_v \quad V = \frac{\pi r^4}{8\eta_t} \frac{\Delta p_t}{l} t_t \quad (5)$$

Tlak tekućine odredit ćete na temelju relacije

$$\Delta p = \rho g h \quad (6)$$

Dijeljenjem dvije gornje jednadžbe dobije se:

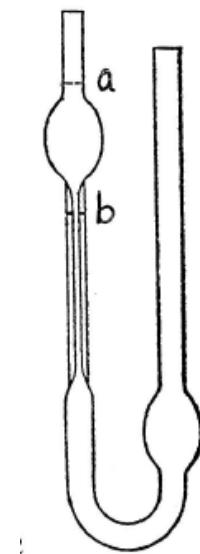
$$\frac{\eta_t}{\eta_v} = \frac{t_t \rho_t}{t_v \rho_v} \quad (7)$$

Izraz za relativnu viskoznost:

$$(\eta_t)_{rel} = \frac{\eta_t}{\eta_v} = \frac{t_t \rho_t}{t_v \rho_v} \quad (8)$$

Zadatak 1. Određivanje relativne viskoznosti pomoću Ostwaldovog viskozimetra

Gustoća nepoznate tekućine je napisana na boci s tekućinom. Uzeti pipetom 10 ml vode i uliti je u širi krak viskozimetra. Podignuti razinu vode u užem kraku iznad gornje oznake. Pustiti da voda otječe. u trenutku kada razina vode prolazi pored gornje oznake, uključiti zaporni sat, te ga isključiti kada isteče cijelu volumen V . Mjerenje ponoviti nekoliko puta.



Slika 2.

Nakon toga isprazniti viskozimetar, i isprati ga tekućinom kojom se vrši mjerjenje. Ponoviti prethodni postupak nekoliko puta s 10 ml dane tekućine, te mjerena i rezultata unijeti u tablicu:

Tablica 1.

Broj mjerena	Voda		Tekućina	
	t_v (s)	Δt_v (s)	t_t (s)	Δt_t (s)

Izračunati relativnu viskoznost koristeći relaciju (8)

Zadatak 2. Usporedite viskoznost otopina glukoze i Dekstrana – SOLUDEX40

Glukoza je jednostavni šećer – monosaharid. Dekstran je polisaharid sastavljen od velikog broja molekula glukoze molekulske težine 40000 Daltona. Potrebno je imati na umu da se molekulske mase ove dvije otopine značajno razlikuju.

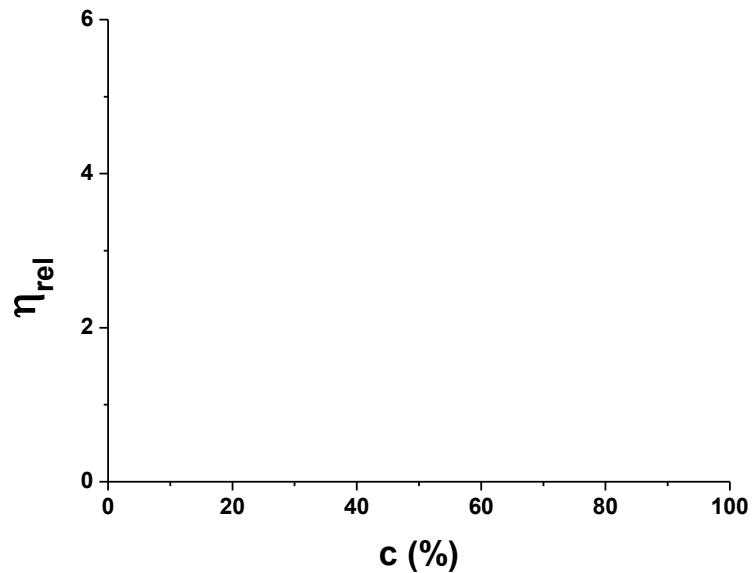
Mjerenja se izvode za različite koncentracije glukoze i Dekstrana (40, 20, 10, 5) na način opisan u prethodnom zadatku. Dvadeset postotna otopina znači 20 g šećera na 100 ml otopine. Računaju se relativne viskoznosti za obje tekućine u odnosu na vodu.

Rezultate prikažite u tablici i grafički na milimetarskom papiru. Koja otopina ima veću viskoznost? Usporedite rezultate za otopine s istim težinskim udjelima otopljenih tvari. Što bi bilo da uspoređujemo iste molarne koncentracije glukoze i Dekstrana? Koja važna fiziološka veličina ovisi o molarnoj koncentraciji otopljene tvari? Kako se viskoznosti mijenjaju s porastom koncentracije otopljenih tvari? Komentirajte

dobiveni rezultat.

Tablica 2.

Koncentracija c(%)	Glukoza		Dekstran	
	t_v (s)	Δt_v (s)	t_t (s)	Δt_t (s)



Graf 1.

Zadatak 3. Ponovite mjerjenja za tekućinu iz zadatka 1. na različitim temperaturama, nacrtajte graf ovisnosti viskoznosti o temperaturi i komentirajte rezultat.

Vježba 10: Hemodinamika

Ciljevi vježbe su:

- Ilustracija osnovnih hemoreoloških zakona: (i) linearne veze između arterijskog gradijenta tlaka i protoka (ii) približne proporcionalnosti između udarnog volumena i tlaka pulsa (razlike sistoličkog i dijastoličkog tlaka)
- ukazivanje na mogućnost neinvazivnih procjena hemoreoloških parametara koji se točnije mogu mjeriti samo invazivno i komplikirano
- ilustracija modelarskog pristupa, gdje se "razumnim" aproksimacijama povezuju tražene veličine s veličinama koje se mogu jednostavno izmjeriti
- dobivanje uvida u praktične probleme mjerjenja tlaka i pulsa u mirovanju i opterećenju, upoznavanje s pogreškama mjerjenja i načinima njihove procjene
- dobivanje osnovnih podataka, koji će studenti kasnije unijeti u elektroničku tablicu (informatika), analizirati (statistika i uvod u znanstveni rad), procijeniti potencijalnu istraživačku vrijednost mjerjenja, te prezentirati rezultate (uvod u znanstveni rad)

POZADINA

Vježbom se pokazuje i kvantitativno procjenjuje činjenica da ukupni periferni otpor (R) pada tijekom tjelesnog napora (trčanja), tim više što je napor veći.

Koristi se približna proporcionalnost udarnog volumena lijeve klijetke (SV) i tlaka pulsa (razlike sistoličkog i dijastoličkog tlaka, $\Delta P = P_s - P_d$). Naime, većinu udarnog volumena (oko 80%) lijeva klijetka izbací u aortu u prvoj trećini sistole, tijekom tzv. faze brze ejekcije. Time se volumen aorte povećava od najmanje do najviše vrijednosti, što, ovisno o njezinoj popustljivosti (C_{aorte}), zahtijeva porast tlaka u aorti, s razine dijastoličkog tlaka (najmanja vrijednost), do najviše vrijednosti, tj. do razine sistoličkog tlaka. U granicama proporcionalne elastičnosti sistolički prirast volumena aorte dan je jednadžbom (analog Hookovog zakona):

$$\text{sistolički prirast volumena aorte} = \Delta P \times C_{aorte} \quad (1)$$

Sistolički prirast volumena aorte manji je od njezinog udarnog volumena uglavnom zbog toga što lijeva klijetka nastavlja izbacivati krv u aortu i nakon faze brze ejekcije (od vremena sistoličkog tlaka do zatvaranja aortnog zalistka), kada se u aortu ubacuje ostatak od oko 20% od udarnog volumena. Također, volumen krvi kojeg klijetka izbací u aortu tijekom faze brze ejekcije nešto je veći od sistoličkog prirasta volumena aorte, na račun krvi koja istodobno samo prolazi kroz aortu i odlazi u periferiju. Da taj dio nije velik možemo procijeniti iz činjenice da je perfuzija periferije približno konstantna tijekom srčanog ciklusa, a faza brze ejekcije u mirovanju traje samo oko jednu devetinu (ili 11%) od ukupnog srčanog ciklusa (jednu trećinu sistole, koja traje 1/3 srčanog ciklusa). Dakle, vrijedi jednažba:

$$\text{sistolički prirast volumena aorte} = \text{SV} \times k \quad (2)$$

gdje je parametar k udio sistoličkog prirasta volumena aorte u njezinom udarnom volumenu. Parametar k umnožak je dva faktora: prvi je približno jednak 0.8 (oko 80% udarnog volumena izbací se tijekom faze brze ejekcije), dok drugi faktor u mirovanju iznosi približno 0.89 (oko 89% od volumena krvi koju klijetka izbací tijekom faze brze ejekcije povećava volumen aorte, a ostatak od 11% prolazi kroz aortu u periferiju). Dakle, možemo grubo procijeniti da u mirovanju faktor k u jednadžbi (2) iznosi $0.8 \times 0.89 \approx 0.7$.

Kombinacijom jednadžbi (1) i (2) dobivamo:

$$\Delta P = \text{SV} \times k / C_{\text{aorte}} \quad (3)$$

Jednadžba (3) nam govori da je tlak pulsa proporcionalan udarnom volumenu lijeve klijetke. Konstanta proporcionalnosti je udio sistoličkog volumena prirasta aorte u udarnom volumenu podijeljen s popustljivošću aorte. Drugim riječima, porast udarnog volumena lijeve klijetke izazvat će porast tlaka pulsa i to tim više što se veća frakcija udarnog volumena smjesti u aortu tijekom faze brze ejekcije, a tim manje što je aorta manje popustljiva.

Jednadžbu (3) ne možemo uporabiti da iz tlaka pulsa procijenimo udarni volumen lijeve klijetke ispitnika zato jer popustljivost aorte znatno varira između raznih ljudi (pada s godinama), a i intraindividualno, između raznih hemodinamskih stanja (pada s porastom udarnog volumena, kada se znatnije istežu kolagenska vlakna aortne stijenke). Također parametar k u jednadžbi (3) ovisi o hemodinamskim uvjetima, na način da se smanjuje u

tjelesnom opterećenju. Naime, u opterećenju se povećava udio sistole u srčanom ciklusu (njezino apsolutno trajanje se bitno ne mijenja), te veći dio volumena koju klijetka izbacuje tijekom faze brze ejekcije odnosno u periferiju nego u mirovanju (više od 11%). Također, u opterećenju se povećava udarni volumen, te volumen koji se izbacuje tijekom faze brze ejekcije može biti manji od 80% udarnog volumena klijetke.

Ako jednadžbu (3) primijenimo u **istog** ispitanika za **dva razna** hemodinamska stanja (stanje 1 i stanje 2), dobivamo za omjer udarnih volumena:

$$SV_1/SV_2 = (\Delta P_1/\Delta P_2) \times (C_{aorte}/k)_1/(C_{aorte}/k)_2 \quad (4)$$

Obzirom da se u tjelesnom opterećenju smanjuju i konstanta k i popustljivost aorte, razumno je pretpostaviti da se njihov omjer bitno ne mijenja (između stanja mirovanja i opterećenja). To je osnovna pretpostavka našeg modela, koja nam omogućava da izraz $(C_{aorte}/k)_1/(C_{aorte}/k)_2$ u jednadžbi (4) izjednačimo s jedinicom. Time se jednadžba (4) pojednostavljuje:

$$SV_1/SV_2 = \Delta P_1/\Delta P_2 \quad (5)$$

Jednadžba (5) omogućava procjenu relativnih promjena udarnih volumena lijeve klijetke iz relativnih promjena tlakova pulsa u **istog** ispitanika u dva razna hemodinamska stanja.

Obzirom da je srčani minutni volumen (SMV) jednak umnošku udarnog volumena i srčane frekvencije (f), drugi oblik jednadžbe (4) je:

$$SMV_1/SMV_2 = (\Delta P_1/\Delta P_2) \times (f_1/f_2) \quad (6)$$

Jednadžbe (5) i (6) povezuju veličine koje se neposredno mijere komplikirano i invazivno (udarni volumen klijetke, minutni volumen srca) s veličinama koje se mijere jednostavno i neinvazivno (sistolički i dijastolički arterijski tlak i srčana frekvencija).

Ako je tlak u desnom atriju nula, srčani minutni volumen proporcionalan je srednjem tlaku u aorti ($\langle P \rangle$), a obrnuto je proporcionalan ukupnom perifernom vaskularnom otporu (R):

$$SMV = \langle P \rangle / R \quad (7)$$

Uočimo da jednadžba (7) strogo vrijedi za laminaran protok fluida i tzv. njutnovske tekućine (one koje imaju stalnu viskoznost). Iz relacija (6) i (7) sljedi da je omjer perifernih otpora **istog** ispitanika u dva stanja:

$$R_1/R_2 = (\Delta P_2/\Delta P_1)x(f_2/f_1)x\langle P \rangle_1/\langle P \rangle_2 \quad (8)$$

Ako indeks 1 označava stanje opterećenja (opt) a indeks 2 stanje mirovanja (mir) gornja se jednadžba može zapisati u obliku:

$$R_{opt}/R_{mir} = (\Delta P_{mir}/\Delta P_{opt})x(f_{mir}/f_{opt})x\langle P \rangle_{opt}/\langle P \rangle_{mir} \quad (9)$$

Običnim neinvazivnim tlakomjerima nije moguće mjeriti srednji arterijski tlak već samo sistolički i dijastolički tlak. Kontinuirano neinvazivno mjerjenje arterijskog tlaka (čime se usrednjjenjem dobiva i srednji arterijski tlak) moguće je metodom fotopletizmografije (pomoću tzv. FINAPRES mjerača). Obzirom da nam da ta metoda nije dostupna, mi ćemo srednje arterijske tlakove u jednadžbi (9) procijeniti kao vaganu sredinu između dijastoličkog i sistoličkog tlaka. Težinski faktori su udjeli sistole, odnosno dijastole u ukupnom trajanju srčanog ciklusa. Prepostaviti ćemo da u mirovanju sistola traje 1/3, a u opterećenju 1/2 srčanog ciklusa. Pod tim prepostavkama vrijedi:

$\langle P \rangle_{opt} = P_{d, opt} + (1/2)\Delta P_{opt}$ i $\langle P \rangle_{mir} = P_{d, mir} + (1/3)\Delta P_{mir}$, čime (9) prelazi u:

$$R_{opt}/R_{mir} = \\ (\Delta P_{mir}/\Delta P_{opt})x(f_{mir}/f_{opt})x(P_{d, opt} + (1/2)\Delta P_{opt})/(P_{d, mir} + (1/3)\Delta P_{mir}) \quad (10)$$

IZVOĐENJE MJERENJA

Ovu vježbu izvode 2 studenta, izmjenjujući se kao ispitanik i eksperimentator.

Bazalna mjerena

- ispitanik mirno, relaksirano stoji
- živinim tlakomjerom izmjeriti sistolički i dijastolički tlak, okludirati nadlakticu
- palpiranjem izmjeriti srčanu frekvenciju: zapornom urom odrediti vrijeme proteklo tijekom 30 sljedbenih otkucanja (razmisliti: zašto je taj način bolji od brojenja otkucanja u određenom vremenu)

Opterećenje

- Prvi stupanj: 30 sekundi trčanja u mjestu s maksimalnim podizanjem koljena, ali sporo, otprilike 3 "koraka" u sekundi.
- Drugi stupanj: isto, ali brzo, otprilike 6 "koraka" u sekundi.
- Ispitanik nosi lagantu, široku odjeću (ne uske hlače) i prikladnu obuću.

Mjerena nakon opterećenja

- Mjerena se vrše nakon obje tjelovježbe između kojih je odmor.
- Valja brzo ponoviti bazalna mjerena, mjerena srčane frekvencije i tlakova trebaju biti istodobna (ispitanik sam sebi mjeri puls, dok mu eksperimentator mjeri tlakove).
- Za razliku od bazalnih mjerena, ovdje puls odredite mjeranjem trajanja 15 sljedbenih otkucaja (zašto?).

Rezultate mjerena i proračuna zapišite u priloženi formular i predajte nastavniku!

ZADACI:

1. Komentirajte izmjerene i procijenjene hemoreološke parametre.
2. Komentirajte pogreške modela i pogreške mjerena
3. Koje od tih pogrešaka možete bolje procijeniti i kako
4. Kako biste smanjili pogreške mjerena
5. Može li se poboljšati model mjerena (npr. procjenom udjela sistole u srčanom ciklusu pomoću EKG-a).