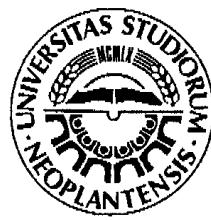




UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Metode merenja brzine toka krvi

- diplomski rad -

Mentor:

Prof. dr Olivera Klisurić

Kandidat:

Smiljka Todorov

23/03

Novi Sad, jun 2014.

Ovaj rad nastao je kao rezultat stečenog teorijskog i praktičnog znanja tokom studiranja na Prirodno – matematičkom fakultetu u Novom Sadu.

Srdačno se zahvaljujem mentoru prof. dr Oliveri Klisurić, kao i doc. dr Dijani Niciforović i prof. dr Maji Stojanović koji su uz stručne i pozitivne sugestije, ukazivanjem na greške i njihovim korigovanjem doprineli bržoj izradi ovog rada.

Zahvaljujem se svojoj porodici i svima koji su na bilo koji način pomogli u izradi ovog rada.

Nadam se da će ovaj rad moći da posluži kao vodič ili eventualni priručnik budućim generacijama Prirodno – matematičkog fakulteta i srodnih fakulteta kao i svima kojima je obrađena tema interesantna.

Novi Sad, 6. jun 2014. godine

Smiljka Todorov

| | |
|---|----|
| Uvod | 4 |
| 1. Merenje brzine toka krvi | 5 |
| 1.1. Mehanika i statika fluida | 5 |
| 1.2. Dinamika fluida | 5 |
| 1.3. Jednačina kontinuiteta | 6 |
| 1.4. Viskoznost | 7 |
| 1.5. Laminarno kretanje | 7 |
| 1.6. Turbulentno kretanje | 7 |
| 1.7. Otpor sredine | 8 |
| 1.8. Proticanje realnog fluida kroz cev | 9 |
| 2. Hemodinamika | 10 |
| 3. Ultrazvučne metode merenja brzine toka krvi | 11 |
| 3.1. Metoda merenja prolaznog vremena | 11 |
| 3.2. Impulsna metoda | 13 |
| 3.3. Unakrsna metoda | 13 |
| 3.4. Merenje brzine toka krvi temeljeno na Doplerovom efektu | 14 |
| 3.4.1. Doplerova jednačina | 14 |
| 3.4.2. Primena Doplerove jednačine u medicinskoj dijagnostici | 17 |
| 3.5. Osobine krvnog toka | 19 |
| 3.6. Prikaz rezultata dobijenih Doppler ultrasonografijom | 20 |
| 3.6.1. Audio prikaz | 20 |
| 3.6.2. Spektralna analiza brzina krvnog toka | 20 |
| 3.7. Dopplerski indeksi | 22 |
| 3.8. Kontinuirana i pulsna dopplerska tehnika | 24 |
| 3.8.1. Pulsna dopplerska tehnika (PW) | 24 |
| 3.8.2. Upoređivanje CW i PW doplerskih metoda | 26 |
| 3.9. Kolor dopler | 26 |
| 3.10. Pauer Dopler | 27 |
| 3.11. Merenje protoka temeljeno na Doplerovom efektu | 29 |
| 3.12. Elektromagnetna metoda merenja protoka krvi | 31 |
| 4. Kroskorelacijska metoda merenja protoka | 34 |
| 4.1. Merenje protoka metodom razređivanja ubrizganog sredstva | 34 |
| 4.2. Metoda kontinuiranog ubrizgavanja sredstva | 35 |

| | | |
|--------|---|----|
| 4.3. | Fikova tehnika | 35 |
| 4.4. | Metoda jednokratnog ubrizgavanja sredstva | 37 |
| 4.5. | Termorastvor | 39 |
| 5. | Jetra | 40 |
| 5.1. | Vena porte | 40 |
| 5.2. | Anatomija vene porte | 41 |
| 5.3. | Fiziologija | 42 |
| 5.4. | Portalna hipertenzija | 42 |
| 5.5. | Portalna cirkulacija | 43 |
| 5.6. | Portalni pritisak | 43 |
| 5.7. | Vrste portalne hipertenzije | 43 |
| 5.7.1. | Suprahepatična opstrukcija | 43 |
| 5.7.2. | Prehepatična opstrukcija | 44 |
| 5.7.3. | Intrahepatična opstrukcija | 44 |
| 5.7.4. | Posthepatična opstrukcija obuhvata: | 44 |
| 5.7.5. | Klinička slika | 44 |
| 5.7.6. | Prehepatični oblik | 45 |
| 5.7.7. | Intrahepatični oblik | 45 |
| 5.7.8. | Suprahepatični oblik | 45 |
| 5.7.9. | Aparatura i tehnika | 45 |
| 6. | Eksperimentalni deo | 49 |
| 6.1. | Dopler vene porte | 49 |
| 7. | Zaključak | 50 |
| | LITERATURA: | 51 |
| | BIOGRAFIJA | 52 |

Uvod

Svedoci smo i učesnici vremena u kome tehnologija menja svet, način života, a možda i našu svest. Dokazi su brojni. Navodimo samo jedan primer. Devedesetih godina prošlog veka američki naučnik Stiven H. Volinski, doktor filozofije, razvio je teoriju o „kvantnoj psihologiji“. Osnovna ideja kvantne psihologije je da su naša svest i materijalni svet isprepletani i ne mogu se posmatrati kao odvojene komponente. Do ovih zaključaka američki naučnik je došao prateći materijalnu prirodu elementarnih čestica. Ljudski život zavisi od toga kako je mozak u stanju da protumači spoljne signale koji su podložni analizi.

Samo letimičan pogled u istoriju civilizacije pokazuje kako je nauka promenila mnoge stvari oko nas. Granice među naukama često su tanane kao paukove niti. Bez interakcijskog odnosa između nauka ne bi se ni mogao ostvariti ovakav tehnološki razvoj. Upravo se realizuje ono što je davno napisao tvorac fantastičnih romana Žil Vern koji je izjavio da će doći vreme kada će nauka prevazići maštu i granice među naučnim područjima.

Interakcijski odnos između medicine i fizike se može pratiti ne samo decenijama nego i stoljećima. Od davnina medicina koristi u medicinske svrhe fizičke faktore: toplotu, hladnoću, zvuk, svjetlost, različite mehaničke efekte. Začetnik medicinske fizike je čuveni slikar Leonardo da Vinči koji je pre mnogo vekova sproveo studiju o mehanici kretanja ljudskog tela. Najplodnija ostvarenja nastala su otkrićem struje i elektromagnetskih talasa, odnosno sa pojmom električne energije.

U medicini su u širokoj upotrebi dijagnostički aparati: kamere, rendgeni, laseri, ultrazvučni aparati, itd. Oni su instalirani na klinikama širom sveta i njihov rad prate, sa podjednakom pažnjom, i medicinari i fizičari. Veći deo medicinskih aparata temelji se na razvoju fizike. Znanja iz osnova mehanike su lekarima neophodna, pre svega, za razumevanje mehanizma kretanja celog tela, poznavanje mehaničkih svojstava bioloških tkiva i tečnosti, itd. Povezanost medicine i fizike prisutna je i u merenju protoka krvi. U ovom radu se time i bavimo. Cilj rada jeste da osvetli ovu vezu u svetu najnovijih dijagnostifikovanja, a zadaci su da se uoče osobine aparata koji se koriste i sagledaju vrednosti primene u svakodnevnom životu, odnosno dijagnostici.

1. Merenje brzine toka krvi

1.1. Mehanika i statika fluida

Fluidima nazivamo tečnosti i gasove. To su supstance koje lako menjaju oblik, odnosno koje mogu teći. Mehanika fluida ili hidromehanika je deo mehanike u kojoj se proučavaju zakoni ravnoteže i kretanja tečnosti i gasova. U mehanici fluida zanemaruju se strukturna svojstva tečnosti i gasova i posmatraju se kao neprekidne sredine, neprekidno raspoređene u prostoru.

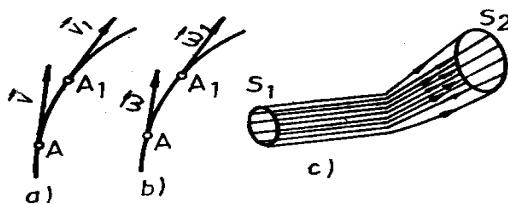
Mehanika tečnosti se naziva hidromehanika. Ona se deli na hidrostatiku koja opisuje tečnosti u miru i hidrodinamiku koja proučava tečnosti u kretanju.

Pošto su fluidi neprekidne sredine, onda se oni mogu podeliti na elementarne zapremine čije su dimenzije dovoljno velike da ne zalaže u strukturu fluida i dovoljno male da se sile koje deluju na njih mogu smatrati konstantnim. Deo fluida misaono se može zameniti čvrstim telom ili njegovim delom iste zapremine, oblika i gustine kao i posmatrani deo fluida. Ovakav način posmatranja fluida naziva se principom očvršćavanja pomoću kojeg se na fluide mogu primeniti zakoni čvrstog tela. Na fluid mogu delovati spoljašnje i unutrašnje sile. Unutrašnje sile se međusobno uravnotežavaju, pa ih u daljem radu nećemo razmatrati.

1.2. Dinamika fluida

Kretanje fluida naziva se strujanje. Ono nastaje zbog vlastite težine fluida ili zbog razlike u pritiscima. Pri strujanju razni slojevi fluida imaju razne brzine i među tim slojevima javljaju se sile unutrašnjeg trenja (viskoznost). Zbog jednostavnosti u početku se zanemariju sva trenja koja se javljaju u fluidu i smatra se da se radi o nestišljivim fluidima ($\rho = \text{const}$). Takve fluide nazivamo idealnim fluidima. Idealan fluid je nestišljiv, neviskozan i u njemu se javlja laminarno strujanje, stacionarno strujanje – pri kojem su brzina čestica i pritisak u fluidu samo funkcije položaja, a ne i vremena.

Čestice se pomeraju duž strujnih linija sila. Strujna linija je kriva čija se tangenta u nekoj tački poklapa sa vektorom brzine *slika 1.(a)*.



Slika 1.1. a) tangenta brzine; b) ugaone brzine; c) prikaz strujnih linija sila

Zavisnost vektora položaja od brzine u vektorskome

$$\frac{d\vec{r}}{\vec{v}(\vec{r}, t)} = k \quad (1)$$

ili u skalarnom obliku

$$\frac{dx}{v_x(r,t)} = \frac{dy}{v_y(r,t)} = \frac{dz}{v_z(r,t)} = k \quad (2)$$

Vrtložne linije su linije čije se tangente poklapaju sa vektorom ugaone brzine ω slika 1.(b).

$$d\vec{r} = k\vec{\omega}(\vec{r}, t) \quad (3)$$

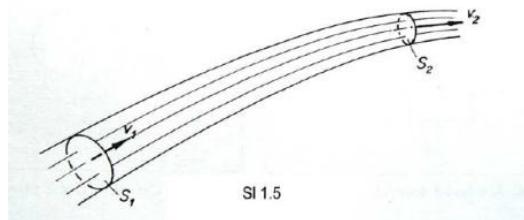
$$\frac{d\vec{r}}{\vec{\omega}(\vec{r}, t)} = k$$

ili u skalarnom obliku

$$\frac{dx}{\omega_x(r,t)} = \frac{dy}{\omega_y(r,t)} = \frac{dz}{\omega_z(r,t)} = k \quad (4)$$

Strjuna cev je površina koju obrazuju strujne linije povučene kroz sve tačke zatvorene konture u fluidu slika 1.(c).

Uglavnom ćemo razmatrati stacionarno strujanje. Stacionarno strujanje je kretanje fluida čije se polje brzine, pritiska i gustine ne menja sa vremenom.



Slika 1.2. Prikaz stacionarnog strujanja

1.3. Jednačina kontinuiteta

Posmatra se strujanje fluida kroz cev različitog poprečnog preseka. Za vreme Δt kroz poprečni presek S prođe volumen fluida $Sv\Delta t$. Volumen fluida koji u jedinici vremena prođe kroz određeni presek naziva se protok i on je dat izrazom:

$$\phi = S \cdot v \quad (5)$$

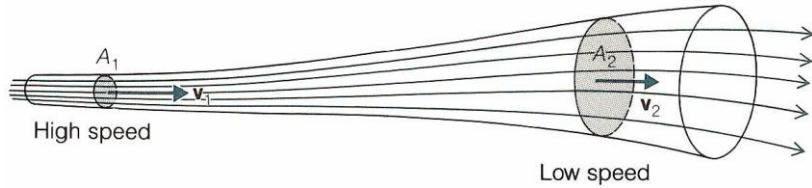
Ako je gustina fluida svuda konstantna u poprečnom preseku S , a na osnovu zakona održanja mase, znamo da je i masa fluida koja u jedinici vremena Δt protekne kroz bilo koji presek takođe konstantna.

$$\rho \cdot S_1 \cdot v_1 \cdot \Delta t = \rho \cdot S_2 \cdot v_2 \cdot \Delta t = const \quad (6)$$

Odatle sledi da je konstantan i protok fluida kroz cev

$$\phi = S \cdot v = const \quad (7)$$

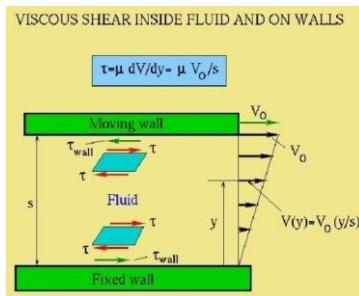
Prethodni izraz predstavlja jednačinu kontinuiteta, koja govori da tamo gde je cev uža brzina je veća, i obrnuto. Fluid se ubrzava tamo gde se cev sužava: dakle na čestice fluida deluje sila usmerena od šireg dela cevi prema užem. Ta sila dolazi zbog razlike pritisaka: pritisak u širem delu cevi je veći nego u užem.



Slika 1.3. Prikaz brzina čestica kod različitih poprečnih preseka

1.4. Viskoznost

Njutn je dao zakon po kome se trenje u tečnostima tretira analogno trenju čvrstih tela u mehanici. Ako dve čvrste ploče pomeramo jednu preko druge javlja se sila trenja. Na sličan način možemo posmatrati trenje između slojeva tečnosti. Posmatra se tečnost između dve paralelne ploče od kojih je donja ploča fiksirana, a gornja se kreće brzinom v_0 . Kretanjem gornje ploče nastaje i kretanje slojeva tečnosti, pri čemu gornji sloj ima najveću brzinu, a donji sloj je nepokretan. Na taj način se između slojeva javlja relativno kretanje jednog sloja u odnosu na drugi što rezultuje pojavom sile trenja na njihovoj dodirnoj površini.



Slika 1.4. Kretanje fluida i njegov pritisak nazidove suda u kom se nalazi

1.5. Laminarno kretanje

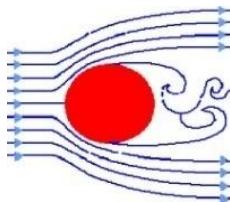
Kada nema prelaska čestica tečnosti iz jednog sloja u drugi, takvo kretanje se naziva *laminarno kretanje* i ono se dešava pri malim brzinama. Eksperimentalno je utvrđeno da je sila trenja proporcionalna dodirnoj površini slojeva i gradijentu brzine, pa Njutnov zakon trenja u tečnosti glasi:

$$F = \eta S \frac{dv}{dy} \quad (8)$$

Faktor proporcionalnosti η zove se koeficijent viskoznosti i zavisi od vrste tečnosti. Ukoliko je tečnost lakše pokretljiva, njena viskoznost je manja. Voda na primer ima znatno manji koeficijent viskoznosti od glicerina ili meda. Viskoznost zavisi od temperature i kod tečnosti opada sa temperaturom, a kod gasova raste. Nekad se koeficijent viskoznosti η naziva dinamička viskoznost i izražava se u $Ns/m^2 = Pa \cdot s$.

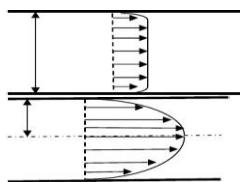
1.6. Turbulentno kretanje

Pri većim brzinama strujanja fluida dolazi do prelaska čestica fluida iz jednog sloja u drugi tj. do međusobnog mešanja slojeva i pojave vrtloga. Takvo kretanje se naziva *turbulentno kretanje*.



Slika 1.5. Prikaz turbulentnog kretanja

Kada će laminarno kretanje preći u turbulentno zavisi od mnogo faktora, koji se jednostavnom teorijom ne mogu predvideti. Uglavnom se turbulentno kretanje javlja pri većim brzinama, ali zavisi i od oblika suda, prečnika mlaza, obrade površine suda... Eksperimentalno je utvrđeno da se pri turbulentnom kretanju javlja drugačiji raspored brzina.



Slika 1.6. Raspodela brzina kod turbulentnog kretanja (slika gore)
i kod laminarnog kretanja (slika dole)

Dok je pri laminarnom kretanju raspodela brzina parabolična i unutrašnje trenje proporcionalno brzini fluida, pri turbulentnom kretanju brzina je po celom preseku cevi ista i naglo pada tek u blizini zidova cevi, a unutrašnje trenje je uglavnom proporcionalno kvadratu brzine. Unutrašnje trenje se znatno povećava pri turbulentnom kretanju. Brzina pri kojoj dolazi do prelaska laminarnog u turbulentno kretanje naziva se *kritična brzina*. Eksperimentalna istraživanja su pokazala da kritična brzina zavisi od koeficijenta viskoznost, gustine fluida kao i od dimenzija mlaza, ali i od drugih faktora koji se ne mogu tačno odrediti. Zbog toga se kao kriterijum za određivanje prirode kretanja fluida koristi Reynoldsov broj R_e .

$$R_e = \frac{\rho v l}{\eta} = \frac{\rho v D}{\eta} \quad (9)$$

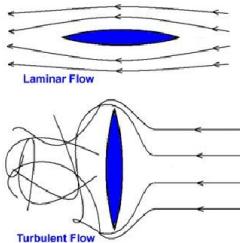
Za $R_e < 2000$ kretanje fluida je laminarno, za $2000 < R_e < 3000$ kretanje fluida je promenljivo, dok je za $R_e > 3000$ kretanje fluida turbulentno.

1.7. Otpor sredine

Otporom sredine naziva se sila trenja kojom se neki fluid opire kretanju nekog tela kroz njega. Ovaj otpor igra značajnu ulogu u tehnici. Na primer pri kretanju aviona kroz vazduh ili broda po vodi javlja se otporna sila, i teži se da se ova sila svede na minimum. Otpor sredine samo je poseban slučaj opšte pojave trenja u fluidima. Ova sila se ne javlja samo kao rezultat trenja površine tela sa okolnim fluidom. Pri kretanju telo povlači sa sobom i slojeve fluida, pa sila trenja predstavlja rezultat kretanja tela i slojeva fluida oko njega. Za lagano kretanje lopte kroz neki fluid, pri čemu nema turbulentcije, važi *Stoksov zakon* za силу trenja:

$$F = 6\pi\eta rv \quad (10)$$

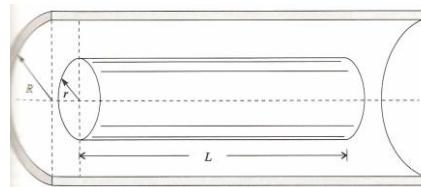
Pri većim brzinama kretanja tela kroz fluid postoji mogućnost pojave turbulencije što znatno povećava silu trenja. Zavisno od oblika tela, a ne samo od njegovih dimenzija, javljaju se vrtlozi, a samim tim se povećava i sila otpora kretanja tela.



Slika 1.7. Prikaz laminarnog i turbulentnog toka fluida

Otpor sredine može se tumačiti pomoću pritiska. Rad sile trenja vrši se na račun energije pritiska. Zato je pritisak iza tela uvek manji od pritiska ispred tela. Jasno je da će pri kretanju tela postojati sila usled razlike pritisaka, koja je usmerena ka manjem pritisku odnosno suprotno brzini kretanja tela u odnosu na fluid. Pojava vrtloga izaziva veću razliku pritisaka, a time i veći otpor sredine. Zbog toga se biraju tela takvog oblika koja ne izazivaju turbulenciju tj. smanjuju otpor i to je tzv. aerodinamični oblik.

1.8. Proticanje realnog fluida kroz cev



Slika 1.8. Prikaz poprečnog preseka cev

Sloj fluida ima oblik valjka dužine L i prečnika x , a dodirna površina sa susednim slojem je omotač valjka. Sila koja pokreće sloj je:

$$F' = (p_1 - p_2) \cdot x^2 \pi \quad (11)$$

Viskozna sila koja se suprotstavlja kretanju je:

$$F'' = \eta \cdot 2 \cdot \pi \cdot x \cdot L \cdot \frac{dv}{dx} \quad (12)$$

Kada se sloj pomera konstantnom brzinom tada je: $F' = F''$.

Brzina pojedinačnog sloja fluida u zavisnosti od udaljenosti od ose cevi je:

$$v(x) = \frac{p_1 - p_2}{4\eta L} (R^2 - x^2) = \frac{p_1 - p_2}{4\eta L} R^2 \left(1 - \frac{x^2}{R^2}\right) \quad (13)$$

Brzina je maksimalna na osi cevi, a kod površine cevi kada je $R=x$ brzina je jednaka nuli.

Poažejev zakon za laminarno strujanje realnog fluida je

$$q = \frac{R^4 \pi}{8\eta} \frac{p_1 - p_2}{L} \quad (14)$$

Otpor pri laminarnom strujanju viskoznog fluida je:

$$F_{tr} = 8\pi\eta l \bar{v} \quad (15)$$

2. Hemodinamika

Merenje protoka vrlo je važno u fiziološkim istraživanjima i medicinskoj dijagnostici. Tako se sa obzirom na sredinu u kojoj se protok meri, može nabrojati: merenje protoka krvi, urina i vazduha (*respiracija*). Najrazvijenija instrumentacija jeste ona za merenje protoka krvi, dok se merenje protoka urina najčešće svodi na određivanje prosečnog protoka urina iz odnosa protekle količine urina u vremenskom trajanju.

Merenje protoka krvi meri se pri operacijama i nakon njih radi određivanja srčanog izlaza (*output*), tj. količine krvi koje srce istisne u jednom otkucaju ili u određenom vremenskom intervalu. Protok krvi meri se za vreme rutinske kateterizacije srca.

Protok neke tečnosti, u ovom slučaju krvi, definisano je jednačinom:

$$Q = \frac{dV}{dt} \quad (16)$$

gde je dV zapremina krvi koja protekne u vremenu dt . Ako pod zapreminom V podrazumevamo količinu krvi koja protekne u krvnom sudu i koja pređe put dl u vremenu dt , a ako je S presek krvne žile onda se predhodna jednačina može napisati kao:

$$Q = S \frac{dl}{dt} = Sv \quad (17)$$

gde je v brzina protoka krvi. Na taj način se protok krvi Q povezan sa brzinom protoka krvi v . Najčešće se meri brzina protoka krvi, a ne sam protok. Kako se sve čestice krvi ne kreću istom brzinom v duž preseka S , odabire se srednja brzina v_{sr} definisana kao:

$$v_{sr} = \frac{1}{D} \int_{-r}^r v(r) dr \quad (18)$$

Pri posmatranju protoka krvi brzinu krvi možemo posmatrati kao linearnu brzinu. Ta brzina kreće se u aorti i u većim arterijama u granicama od 0,3 do 0,5 m/s. Brzina krvi pokorava se zakonu kontinuiteta, koji glasi:

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = Q = const \quad (19)$$

To znači da brzina protoka krvi zavisi od poprečnog preseka površine S kroz koji krv protiče, jer je protok Q uvek isti, odnosno konstantan. Što je presek S manji, brzina krvi je veća. Budući da je ukupni presek kapilara oko 600 do 800 puta veći od preseka aorte, to znači da je za toliko manja brzina krvi kroz kapilare od one kroz aortu, pa iznosi samo od 0,3 do 5 mm/s.

Radom srca se menjaju pritisci u arterijama zbog čega se one proširuju tj. sužavaju, što omogućuje lakši i veći protok krvi. Zbog tih razloga su zidovi arterija i vena elastični. Delovanje povećanog pritiska tj. arterijski puls, prenosi se mnogo većom brzinom od brzine čestica krvi, jer se takav impuls prenosi od čestice do čestice, pa se brzina širenja impulsa krvnog pritiska kreće u granicama od 5,5 do 8 m/s, a u perifernim arterijama čak od 6 do 9,5 m/s. Varijacije pritiska odvijaju se u granicama sistolnog i dijastolnog pritiska. Prosečna vrednost tih varijacija odgovara srednjem pritisku. Može se još i napomenuti da trenutno linearna brzina krvi može imati vrednost i od 1 m/s i to pri izlasku iz srca i da može da padne na vrlo niske vrednosti od samo nekoliko cm/s pri kraju dijastole.

Osim navedenih varijacija krvnog pritiska postoje još i varijacije amplituda krvnog pritiska koje su posledice disanja, tzv. respiracijski talasi, zatim varijacije pritiska zbog emocionalnih uzbudjenja kao što su ljutnja i strah koji takođe povećavaju krvni pritisak. Uzorcima povećanja pritiska treba dodati i povećanje pritiska zbog fizičkog napora. U kapilarama je pritisak vrlo nizak. Isto takav je i u venskim kapilarama gde iznosi od 5 do 9 mmHg (665 – 1200 Pa). U većim venama pritisak se takođe neznatno povećava. Brzina protoka krvi u venama srednjeg prečnika jeste od 6 do 14 cm/s, da bi kod velikih vena, kao što je vena cava, porasla na oko 20 cm/s. Talasni oblik venskog pulsa zove se *flebogram*. Manja brzina protoka krvi u venama prema onoj u arteriji objašnjava se njihovim većim presekom u poređenju sa ukupnim presekom arterija. Na svom putu krv se zadržava i u pojedinim spremištima kao što su slezina, jetra, potkožna vaskularna mreža i pluća. Vene takođe imaju i zaliske koje otežavaju povratak krvi.

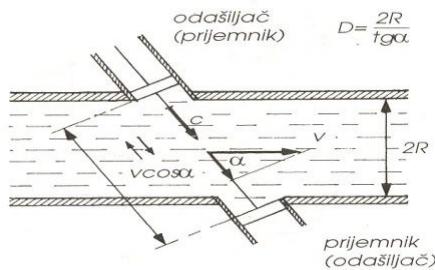
Merenje protoka krvi može se meriti korišćenjem invazivnih i neinvazivnih metoda. Invazivne metode su tačnije od neinvazivnih, ali se s njihovom upotrebom oštećuje tkivo. Invazivne metode protoka krvi većinom se upotrebljavaju pri hirurškim zahvatima i operacijama na otvorenom srcu, a neinvazivne metode pri merenju protoka krvi kod arterija koje su posebno važne za rad organizma. Elektronička instrumentacija najviše se primenjuje za merenje protoka ultrazvučnim metodama i elektromagnetskim induksijskim metodama.

3. Ultrazvučne metode merenja brzine toka krvi

Od ultrazvučnih metoda merenja brzine toka krvi najviše su u upotrebi metoda merenja prolaznog vremena (*transit – time*) i metoda zasnovana na Doplerovom (*Doppler*) efektu.

3.1. Metoda merenja prolaznog vremena

Ovom metodom se meri razlika prolaznog vremena prostiranja ultrazvuka niz struju krvi i uz struju krvi. Ako se ultrazvuk prostire u smeru strujanja krvi, pod određenim uglom zbog mogućnosti nameštanja sonde, onda će se potrebeni put D preći za kraće vreme t_1 , nego da se kreće istim putem, ali u suprotnom smeru kada je vreme prelaska t_2 duže, kao sto je prikazano na slici.



Slika 3.1. Merenje brzine strujanja krvi koja se temelji na razlici vremena prolaska

Vreme strujanja potrebno da ultrazvuk prevali put D od izvora do prijemnika jeste

$$t_1 = \frac{D}{c + v \cos \alpha}, \quad t_2 = \frac{D}{c - v \cos \alpha}, \quad (20)$$

gde je $v \cos \alpha$ komponenta brzine protoka krvi u smeru prostiranja ultrazvuka.

Razlika u vremenima prostiranja Δt jeste $t_2 - t_1$, tako da je

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{D}{c - v \cos \alpha} - \frac{D}{c + v \cos \alpha} \quad (21)$$

što nakon sređivanja daje razliku u vremenima prostiranja Δt

$$\Delta t = \frac{2Dv}{c^2 - v^2 \cos^2 \alpha} \quad (22)$$

(v je $10 - 30$ cm/s, a c oko 1500 m/s).

Kako je $v^2 < c^2$, može se napisati da je

$$\Delta t = \frac{2Dv}{c^2} \cos \alpha \quad (23)$$

Budući da je kontinuirani ultrazvučni talas sinusoidnog oblika, vreme Δt može biti predstavljeno i pomoću faznog ugla φ , jer važi ista razmara između vremena Δt i vremena trajanja jednog perioda T , kao i faznog φ i 2π , pa je

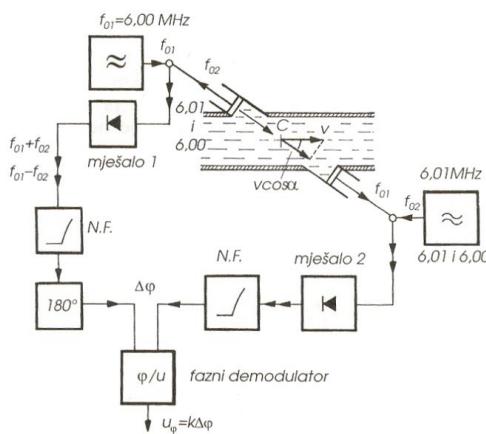
$$\frac{\Delta t}{T} = \frac{\Delta\varphi}{2\pi} \quad (24)$$

Iz prethodne dve formule dobija se zavisnost faznog ugla φ između poslatog i primjenog signala:

$$\Delta\varphi = \frac{4\pi Dvf \cos \alpha}{c^2} \quad (25)$$

Na *slici 3.2* prikazana je šema uređaja koji omogućuje određivanje brzine zvuka v , na osnovu prethodne relacije u zavisnosti od faznog ugla $\Delta\varphi$.

$$v = \frac{c^2 \Delta\varphi}{4\pi Dvf \cos \alpha} \quad (26)$$

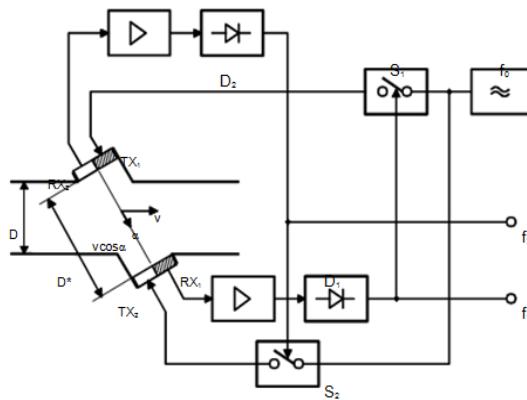


Slika 3.2. Šema uređaja za merenje brzine strujanja krvi temeljene na razlici prolaska u kontinuiranom radu

Uredaj na odašiljačkoj strani A ima oscillator koji pobuđuje piezoelektrični kristal s frekvencijom od 6 MHz na oscilacije koje se prenose na okolinu i koje u snopu prolaze kroz arteriju kao ultrazvučni snop. Na suprotnoj strani B nalazi se prijemnik koji prima ultrazvučni

signal i koji ga pretvara u električni signal. Na prijemničkoj strani takođe se nalazi i oscillator koji proizvodi ultrazvučne oscilacije na frekvenciji od $6,01 \text{ MHz}$, koje opet na odašiljačkoj strani prima prijemnik. Mešanjem poslatog i prijemnog signala na strani A dobija se i niskofrekvenčna razlika frekvencija koja iznosi $\Delta\omega = \omega_1 - \omega_2$ i u konkretnom slučaju – 10 kHz . Isto tako se na drugoj strani B dobija ista razlika frekvencija od 10 kHz . Razlika u predznaku upućuje na razliku u fazi od 180° . Ako primenimo inverziju faza za 180° na strani A, poređenjem frekvencija sa strane A i B, dobija se fazna razlika φ , koja je nastala zbog dužeg vremena potrebnog da signal poslat sa strane B dospe na stranu A, nego sa strane A u B, čemu pridonosi deo komponente protoka krvi u smeru prostiranja ultrazvuka. Na istom principu zasniva se i metoda koja razliku faza ispituje uz impulsni rad osilatora.

3.2. Impulsna metoda



Slika 3.3. Šema uređaja po čijem principu radi impulsna metoda

Na početku S_1 je zatvorena. Ultrazvučni talas putuje od TX_1 do RX_1 . Kada se nakon vremena t_1 pojavi anvelopa signala na izlazu demodulatora D_1 , S_1 se zatvori i ostaje otvorena tako dugo dok anvelopa ne padne na nulu, kada se ponovo zatvara, a isto važi i za S_2 .

$$t_1 = \frac{D}{c + v \cos \alpha}, \quad t_2 = \frac{D}{c - v \cos \alpha} \quad (27)$$

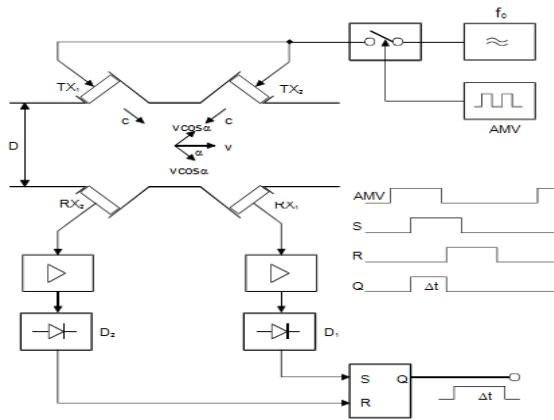
$$f_1 = \frac{1}{2t_1} = \frac{c + v \cos \alpha}{2D}, \quad f_2 = \frac{1}{2t_2} = \frac{c - v \cos \alpha}{2D} \quad (28)$$

$$\Delta f = f_1 - f_2 = \frac{v \cos \alpha}{D} \Rightarrow v = \frac{D}{v \cos \alpha} \Delta f = K_1 \Delta f \quad (29)$$

$$Q = v \cdot S = K \cdot \Delta f \quad (30)$$

3.3. Unakrsna metoda

Istovremeno se šalju dva ultrazvučna talasa: jedan u smeru, a drugi suprotno od smera strujanja. Ta dva signala dovode se na bistabil. Prvi signal postavlja bistabil u stanje „I”, a drugi ga vraća u stanje „O” (resetuje ga). Na izlazu iz bistabila dobija se pravougaoni impuls čije je trajanje proporcionalno brzini proticanja krvi (fluida).



Slika 3.4. Blok šema uređaja koji koristi unakrsnu metodu

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{D}{c - v \cos \alpha} - \frac{D}{c + v \cos \alpha} = \frac{2Dv \cos \alpha}{c^2}, \text{ za } v \ll c \quad (31)$$

$$v = \frac{c^2}{2D \cos \alpha} \Delta t = K \Delta t \quad (32)$$

3.4. Merenje brzine toka krvi temeljeno na Doplerovom efektu

Ultrazvučna dopplerska sonografija je grupa ultrazvučnih tehnika koje koriste Doplerov efekat u cilju merenja ili oslikavanja brzine toka krvi.

Osnovne tehnike su:

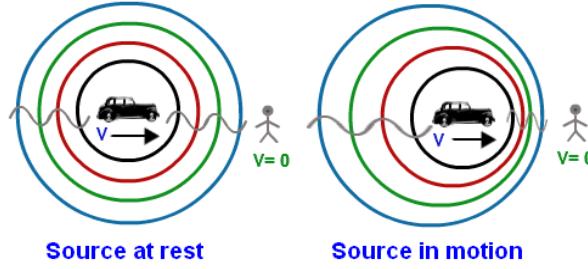
- kontinuirana ultrazvučna (*CW*) dopplerska ultrasonografija (*Continuous Wave Doppler – CW Doppler*)
- pulsna ultrazvučna (*PW*) dopplerska ultrasonografija (*Pulsed Wave Doppler – PW Doppler*)
- kolor dopplerska ultrasonografija (*Color Doppler*)
- pauer dopplerska (*PD*) ultrasonografija (*Power Doppler*).

3.4.1. Doplerova jednačina

Doplerov efekat je promena frekvencije zvuka, svetlosti ili drugih talasa, prouzrokovana relativnim kretanjem izvora talasa - emitera i prijemnika talasa.

Ako se izvor i prijemnik talasa kreću jedan prema drugome, frekvencija koju prima prijemnik pomera se ka višim (raste u odnosu na frekvenciju koju odašilje izvor talasa), a ako se izvor i prijemnik talasa kreću jedan od drugog, frekvencija se pomera ka nižim vrednostima (opada). Promena frekvencije talasa naziva se Doplerov šift, ili Doplerov pomak. Doplerov efekt je našao primenu u astronomiji, astrofizici, medicini i konstrukciji Doppler radara.

Ako se tačkasti izvor signala S zvučne frekvencije f_s kreće stalnom brzinom v_s duž prave ka posmatraču L (slika) (brzina tačkastog izvora je pozitivna kada ide prema posmatraču, a negativna kada se udaljava od njega).



Slika 3.5. Prikaz Doplerovog efekta kada je izvor u miru i kada je izvor u pokretu

Zvučni talas ima frekvenciju f_s i za neko vreme t emitovaće f_{st} oscilacija. U toku tog vremena talas prelazi rastojanje vt (v je brzina talasa u dатој средини), a izvor se za isto vreme pomeri za v_{st} . Može se zaključiti da će talasni poremećaj ispuniti prostornu oblast dužine i sa tačke gledišta posmatrača L , njegova talasna dužina predstavlja odnos rastojanja i broja oscilacija i data je izrazom:

$$\lambda = \frac{ct - v_s t}{f_s t} = \frac{c - v_s}{f_s} \quad (33)$$

a odgovarajuća frekvencija:

$$f_L = \frac{c}{\lambda_L} = c \frac{f_s}{c - v_s} = f_s \frac{1}{1 - \frac{v_s}{c}} \quad (34)$$

Frekvencija zvuka je veća kada se izvor kreće ka posmatraču nego kada miruje u odnosu na posmatrača. Ako se izvor udaljava od posmatrača, znak brzine se menja, tako da je frekvencija koju prima prijemnik data izrazom:

$$f_L = f_s \frac{1}{1 + \frac{v_s}{c}} \quad (35)$$

Frekvencija talasa koji stižu do posmatrača se smanjuje.

Ako je izvor zvuka nepokretan u odnosu na sredinu, a posmatrač se kreće brzinom v_L (kada se kreće ka izvoru brzina je pozitivna, kada se kreće od izvora brzina je negativna). Kada se posmatrač kreće ka izvoru brzina zvuka u odnosu na referentni sistem vezan za prijemnik je $v' = v + v_L$. Frekvencija zvuka koju registruje prijemnik je:

$$f_L = f_s \frac{c + v_L}{c} = f_s \left(1 + \frac{v_L}{c}\right) \quad (36)$$

Kada se posmatrač udaljava od izvora biće:

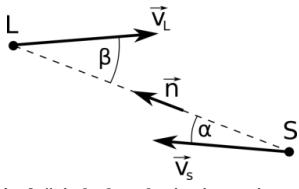
$$f_L = f_s \left(1 - \frac{v_L}{c}\right) \quad (37)$$

Kombinacijom jednačina 29 i 31 dobija se:

$$f_L = f_s \left(\frac{c \pm v_L}{c \mp v_s}\right) \quad (38)$$

gde je u brojiocu $+$, a u imeniocu $-$ kada se izvor i prijemnik približavaju, a minus u brojiocu i plus u imeniocu kada se izvor i prijemnik udaljavaju jedan od drugog.

Ako se pravci brzina izvora i posmatrača ne poklapaju tj. nisu upravljeni duž linije koja spaja posmatrača i izvor (tu pravu određuje jedinični vektor \vec{n}) treba uzeti u obzir njihove komponente u pravcu vektora \vec{n} .



Slika 3.6. Razmatranje slučaja kada se brzine izvora i posmatrača ne poklapaju

Tada će frekvencija f_L koju prijemnik registruje biti:

$$f_L = f_s \frac{c}{1 - \frac{v_s \cos \alpha}{c}} \quad (39)$$

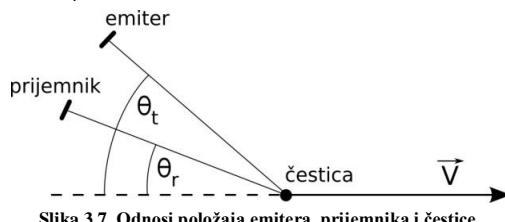
Ako je $v_s \ll c$ tada promena frekvencije zavisi uglavnom od relativne brzine izvora u odnosu na prijemnik, pa transformacijom prethodnog izraza dobijamo:

$$f_D = f_L - f_s = -f_s \frac{\vec{n} \cdot \Delta \vec{v}}{c} \quad (40)$$

gde je $\Delta \vec{v} = \vec{v}_L - \vec{v}_s$.

Prethodna formula važi samo kada možemo da ispoštujemo gore datu aproksimaciju $v_s \ll c$. Kada govorimo o medicinskoj dijagnostici brzina ultrazvuka (c) u tkivima je 1500 m/s, a brzina krvi \vec{v}_s u krvnim sudivima je do nekoliko metara u sekundi, tako da je ta aproksimacija zadovoljena.

Transdžuseri koji emituju i primaju signal ne moraju biti kolienarni (iako u današnjoj tehnici isti transdžuser koristimo i za emitovanje i za primanje ultrazvučnog signala) slika 3.7. Neka je tada θ_t ugao između pravca odaslatih talasa i pravca brzine čestice, a θ_r ugao između pravca koji povezuje prijemnik reflektovanih talasa i česticu i pravca brzine čestice. Tada je projekcija brzine čestice na pravac emiter – čestica $v \cos \theta_t$, a projekcija brzina čestice na pravac prijemnik – čestica $v \cos \theta_r$.



Slika 3.7. Odnosi položaja emitera, prijemnika i čestice

Doplerov šift koji nastaje usled pomeranja čestica (sada reflektora) može se izračunati pretpostavljajući da se:

reflektor – čestica udaljava od izvora (S) brzinom $v \cos \theta_t$,

reflektor – čestica udaljava od prijemnika (L) brzinom $v \cos \theta_r$.

Ovo je ekvivalentno sistemu u kom se prijemnik talasa udaljava od izvora talasa brzinom $v \cos \theta_t + v \cos \theta_r$ (iako su prijemnik i izvor u ovom slučaju nepokretni), pa je Doplerov šift:

$$f_D = -\frac{f_s v}{c} (\cos \theta_t + \cos \theta_r) = -\frac{f_s v}{c} \cdot 2 \cos \frac{\theta_t + \theta_r}{2} \cdot \cos \frac{\theta_t - \theta_r}{2} \quad (41)$$

Kada je $\theta_t \approx \theta_r$, možemo pisati:

$$f_D = -2 f_s \frac{v \cdot \cos \theta}{c} \quad (42)$$

gde je $v \cdot \cos \theta$ brzina čestice u odnosu na pravac odašlatih talasa. Iz prethodne jednačine vidimo:

$f_D \propto f_s$ - Doplerov pomak je srazmeran frekvenciji koju šalje izvor talasa;

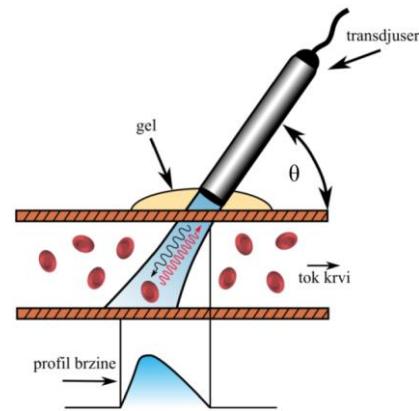
$f_D \propto v$ - Doplerov pomak je srazmeran brzini čestice;

$f_D \propto \frac{1}{c}$ - Doplerov pomak je obrnuto srazmeran brzini ultrazvučnih talasa u sredini (tkivu) u kojoj posmatramo događaj;

f_D - zavisi od Doplerovog ugla θ , koji zaklapa pravac talasa koji odašilje izvor i pravac vektora brzine čestice. Kada je taj ugao prav tada je $f_D = 0$.

3.4.2. Primena Doplerove jednačine u medicinskoj dijagnostici

Primena Doplerovog efekta u medicinskoj dijagnostici bazira se na promeni frekvencije između odašlatog ultrazvučnog signala i ultrazvučnog signala koji se dobija kao rezultat susreta ultrazvuka sa krvnom ćelijom u pokretu. Te krvne ćelije su po pravilu eritrociti, jer su najbrojniji od svih ćelija u krvi. Oni sada postaju izvori novog ultrazvučnog talasa promenjene frekvencije. To je šematski prikazano na *slici 3.8*:



Slika 3.8. Proces dobijanja reflektovanog ultrazvučnog snopa

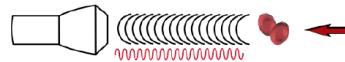
Iz jednačine za F_l za Doplerov šift može se izračunati brzina eritrocita a samim tim i brzina krvi.

$$v = c \cdot \frac{f_D}{2f_s \cos \theta} \quad (43)$$

Brzina c je opšte poznata, a f_D je Doplerov šift (promena frekvencije nastala zbog odbijanja ultrazvučnog talasa od pokretnih krvnih zrnaca). Promena učestanosti se meri i obično se nalazi u opsegu od 20 Hz do 20 kHz . Frekvencija transdžusera obično leži u opsegu od $2,5$ do 10 MHz , zavisno od namene. Jedini nepoznati parameter je Doplerov ugao θ između pravca ultrazvučnog snopa i pravca kretanja krvnih zrnaca i on zavisi od načina na koji držimo sondu. Kako brzina eritrocita zavisi od ugla θ (prethodna jednačina) taj ugao biramo tako da bude 0° ili 180° , pa je $\cos \theta = \pm 1$ i tada možemo pisati

$$v = \pm c \cdot \frac{f_D}{2 \cdot f_s} \quad (44)$$

Ovaj slučaj je prikazan na *slici 3.9*:



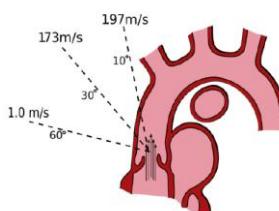
Slika 3.9. Prikaz Doplerovog efekta kada je ugao 0° ili 180°

Umesto geometrije gde se mora određivati ugao θ , ultrazvučna sonda odašilje ultrazvučni talas određene frekvencije prema eritrocitima koji mu idu u susret i od kojih se odbija. Eritroci sada postaju novi izvori ultrazvuka, ali sa frekvencijom većom od one koja je odaslata, produktujući tako pozitivan Doplerov šift (*slika 3.9 gore*). Suprotan efekat se dešava kada odaslati ultrazvučni signal nailazi na eritrocite koji se udaljavaju od njega. Rezultat je smanjena povratna frekvencija i negativan Doplerov šift (*slika 3.9 dole*). Doplerov šift (pomak) f_D koji se ovako dešava i brzina kretanja eritrocita može se dobiti iz sledećih jednačina:

$$f_D = 2 \cdot f_s \cdot \frac{v}{c} \quad v = \pm f_D \cdot \frac{c}{2 \cdot f_s} \quad (45)$$

Doplerova jednačina $v = c \cdot \frac{f_D}{2f_s \cos \theta}$ nam govori da je ugao koji zaklapaju pravac krvnog

toka i pravac ultrazvučnog snopa veoma važan za izračunavanje brzine toka krvnih ćelija. Brzina krvnog toka koju dobijamo na jednom istom mestu veoma će se razlikovati ako menjamo pravac ultrazvučnog snopa u odnosu na pravac kretanja krvnih ćelija.



Slika 3.10. Rezultati merenja brzine krvnog toka zavise od toga pod kojim se ugлом u odnosu na pravac krvnog toka postavlja ultrazvučna sonda.

Kada je ultrazvučni snop paralelan pravcu krvnog toka onda je $\theta=0^{\circ}$ ($\cos \theta=1$) i izmerena brzina će biti jednaka stvarnoj brzini. Ako je $\theta=90^{\circ}$ ($\cos \theta=0$) ne dobija se nikakav rezultat. Iz ovog sledi da što je ugao između pravca ultrazvučnog snopa i pravca krvnog toka manji, to je njegov kosinus bliži jedinici, pa je brzina određena Doplerovim uređajem bliža stvarnoj. Dakle, najbolje je da se ultrazvučna sonda drži pararelno protoku krvi. Međutim, to nije uvek moguće pa se u praksi za uglove u intervalu od 0° do 25° uzima da je njihov kosinus jednak jedinici, odnosno greška nastala zbog efekta ugla se toleriše. Doplerov uređaj može biti organizovan tako da automatski računa brzinu krvnog toka obično u slučaju kada je $\cos\theta=1$, odnosno $\theta=0^{\circ}$, što u mnogome olakšava skeniranje krvnih sudova i srca. Ovde je bitno prepoznati redosled dobijanja i određivanja podataka:

FREKVENTNI POMAK → DOPLEROVA JEDNAČINA → PODACI O BRZINI

3.5. Osobine krvnog toka

Arterije i vene služe za perfuziju tkiva sa minimalnim gubitkom energije. Svrha arterija je da dostavi krv bogatu kiseonikom organima da bi oni normalno funkcionali. Količina krvi koju primaju organi je različita i zavisi od metabolizma i funkcionalnih potreba organa. Mozgu, jetri i bubrežima potrebne su velike količine krvi i zato imaju nisku vaskularnu rezistivnost (otpor). Postoje i organski sistemi sa promenjivom arterijskom rezistencijom: tankom crevu je potrebno mnogo krvi u periodu posle uzimanja hrane, dok je u vreme gladovanja obrnuto, pa je vaskularni otpor visok. Isto važi i za mišiće u mirovanju i pri aktivnosti. Zavisno od ovih fizioloških potreba menjaju se i dopplerski spektri.

Vene služe da odvedu krv ispunjenu ugljendioksidom i produktima metabolizma iz organa. Venski zalisci sprečavaju retrogradni tok krvi, a kardijalna kontraktilnost i promena abdominalnog pritiska pri respiracijama odražavaju se na hemodinamiku u venama. Na vensku hemodinamiku utiče i gravitacija.

Osnovni pojmovi koji opisuju strujanje krvi kroz krvne sudove su: protok, pritisak i otpor. Protok krvi, predstavlja zapreminu krvi proteklu u jedinici vremena i definisana je Poazejevim zakonom:

$$Q = \frac{V}{t} = S \cdot v = \frac{\pi R^4}{8\eta l} \cdot \Delta p = \frac{\Delta p}{R_H} \quad (46)$$

Prethodna jednačina pokazuje da je za proticanje krvi kroz krvne sudove potrebno obezbediti gradijent pritiska na krajevima krvnog suda da bi se savladao hidraulični otpor R_H koji zavisi od karakteristika krvnog suda (poluprečnika R i dužine l) i karakteristika krvi (η koeficijent viskoznosti). Poazejev zakon se može uporediti sa Omovim zakonom. Protok fluida Q odgovara jačini struje, razlika pritisaka na krajevima cevi odgovara razlici potencijala na krajevima uočenog dela provodnika, a hidraulični otpor odgovara električnom otporu. Pritisak predstavlja oblik potencijalne energije koja potiče od srčanih kontrakcija i koja omogućava potiskivanje krvi kroz krvne sudove. Sve što redukuje pritisak (npr suženje krvnog suda – stenoza) dovodi do smanjenja protoka u krvnim sudovima.

Vaskularna rezistencija (krvni otpor – hidraulički otpor) je otpor krvi prilikom kretanja kroz krvne sudove koji je obrnuto proporcionalan četvrtom stepenu krvnog suda (Poazeljev zakon).

Doplerskim aparatom se ne mogu direktno meriti protok, pritisak i vaskularna rezistivnost, već samo brzina protoka. Na osnovu vrednosti brzina strujanja krvi i morfologije doplerskih spektara postavljaju se sve dijagnoze i procene o poremećajima u protoku.

Za razumevanje protoka krvi kroz srce i krvne sudove treba razlikovati laminarni od turbulentnog protoka. Kod laminarnog protoka krv se kreće slojevito u vidu koncentričnih cilindara, tako da se sva krvna zrnca kreću aproksimativno istom brzinom i u istom pravcu i smeru. Brzina slojeva raste od periferije ka centru krvnog suda. U čitavom kardiovaskularnom sistemu protok je obično laminaran i brzina pulsnog talasa krvi retko prelazi vrednost od $1,5 \text{ m/s}$.

Suprotno normalnom protoku, turbulentni protok se javlja kada postoji neka opstrukcija u kretanju krvi. Tada dolazi do dezorganizovanog kretanja eritrocita i pojave vrtloga, različitih brzina i smerova kretanja. Ako je opstrukcija značajna, neka crvena krvna

zrnaca mogu se kretati brzinom većom od normalne pa čak dostići brzinu od 7 m/s . Vrtložni protok obično predstavlja patološki nalaz.

3.6. Prikaz rezultata dobijenih Dopler ultrasonografijom

Za prikaz rezultata dobijenih Dopler ultrasonografijom koristi se audio prikaz i spektralna analiza brzina krvnog toka.

3.6.1. Audio prikaz

Svi uređaju koji koriste dopplersku tehniku imaju tzv. audio output, odnosno, tokom pregleda čuje se zvučni signal čije slušanje može biti veoma korisno za dobijanje boljeg prikaza protoka krvi. Promena frekvencije ultrazvučnog signala je u opsegu od $20 - 20000 \text{ Hz}$, pa je moguće dobiti zvučni signal i nakon obrade, emitovati ga preko zvučnika.

Zvuci visokih tonova potiču od velikog doplerskog pomaka i ukazuju na postojanje velikih brzina, dok zvuci niskih tonova ukazuju na malu promenu frekvencije i prisustvo manjih brzina protoka.

Zvučni signal takođe pomaže u razlikovanju laminarnog od turbulentnog toka. Laminarni tok proizvodi čist ton zbog uniformisanosti brzina, za razliku od turbulentnog toka gde postoje različite brzine, što rezultuje produkcijom hrapavog i bučnog zvučnog signala. Zvučni signal koji čujemo tokom doplerskog pregleda skoro je nepogrešivi vodič za korektnu orientaciju ultrazvučnog snopa (*sonde*). Uho lako i brzo može da registruje minimalne promene pravca ultrazvučnog snopa. Kada se dobiju najjasniji tonovi znači da je sonda postavljena paralelno krvnom toku. Kao što je već ranije napomenuto, tada je merenje brzine najtačnije. Osnovni nedostatak audio output sistema kod doplerske tehnike je subjektivna interpretacija i nepostojanje permanentnog objektivnog zapisa.

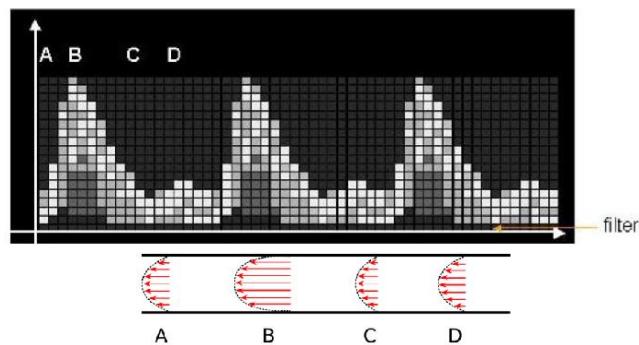
3.6.2. Spektralna analiza brzina krvnog toka

Noviji doplerski uređaji poseduju i sofisticirane spektralne analizatore brzina krvnog toka. Moguće je i zapisati ovakve analize, pa se na monitoru dobija spektralna analiza brzine krvnog toka.

U slučaju turbulencije, ali i kod laminarnog toka, krvna zrna se kreću različitim brzinama, pa zato postoje i različiti frekventni pomaci. Svi oni formiraju složen frekventni talas koji se vraća u transdżuser. Da bi se odredile pojedine brzine krvnih zrnaca, neophodno je razložiti taj talas na pojedinačne frekventne pomake. Matematička analiza kojom se to izvodi zove se brza Furijeova transformacija (*Fast Fourier Transform - FFT*), složena je i zahteva kvalitetan računar u okviru ultrazvučnog aparata i to utiče na cenu aparata. Kao rezultat *FFT* dobijamo spektralnu analizu.

Nakon što se vraćeni ultrazvučni signal razloži na pojedinačne frekventne pomake (obično u 128 frekvenčijskih komponenti 160 puta u sekundi), svaka od njih se preko Doplove jednačine transformiše u brzinu krvne ćelije. Brzine se predstavljaju u vidu "malih kvadrata" koji se prikazuju u toku vremena (*slika 3.11*).

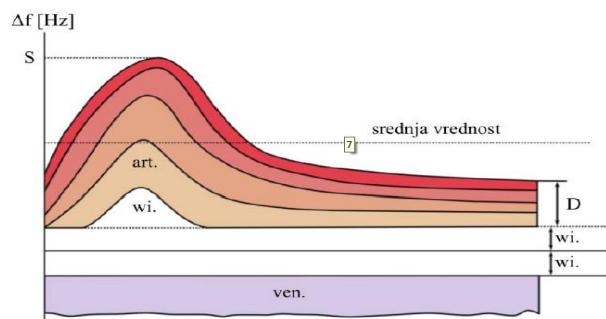
Protok krvi kroz srce i krvne sudove koji je usmeren prema sondi prikazuje se kao pozitivan otklon od nulte, horizontalne linije, dok se protok koji je usmeren od sonde prikazuje kao negativan otklon. Na horizontalnoj liniji prikazano je vreme, a na vertikalnoj dopplerski šift ili, kako je to kod savremenijih aparata, normirane vrednosti brzine krvnog toka.



Slika 3.11. Spektralna analiza brzina krvnog toka.
Ilustruje promene krvnih brzina u toku jednog srčanog ciklusa

Kada je tok krvi laminaran tada se skoro sva crvena krvna zrnca ubrzavaju i usporavaju za približno iste vrednosti brzina u pojedinim slojevima i dobija se signal koji prikazuje pravilnu raspodelu brzina duž poprečnog preseka krvnog suda sa maksimalnom brzinom u centru krvnog suda. U slučaju turbulentnog toka detektuje se niz različitih brzina na svakom mestu poprečnog preseka, odnosno dobija se širok spektar brzina sa maksimalnim ali i minimalnim vrednostima u sredini krvnog suda. Broj eritrocita jednake brzine iskazuje se primenom sive skale na kvadratiće. Unutar spektralnog prikaza brzina, stepen sivila svakog kvadratića odgovara broju eritrocita koji imaju istu brzinu, koja seочitava na vertikalnoj osi (slika 3.11).

Oblik doplerskog spektra ili doplerske krive zavisi od kontraktilne snage srca, elastičnosti krvnog suda, viskoznosti krvi, poluprečnika krvnog suda i od rastojanja ispitivanog krvnog suda od srca. Međutim najvažniji faktor odgovoran za izgled doplerske krive je periferni vaskularni otpor. Jedan doplerski spektar šematski je prikazan na slici 3.12. Na slici 3.12 iznad bazalne linije prikazan je pulsatilni arterijski spektar sa velikom razlikom brzina u sistoli (S) i dijastoli (D). Na spektru je moguće meriti maksimalnu sistoličku i dijastoličku brzinu, srednju brzinu tokom ciklusa itd. Ispod bazalne linije na slici 3.12 prikazan je kontinuirani venski spektar. To je karakterističan nepulsatilni venski spektar u perifernoj veni. U venama koje su blizu srca na doplerskom spektru uočavaju se prenesene kardijalne pulsacije.



Slika 3.12. Zavisnost frekventnog pomjeraja od vremena: na gornjem delu je arterijski spektar (crvene nijanse), a na donjem venski spektar (plavo); S – frekventni pomak pri sistoli, D – frekventni pomak pri dijastoli, wf – wall filter, wi – sistolički prozor

Kako krv u različitim delovima poprečnog preseka krvnog suda teče različitom brzinom, brzine u spektru na *slici 3.12* nisu prikazane jednom linijom u vremenu nego pojasom doplerskih pomaka odnosno brzina, tako da je spektar gotovo u celini ispunjen. U slučaju da imamo laminaran tok krvi, odnosno krv duž jedne lamine teče jednakom brzinom, tada nema značajnog spektralnog širenja i ispod doplerske krive ostaje sistolički prozor (na *slici 3.12* označen *wi*), koji je prazan. U slučaju da posmatramo turbulentni tok krvi, doplerska kriva bi se pojavila bez sistoličkog prozora, odnosno bile bi prisutne sve brzine od nulte pa do maksimalne.

Savremeni doplerski ultrazvučni aparati imaju mogućnost uklanjanja niskih frekvencija iz spektra. Naime, tokom srčanog ciklusa, pod uticajem pulsног krvnog talasa, dolazi i do pomeranja samih krvnih sudova koji se zato što su elastični šire i skupljaju. Ovo pomeranje, kao i pomeranje eritrocita, proizvodi doplerske pomake niskih frekvencija koji mogu interferirati sa doplerskim pomacima koji potiču od kretanja krvi. Ovi se šumovi zovu *clutter* i savremeni ultrazvučni aparati ih mogu ukloniti, tako da se ne prikažu na spektru. Najniže frekvencije se iz spektra uklanjuju posebnim frekvencijskim filterom koji se zove *wall filter* (*wf* na *slici 3.12*). Moderni aparati imaju vrlo sofisticirane filtere od 50 Hz, pa i niže. Važno je da se o ovim filterima vodi računa, jer pri kvantifikaciji krvnih protoka u malim krvnim sudovima sa sporim protocima treba koristiti što niže filtere kako se zbog visoko postavljenog filtera ne bi izbrisao spori protok u dijastoli.

Osim merenja brzine krvnog toka pomoću doplerskog spektra, moguće je, ako je poznat dijametar posmatranog krvnog suda, izračunati i protok Q , na osnovu sledeće relacije:

$$Q = \nu \frac{\pi d^2}{4} \quad (47)$$

Protok se može korigovati imajući u vidu telesnu masu i tako dobiti podatak o zapremini krvi koja protiče u jedinici vremena (najčešće 1 minut) kroz insonirani krvni sud, po jedinici telesne mase.

U ovakvim proračunima, veliki praktični problem je što male greške u merenju brzine toka krvi (koje se javljaju zbog netačno određenog ugla između pravca toka krvi i pravaca ultrazvučnog snopa) kao i male greške prilikom merenja dijametra krvnog suda, uzrokuju velike greške u izračunatim vrednostima protoka.

3.7. Doplerski indeksi

Osim merenja apsolutnih brzina i izračunavanja protoka, mogu se definisati i relativni doplerski indeksi koji ne zavise od ugla između pravca toka krvi i pravca ultrazvučnog snopa, što je njihova velika prednost. Odnosno, kada se u analizi doplerskog spektra koriste indeksi, oni se računaju tako što se u odnos stavljuju dve vrste promenljivih koje su zavisne od ugla θ , merne jedinice promenljivih se skrate i dobijaju se apsolutni brojevi nezavisni od ugla θ .

Najčešće se definišu i upotrebljavaju tri doplerska indeksa:

- sistolno/dijastolni odnos (*S/D*);
- index otpora *RI - resistance index*;
- indeks pulsatilnosti *PI - pulsatility index*.

Sistolno/dijastolni odnos predstavlja odnos najvećeg frekvencijskog pomaka (ili brzine krvi) u sistoli i najmanjeg frekvencijskog pomaka u dijastoli. Kada su dijastolne brzine veoma male zbog velike vaskularne rezistencije, ovaj odnos teži beskonačnosti.

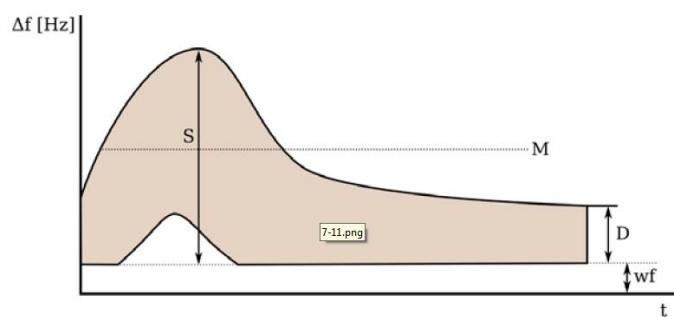
Indeks otpora se izračunava kao:

$$RI = \frac{S - D}{S} \quad (48)$$

Indeks pulsatilnosti se izračunava na sledeći način:

$$PI = \frac{S - D}{M} \quad (49)$$

gde je S maksimalni sistolni frekvencijski pomak (maksimalna sistolna brzina krvi), a D – minimalan dijastolni frekvencijski pomak (minimalna dijastolna brzina krvi), a M srednji frekvencijski pomak (ili srednja brzina krvi) tokom srčanog ciklusa.

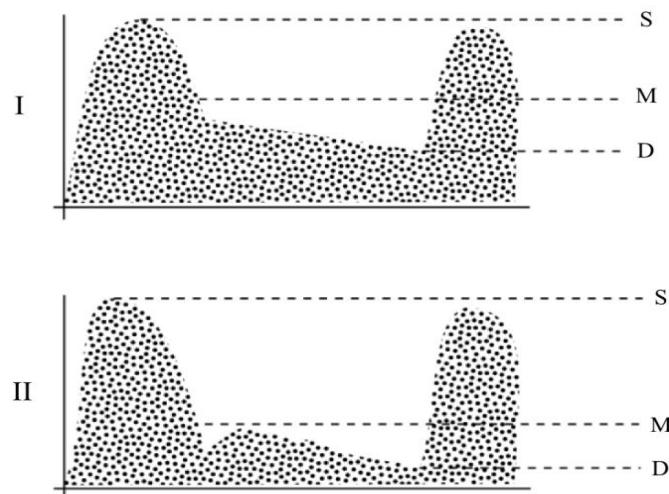


Slika 3.13. Pojednostavljen grafički prikaz dopplerskog spektra

Porast vrednosti datih indeksa posledica je povećanja perifernog otpora distalno od mesta postavljanja dopplerskog uzorka (*sample volume*). Indeksi RI i PI su dobri pokazatelji periferne vaskularne rezistencije i u praksi su potisnuli upotrebu komplikovaniјih indeksa za koje je bilo potrebno duže vreme pretrage. Moderni aparati imaju ugradene programe za merenje tih indeksa iz spektralnih zapisa.

Iako PI i RI ne zavise od ugla merenja, treba imati na umu da se kod uglova koji se približavaju uglu od 90° naglo povećava merna greška.

Na slici 3.14. data je šematska ilustracija dva doplerska spektra koja se razlikuju po toku krvi koji oslikavaju.



Slika 3.14. Grafički prikaz dopplerskog spektra za niskorezistivni i visokorezistivni tok

Doplerski spektar *I* oslikava niskorezistivni tok, odnosno tok sa malom vaskularnom rezistencijom dok doplerski spektar *II* oslikava tok sa visokom vaskularnom rezistencijom. Shodno tome i vrednosti doplerskih indeksa su različite, što se vidi u tabeli ispod slike. Treba primetiti da kada su dijastolne brzine abnormalno niske, odnosno periferni otpor visok, *RI* se približava vrednosti 1,0.

3.8. Kontinuirana i pulsna dopplerska tehnika

Kontinuirana dopplerska tehnika (*Continuous Wave Doppler - CW Doppler*) je starija i sa elektronskog aspekta jednostavnija metoda od pulsne dopplerske metode. Kao što ime kaže, kod kontinuirane dopplerske tehnike ultrazvučni talas se iz sonde emituje stalno (kontinuirano) i zato moraju da postoje dva posebna ultrazvučna elementa (ili sistema elemenata) u transdžuseru: jedan koji stalno emituje i drugi koji stalno prima ultrazvučne talase.

Osnovna prednost kontinuirane dopplerske tehnike jeste njena mogućnost da meri visoke vrednosti brzina krvnog toka (znatno iznad normalnih vrednosti), koje se često pojavljuju u slučaju valvularnih i kongenitalnih srčanih bolesti. Takođe se koristi za procenu regurgitacije i izračunavanje pritiska u pojedinim srčanim šupljinama.

Osnovna mana kontinuirane dopplerske tehnike je nemogućnost da se selektuje dubina na kojoj će se meriti brzina toka. Kako kod kontinuirane Doppler metode imamo konstantnu emisiju ultrazvučnih talasa, kao rezultat takvog skeniranja dobijaju se frekventna pomeranja sa svih crvenih krvnih ćelija koje su se našle na putu ultrazvučnog snopa. Zbog toga kod *CW* tehnike nije moguće odrediti dubinu, već se određuju samo brzine duž celokupnog pravca emitovanja. Ovo znači da nemamo informaciju o mestu na kome merimo brzine i zato se transdžuseri za kontinuirani Doppler, koji su obično u obliku olovke, zovu i slepe sonde.

3.8.1. Pulsna dopplerska tehnika (PW)

Pulsna dopplerska tehnika (*Pulsed Wave Doppler - PW Doppler*) karakteriše se emitovanjem ultrazvučnih talasa u određenim intervalima, a u pauzama se reflektovani talasi vraćaju u istu ultrazvučnu sondu. Ta sonda je i odašiljač i prijemnik ultrazvučnih talasa. Između dva pulsa, ehoi se kontinuirano vraćaju u transdžuser, ali većina njih se ne analizira. "Kapija" prijemnika otvara se jednom između dva pulsa i to samo za ehoe sa unapred određenog dela duž ultrazvučnog snopa, koji se zove zapreminski uzorak. Zapremina uzorka se menja u zavisnosti od vrste sonde, odnosno osobina ultrazvučnog snopa.

U zavisnosti od udaljenosti zapreminskega uzorka od sonde, od njegove dubine u odnosu na površinu kože, zavisiće i učestalost sa kojom šaljemo ultrazvučne pulseve tj. repetitivna frekvencija pulsa (*Pulse Repetition Frequency - PRF*). Ako je dubina veća, potrebno je da *PRF* bude manja, jer je potrebno više vremena da ultrazvučni talas stigne do ispitivanog mesta, odbije se i vrati nazad u transdžuser.

Iako pulsna dopplerska tehnika ima značajnu prednost nad kontinuiranom zbog mogućnosti određivanja dubine uzorka krvi, postoji i određeno ograničenje. Pulsnom

doplerskom tehnikom ne mogu da se mere jako brzi protoci, baš zbog postojanja repetitivne frekvencije pulsa. Ovo ograničenje se naziva *Nyquistov limit*.

Nyquistov limit predstavlja maksimalni Doplerov šift koji može da se meri (zato postoji i maksimalna brzina koja može da se meri) i jednak je polovini repetitivne frekvencije pulsa. To znači, što je uzorak krv na većoj dubini potrebno je duže vreme da se ehoi vrate u transdijuser, manja je *PRF* pa je manja i maksimalna brzina koja može da se meri. Nyquistov limit:

$$f_{0_{\max}} = \frac{\text{broj pulseva}}{s} \quad (50)$$

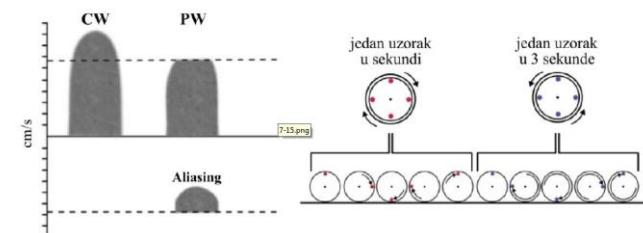
Što je veća frekvencija ultrazvuka f_s transdijusera sa kojim radimo, to je takođe manja maksimalna brzina koja može da se meri.

$$v = c \cdot \frac{f_D}{2f_s \cos \theta} \quad (51)$$

Zbog tog ograničenja postoje dva oprečna zahteva prilikom izbora transdijusera. Za kvalitetnu echo sliku potreban je transdijuser sa višom frekvencijom ultrazvuka (2,5 MHz i više), a da bi smo sa istim transdijuserom dobili kvalitetnu dopplersku sliku potrebna je niža frekvencija (1,9 MHz). Kod savremenih aparata taj problem se rešava ugradnjom više piezoelektričnih elemenata sa različitim frekvencijama u isti transdijuser.

Aliasing efekt. Ukoliko ne obratimo pažnju na ograničenje za merenje maksimalne brzine kod pulsne dopplerske tehnike, dolazi do takozvanog aliasing efekta (frekventno prebacivanje), odnosno do preloma ili uvrtanja slike. Maksimumi brzina su odsečeni i prikazuju se ispod bazne linije. Slika 3.15 daje potpun prikaz brzina velike vrednosti dobijenih CW doplerskom tehnikom i fenomen frekventnog prebacivanja na Nyquistovom ograničenju ukoliko je upotrebljena PW dopplerska tehnika.

Fenomen aliasing efekta najbolje se može objasniti na prostom primeru obrtanja točka.



Slika 3.15. Prikaz aliasing efekta kod brzina krvnog toka merenih PW doplerskom tehnikom.

Kod merenja CW doplerskom tehnikom za iste brzine neće doći do pojava aliasing efekta.

Aliasing efekat kod primera obrtanja točka slika desno

Točak sa oznakom na svom obodu okreće se u pravcu kazaljke na satu brzinom od jednog obrtaja u četiri sekunde. Ako točak posmatramo posle svake sekunde (repetitivna frekvencija pulsa), primetićemo oznaku na njemu u pozicijama od 90° , 180° , 270° i 360° u smeru kazaljke na satu. U slučaju da usporimo učestalost posmatranja na svake tri sekunde (smanjivanje repetitivne frekvencije pulsa), pojavljuje se zanimljiv fenomen. Iako se kazaljka na točku pomera u smeru kazaljke na satu (za 135° između trenutka posmatranja), mi imamo utisak da se točak okreće u suprotnom smeru zato što oznaku na njemu registrujemo u poziciji od -90° .

Ovaj nedostatak PW dopplerske tehnike može se prevazići na sledeće načine:

- pomeranjem nulte linije;
- izborom transdjsusera manje frekvencije;
- promenom veličine zapreminskog uzorka.

3.8.2. Upoređivanje CW i PW doplerskih metoda

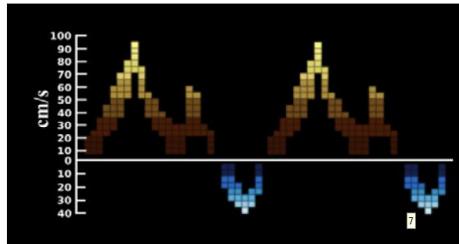
Spektralne analize brzina koje se dobijaju *CW* i *PW* doplerskim tehnikama se razlikuju. Metoda pulsnog Doplera (*PW*) prikazuje laminaran tok, dok *CW* metoda obično ne prikazuje izrazito laminaran tok s obzirom na to da prima eho od svih delova ultrazvučnog snopa.

Obično se kaže da, kada želimo da dobijemo lokaciju na kojoj se nalazi abnormalni tok, upotrebljava se *PW* doplerska metoda, a ako želimo precizno da odredimo brzinu pojačanog toka upotrebljavamo *CW* tehniku.

Kod *PW* doplerske tehnike možemo istovremeno da pratimo i ultrazvučnu sliku krvnog suda i brzinu protoka krvi, tj. spektralnu analizu brzina, jer isti transdjsuser učestvuje u stvaranju obeju informacija, što doskora sa *CW* doplerskom tehnikom nije bilo moguće. Sa napretkom tehnike, sada se kod najnovijih modela ultrazvučnih aparata koriste transdjsuseri, koji mogu istovremeno da daju informacije i o slici (tj. slikoviti protok krvi kroz krvni sud) i da daju spektralnu analizu brzina krvnog toka koristeći *CW* doplersku tehniku.

3.9. Kolor dopler

Standardni kolor dopplerski sistem zasniva se na kolornom prikazu smera i brzine krvnog toka. Opšte je prihvaćeno da se protok prema sondi prikazuje crvenom, a protok od sonde plavom bojom. Što je brzina veća, to je boja svetlijia. U slučaju laminarnih protoka, brzine su predstavljene nijansama crvene ili plave boje, zavisno od smera kretanja krvnih zrnaca (*slika 3.16*).



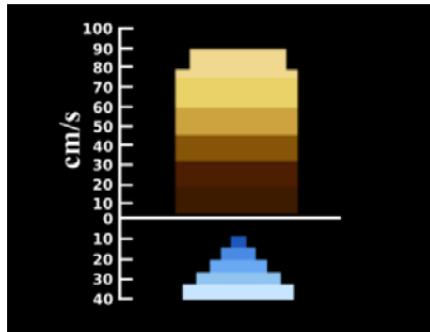
Slika 3.16. Spektralna analiza brzina krvnog toka u kolor doplerskoj tehnici;
Crvene nijanse predstavljaju krvni tok čiji je smer ka ultrazvučnoj sondi, a plave nijanse tok krvi u smjeru od sonde

Kod turbulentnih protoka, imamo haotično kretanje krvnih zrnaca, pa su i boje koje ta kretanja predstavljaju mešavina nijansi plave i crvene boje.

Uloga doplerske tehnike u boji naročito je važna kad ispitivanja "džetova" odnosno raznih suženja krvnih sudova, stenoza, regurgitacija, itd. Skoro uvek se kolor slika prikazuje zajedno sa dvodimenzionom ultrazvučnom slikom, tako da pažljivim posmatranjem slike u boji možemo lako da odredimo postojanje suženja i abnormalnosti protoka krvi.

Kao i ostale doplerske tehnike i kolor Dopler ima brojna ograničenja. Kod njega se takođe javlja fenomen aliasing, zbog čega se ne mogu prikazati velike brzine (*slika 3.17*). S

obzirom na to da kod aliasing efekta dolazi takođe do pretvaranja crvene u plavu boju, treba biti veoma oprezan u zaključivanju da li se radi o regurgitaciji ili aliasing efektu.



Slika 3.17. Prikaz aliasing efekta u slučaju kolor dopplerske tehnike,
kada dolazi do pretvaranja crvenih u plave nijanse na mestima gde je krvni tok brži od Nyquist – ovog limita

Nedostatak kolor Doppler efekta jeste taj što nakon povećanja repetitivne frekvencije pulsa nestaje aliasing efekat. Drugi nedostatak kolor dopplerske tehnike je gubitak temporalne rezolucije. Međutim, velika prednost je u tome što skraćuje vreme pregleda, jer daje brz uvid u smer, brzinu i veličinu protoka krvi kroz srce i krvne sudove. Ovakvom predstavom protoka krvi u boji Doplerova metoda u mnogome dopunjuje i zamenjuje angiografiju i druge invazivne, neuporedivo riskantnije metode.

3.10. Pauer Doppler

Pauer dopplerska tehnika je poseban oblik dvodimenzionog prikaza protoka, odnosno predstavlja opciju kod kolor dopplerske tehnike. Čak je i do pet puta osjetljivija pri detekciji protoka od kolor dopplerske metode. Naziva se i *Colour Amplitude Imaging (CAI)*, *Energy Doppler*, *Ultrasound Angio*, *Colour Doppler Energy (CDE)*, *Amplirude Doppler Sonography*. Pauer dopplerska tehnika prikazuje u boji snagu doplerskog signala (dok kolor dopplerska tehnika prikazuje u boji brzinu i smer protoka u krvnom sudu). Koristi ukupnu integriranu snagu doplerskog spektra (kolor dopplerska tehnika se temelji na proceni srednjeg doplerskog pomaka frekvencije). Boja i svetlina pauer doplerskog signala srazmerna je broju eritrocita unutar doplerskog uzorka. Taj odnos je složen i zavisi od mnogih uslova (npr. hematorkrit i brzina strujanja krvi).

Prednosti pauer dopplerske u odnosu na kolor dopplersku tehniku su:

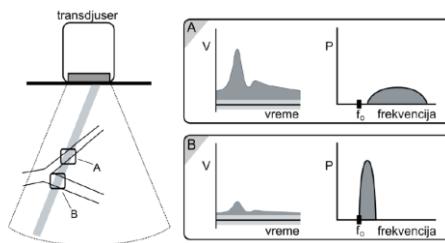
- širi dinamički raspon doplerskih signala u stvaranju slike protoka, što povećava osjetljivost za otkrivanje sporog protoka;
- znatno manja zavisnost od ugla između ultrazvučnog snopa i krvnog suda;
- nema frekventnog prebacivanja (aliasing).

Mana pauer dopplerske tehnike je u tome što ne može da raspozna smer protoka krvi u krvnom sudu, ali noviji aparati mogu razlikovati smer protoka krvi u odnosu na sondu. Pauer dopplerska tehnika je znatno osjetljivija u smislu otkrivanja sporog protoka od kolor tehnike i uvek bi je trebalo koristiti kada se traži spori protok u malim krvnim sudovima. Koristi se i za traženje doplerskog uzorka. Pauer tehnika se od kolor dopplerske tehnike razlikuje po načinu obrađivanja signala. Umesto procenjivanja srednje vrednosti frekvencije i promena pri autokorelaciji, računa se integral spektra snage i kodira pomoću

boja. Boje na slici pauer dopplerske tehnike pokazuju samo prisutnost protoka krvi, ali ne sadrže informacije o brzini i smeru protoka.

Razlike u principu rada kolor dopplerske i pauer dopplerske tehnike mogu se prikazati na sledećem primeru (*slika 3.18*).

Ispituju se dva krvna suda, *A* i *B*, pomoću ultrazvučnog snopa. Oba suda imaju približno iste brzine protoka, ali Doplerov ugao (θ) je mali kod suda *A*, a kod suda *B* je približno 90° . Ako sudove *A* i *B* snimimo pulsnom dopplerskom tehnikom, procena brzine u sudu *A* je bliska stvarnoj vrednosti i na kolor dopplerskoj slici ima svetle boje, dok je u sudu *B* brzina toka procenjena na vrednost blisko nuli zbog Doplerovog ugla i sud *B* bi bio veoma teško uočljiv na kolor dopplerskoj slici.



Slika 3.18. Šematski prikaz dva krvna suda (*A* i *B*) i njihov položaj u odnosu na sondu (levi deo slike).

Šematski prikaz spektra dobijenog kolor dopplerskom tehnikom (desni deo slike – levo).

Šematski prikaz spektra dobijenog pauer dopplerskom tehnikom (desni deo slike – desno)

Međutim, ako te krvne sudove snimimo pauer dopplerskom tehnikom, dobićemo drugačiju sliku - desni deo *slike 23* (grafik koji daje zavisnost snage *P* signala od frekvencije). Ukupna snaga predstavlja površinu ispod krive snage na grafiku koji prikazuje zavisnost snage od frekvencije. Snaga je proporcionalna broju krvnih zrnaca (reflektora) na tom mestu (samim tim i količini krvi na tom mestu), tako da će pauer dopplerske slike suda *A* i suda *B* biti približno jednake zbog približno istog broja krvnih zrnaca. U sudu *A* centralna frekvencija reflektovanog signala je relativno daleko od centralne emitovane frekvencije f_0 (*slika 3.18*) (zbog malog Doplerovog ugla frekventni pomak je veliki) i Doplerov signal ima širok spektar frekvencija. U sudu *B* centralna frekvencija reflektovanog signala je relativno bliska emitovanoj frekvenciji f_0 (zbog velikog Doplerovog ugla frekventni pomak je mali) i frekventni spektar je uzak. Kada se izračunaju površine oblasti ispod krive snage na grafiku za sudove *A* i *B* dobiju se iste vrednosti, pa se zato oni i podjednako dobro vide na pauer dopplerskoj slici. Ako su okolni organi nepokretni (što u realnosti nije slučaj), njihov echo ima istu frekvenciju kao i emitovana frekvencija f_0 , pa neće doprineti Doplerovom šiftu.

Veliki problem kod pauer dopplerske tehnike predstavlja kretanje organa, odnosno, echo signali koji dolaze sa tog područja mogu biti veoma velikih intenziteta i prouzrokovati artefakte. Kolor i pauer dopplerske slike bubrega prikazane su na *slikama 3.19* i *3.20*. Sve dopplerske tehnike su komplementarne, imaju i ograničenja i prednosti koje je potrebno znati kako bi se pravilno procenio protok krvi. Kolor dopplerska ultrasonografija, iako je novija metoda u odnosu na *PW* i *CW* dopplersku tehniku, s obzirom na to da daje brzu prostornu orijentaciju o protoku krvi, koristi se kao vodič za uobičajeni dopplerski ultrasonografski pregled.



Slika 3.19 Kolor Doppler bubrega (levo)

Slika 3.20 Pauer Doppler bubrega (desno)

Zbog jednostavnosti pri rukovanju, kvalitetnih rezultata, bezbolne primene i ekonomičnosti, Doplerova metoda je praktično postala nezamenljiva u neinvazivnoj kardiovaskularnoj dijagnostici.

Danas ultrazvučni aparati najnovije generacije imaju velike tehničke mogućnosti za kvalitetnu obradu i eho slike i doplerskog signala. Sada se uglavnom koriste transdžuseri koji istovremeno omogućavaju prikaz dvodimenzione ultrazvučne slike sa pulsnom, kontinuiranom ili kolor doplerskom tehnikom. Pored toga, vrši se matematička obrada signala (određivanje maksimalne ili srednje brzine i računaju doplerski indeksi), moguće je pomeranje bazne linije, moguće je korigovati grešku pri izračunavanju brzine koja nastaje kada sondu ne držimo paralelno protoku krvi, što je u praksi i najčešći slučaj. Može se, takođe, izračunati i gradijent pritiska i još dosta drugih parametara neophodnih za kvalitetnu dijagnostiku.

3.11. Merenje protoka temeljeno na Doplerovom efektu

Kao što smo već rekli u ranijem tekstu ultrazvučni snop odašilje se u smeru strujanja krvi pod određenim uglom. Ultrazvuk se reflektuje od čestice u krvi kao što su crvena i bela krvna zrnca. Frekvencija koju prima čvrsti prijemnik f_2 od izvora koji se odmiče menja se prema zakonu

$$f_2 = f_{pr} \frac{1}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \quad (52)$$

a frekvencije koju prima prijemnik koji se odmiče od čvrstog izvora frekvencije f_0

$$f_{pr} = f_0 \left(1 - \frac{v}{c} \cos \beta\right) \quad (53)$$

U ovom slučaju čestica krvi koja se udaljava od izvora frekvencije f_0 ujedno je i prijemnik koji se udaljava i prima frekvenciju f_{pr} što pokazuje prethodni izraz. U isto vreme nakon refleksije ovaj prijemnik postaje i odašiljač koji odašilje frekvenciju $f'_{pr} = f_{pr}$ i koju prima čvrsti prijemnik kao frekvenciju f_2 . Iz prethodne jednačine proizilazi da je

$$f_2 = f_0 \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \quad (54)$$

odnosno proizilazi da se odaslana frekvencija f_0 prima kao frekvencija f_2 , pa se kao razlika pojavljuje frekvencija:

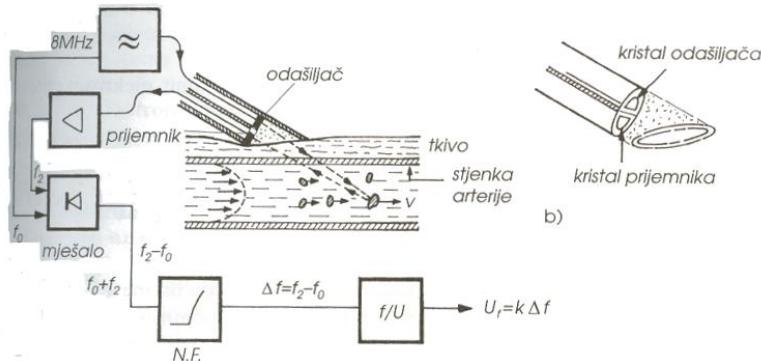
$$\Delta f = f_2 - f_0 = f \left[1 - \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \right] \quad (55)$$

Nakon sređivanja prethodnog izraza dobija se da je:

$$\Delta f = f_0 \frac{v}{c} (\cos \alpha + \cos \beta) \quad (56)$$

uz pretpostavku da je $v \ll c$, možemo zaključiti da je razlika frekvencija Δf najveća kada su uglovi α i β jednaki nuli, tj. kada se snop ultrazvuka poklapa sa smerom strujanja krvi u arteriji. Ovo se ne može postići, pa nagib sonde i krvne žile obično ne zaklapa manje uglove od 30° , što predstavlja smanjenje od maksimalnog iznosa razlike Δf od od 25%.

Uredaj koji služi za merenje brzine strujanja krvi, a uz poznavanje razmara arterije i protoka, sastoji se od sonde i električne šeme prema *slici 3.21 (a)*. Sonda se obično deli na dva dela. U jednoj polovini preseka sonde (kao *nalivpero*) nalazi se odašiljački piezoelektrični kristal u obliku polukruga, a u drugoj polovini piezoelektrični kristal prijemnika istog oblika kao što se vidi na *slici 3.21 (b)*.



Slika 3.21: Šematski prikaz (a) uređaja za merenje protoka krvi koji se temelji na Doplerovom efektu, (b) prikaz piezoelektričnog kristala izvora i prijemnika

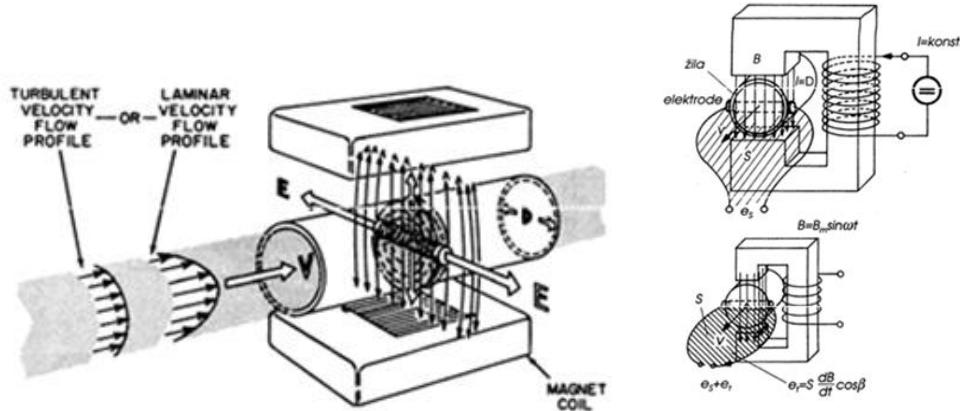
Odašiljački kristal sonde dobija signal iz oscilatora koji obično radi na frekvencijama od 5 do 8 MHz. Reflektovani signal koji prima prijemnik meša se sa frekvencijama oscilatora stvarajući na taj način zbir i razliku frekvencija, gde se razlika Δf koja predstavlja nisku frekvenciju (obično manju od 3 kHz) izdvaja niskim propustom. Da bi se razlika frekvencija mogla prikazati na papiru, koristi se još i naponsko – frekvencijska jednačina, pa je dobijeni napon u_f sada srazmeran razlici frekvencije Δf prema poslednjem izrazu, odnosno

$$u_f = k \cdot \Delta f \quad (57)$$

Na rad uređaja koji koristi Doplerov efekat utiče:

1. Koncentracija i veličina čestica kao i raspodela brzine krvi po preseku krvnih sudova
2. Tačnost: 5%

3.12. Elektromagnetna metoda merenja protoka krvi



Slika 3.22. Prikaz uređaja koji koristi elektromagnetsku metodu za merenje protoka krvi

Elektromagnetna metoda temelji se na zakonu elektromagnetske indukcije

$$e = (\vec{v} \times \vec{B}) \cdot \vec{l} \quad (58)$$

Cev prečnika D kroz koju teče fluid postavlja se u magnetno polje indukcije B . Element dužine ℓ čini sama krv koja struji brzinom v . U praktičnom smislu vektori su međusobno normalni, pa se može pisati:

$$e = D \cdot v \cdot B \quad (59)$$

Odatle sledi da je brzina protoka krvi kod elektromagnetske metode

$$v = \frac{e}{D \cdot B} \quad (60)$$

i tada je protok krvi dat sledećim izrazom:

$$Q = S \cdot v = \frac{D^2 \pi}{4} \cdot \frac{e}{D \cdot B} = \frac{D \cdot \pi}{4B} e \Rightarrow Q = K \cdot e \quad (61)$$

Problem pri radu sa istosmernim magnetnim poljem je stvaranje polarizacionog napona (koji je veći od korisnog signala) na elektrodama. Zbog toga se za merenje koristi naizmenično magnetno polje, a najčešće se koriste sledeći talasni oblici signala:

1. sinusoidni
2. pravougaoni
3. trapezni.

Ako se struja kroz elektromagnet menja sinusoidno tj ako je

$$B = B_m \sin \omega t \quad (62)$$

tada će indukovana elektromotorna sila biti:

$$\varepsilon_s = DvB_m \sin \omega t \quad (63)$$

što predstavlja korisni signal.

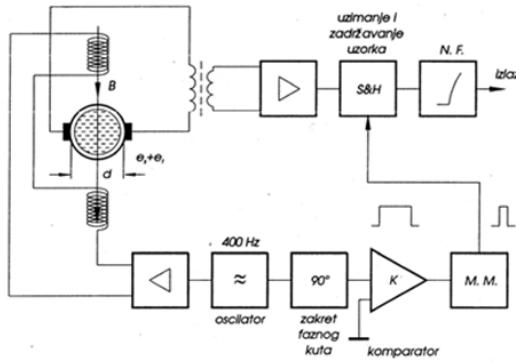
Zbog rasipnog magnetnog toka Φ_t od elektromagneta kroz petlju koju zatvaraju vodovi priključeni na elektrode elektromotorna sila smetnje je:

$$e_t = \frac{d\phi_t}{dt} \cos \beta = \frac{d(B_t \cdot S)}{dt} \cos \beta \quad (64)$$

odnosno uz to da je rasipna magnetna indukcija B_t deo σ magnetne indukcije B i da je ugao β između okomice S_0 na ravan S (u kojoj leže vodovi elektroda) i magnetne indukcije pa iz prethodnog izraza proizilazi da je:

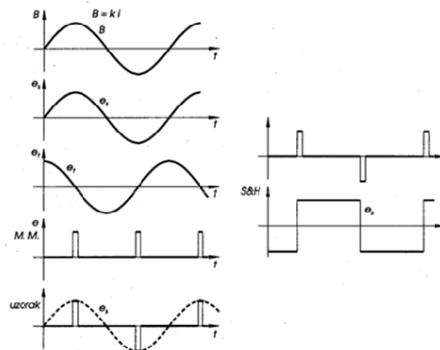
$$e_t = S \cdot \sigma \cdot \omega \cdot B_m \cdot \cos \omega t \cdot \cos \beta \quad (65)$$

Odavde se vidi da je pomak faze od 90° pogodan da se uticaj napona smetnje e_t od rasipnog toka Φ odstrani. To se postiže uređajem prikazanim blok šemom (slika 3.23).



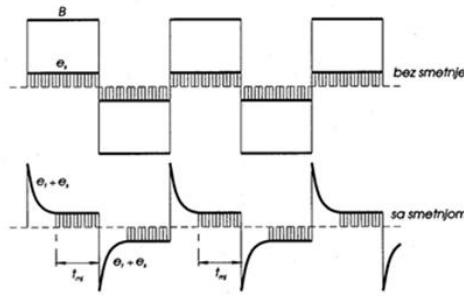
Slika 3.23. Blok šema uređaja za merenje strujanja krvi elektromagnetskom metodom

Iz oscilatora koji napaja elektromagnet uzima se napon koji se zakreće za 90° i zatim se pomoću komparatora i monostabilatora stvara impuls kod prolaza napona kroz nulu. Taj impuls, posredstvom sklopa za uzimanje i zadržavanje uzorka (*S&H sample and hold*), uzima uzorak merenog signala e_s baš u trenutku kada je ovaj najveći, a napon smetnje e_t od rasipnog delovanja je jednak nuli. Tako se oslobađamo uticaja smetnje e_t i dobijamo samo napon merenog signala e_s , što je prikazano na slici 3.24.

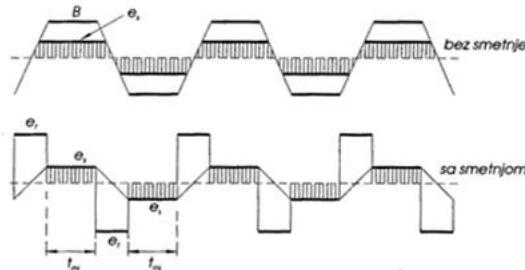


Slika 3.24: Prikaz vremenskog dijagrama kod elektromagnetske metode sa sinusoidnom pobudom

Uz navedeni slučaj mogućnosti odstranjivanja uticaja rasipnih tokova kroz petlju koje ostvaruju priključni vodovi napon smetnje može se odstraniti i upotrebom pravougaonog ili trapeznog oblika struje napajanja magneta. Kako se to postiže vidi se na slici 3.25 a i b.



Slika 3.25. a) Vremenski dijagram kod elektromagnetne metode gde struja ima pavougaoni oblik



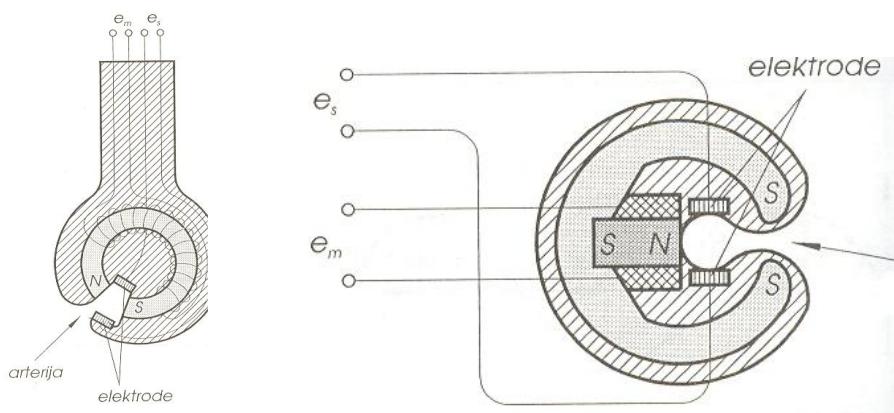
Slika 3.25. b) Vremenski dijagram kod elektromagnetne metode gde struja ima trapezasti oblik

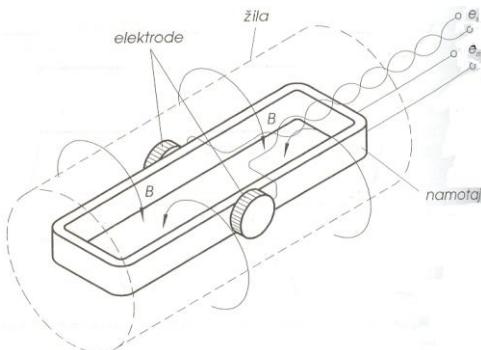
Indukovani mereni napon ε_s verno sledi promenu napona napajanja magneta, a napon smetnje predstavlja derivaciju ovog signala prema izrazu

$$e_t = \frac{d\phi_t}{dt} \cos \beta = \frac{d(B_t \cdot S)}{dt} \cos \beta \quad (66)$$

Nakon velike promene ovaj se napon brzo ekvipotencijalno približava vrednosti nula, tako da se u tim vremensim intervalima bez uticaja smetnje omogućuje merenje samo korisnog signala ε_s .

Na *slici 3.26. a), b), c)*. prikazano je nekoliko primera sondi koje se koriste za merenje protoka krvi. Za vreme operativnog zahvata krvni sud se provuče u otvor koji s dijametarnih krajeva ima polove elektromagneta, a pod uglom od 90° su smeštene elektrode koje naležu na krvne sudove. Na *slici 3.26 (c)* prikazan je slučaj kada se namotaj nalazi u kateteru dužine 3mm. Krv protiče iznutra, a elektrode su smeštene sa spoljašnje strane namotaja kako bi sa unutrašnje strane stupile u kontakt sa krvnim sudom. U ovom slučaju naponi od desetak μV mogu se očekivati uz brzinu strujanja krvi od 100 cm/s.

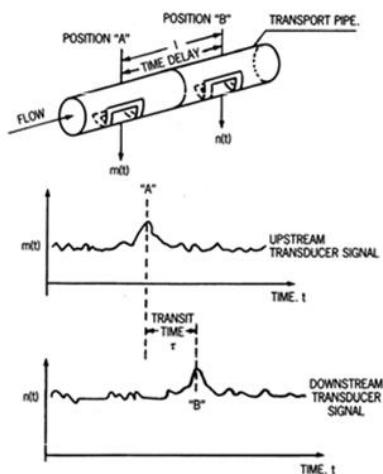




Slika 3.26. a), b) Prikaz glave uređaja kod elektromagnetske metode sa magnetom postavljenim izvan arterije i
c) kada je magnet postavljen kao kateter u arteriji

4. Kroskorelacijska metoda merenja protoka

Kroskorelacijska metoda merenja protoka spada u jednu od najstarijih i najjednostavnijih metoda za merenje protoka. U tečnost koja se kreće ili teče ubaci se marker i meri se vreme potrebno da marker prevali put između dve tačke. Iz izmerenog vremena i poznate udaljenosti između dve kontrolne tačke izračunava se brzina, a uz poznatu površinu preseka krvnog suda i protok. Ova metoda se primenjuje na mestima na kojim nije moguće pristupiti savremenim aparatima.



Slika 4.1. Šematski prikaz uređaja koji se koristi kod kroskorelacijske metode u zavisnosti od vremena

Vreme prelaska između tačaka A i B može se računati pomoću sledeće relacije:

$$R_{mn}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T m(t)n(t-\tau)dt \quad (67)$$

Kao marker ili poremećaj mogu poslužiti ubaćene čestice, mehurići, radioaktivnost, boja itd.

4.1. Merenje protoka metodom razređivanja ubrizganog sredstva

Ova metoda slabo je invazivna i ne zahteva neposredan pristup arteriji. Na osnovu toga kako se ubrizgava sredstvo može se podeliti na kontinuirano ubrizgavanje ili

jednokratno ubrizgavanje. Kao sredstvo može se u prvoj metodi upotrebiti kiseonik ili izotop plemenitog gasa ksenona ^{133}Xe , a u drugoj metodi sa jednokratnim ubrizgavanjem, boje ili fiziološki rastvor koji je hladniji od temperature tela. Za indikaciju odziva upotrebljavaju se odgovarajući elektronički uređaji i to prema vrsti ubrizganog sredstva. Tako se za detekciju gasovitog ubrizganog sredstva ili boje upotrebljavaju fotometrijske metode, a za detekciju hladnjih fizioloških rastvora se upotrebljavaju termometri sa malom vremenskom konstantom.

4.2. Metoda kontinuiranog ubrizgavanja sredstva

Metode razređivanja ubrizganog sredstva ne mere trenutni pulsni tok, nego prosek toka u okviru nekoliko otkucaja srca.

Kada se data količina m_0 indikatora doda u zapreminu V , rezultujuća koncentracija indikatora c data je sa $c=m_0/V$. Kada se dodatna količina m indikatora doda povećanje koncentracije je $\Delta c = m/V$. Kada se zapremina tečnosti u mernom prostoru konstantno zamenjuje i uklanja, tj. kada imamo protok da bi se koncentracija održala konstantnom bolničar mora kontinualno da dodaje fiksnu količinu indikatora po jedinici vremena odnosno:

$$\Delta c = \frac{\frac{dc}{dt}}{\frac{dV}{dt}} \quad (68)$$

Iz ove jednačine može se izračunati tok:

$$F = \frac{dV}{dt} = \frac{\frac{dm}{dt}}{\Delta c} \quad (69)$$

Brzina kojom indikator ulazi u sud jednaka je ulaznoj koncentraciji pomnoženoj sa tokom F . Brzina kojom je indikator ubrizgan u krvni sud jednaka je količini po jedinici vremena dm/dt . Brzina kojom izlazi iz suda jednaka je izlaznoj koncentraciji C_0 pomnoženoj sa F . Za mirno stanje važi jednačina:

$$c_i \cdot F + \frac{dm}{dt} = c_0 \cdot F \quad \text{ili} \quad F = \frac{\frac{dm}{dt}}{c_0 - c_i} \quad (70)$$

4.3. Fikova tehnika

Protok krvi iz srca možemo da izračunamo pomoću sledeće formule:

$$F = \frac{\frac{dm}{dt}}{c_a - c_v} \quad (71)$$

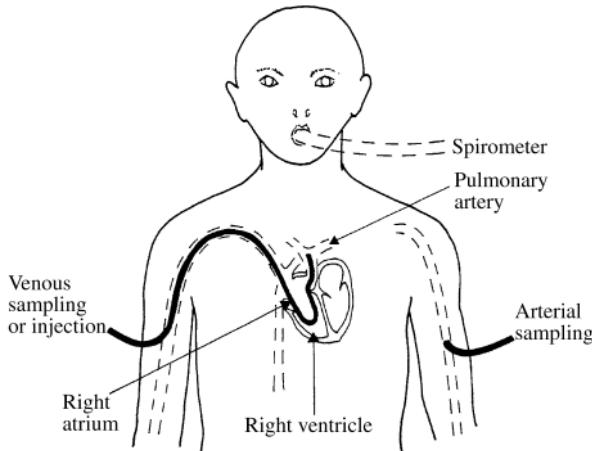
gde je:

F – protok krvi predstavljen u litrama po minuti

dm/dt – potrošnja kiseonika u litrima po minuti

c_a – arterijska koncentracija kiseonika u litrama po litri protoka kiseonika kroz srce

c_v – venska koncentracija kiseonika u litrama po litri protoka kiseonika kroz srce.



Slika 4.2. Prikaz merenja protoka krvi na ljudskom telu

Krv koja se vraća u srce iz gornjeg dela tela ima drugačiju koncentraciju kiseonika u odnosu na krv koja se vraća iz donjeg dela tela, zato što količina kiseonika potrošena od strane mozga drugačija od količine koju su potrošili bubrezi, mišići itd. Zbog ovog se c_v ne može precizno meriti u desnoj pretkomori. Moramo je meriti u plućnoj arteriji nakon što se promeša u desnoj pretkomori. Lekar može da otplovi kateter na mesto tako što će privremeno naduvati mali balon oko vrha. Ovo se radi preko drugog lumena na kateteru. Kako krv protiče kroz plućne kapilare pacijent dodaje indikator (kiseonik) tako što udiše čist kiseonik iz spirometra.

U Fikovoj metodi indikator je kiseonik, a potrošnja kiseonika se meri spirometrom. Arterijsko venska koncentraciona razlika meri se propuštanjem uzorka kroz kateter postavljen u arteriju i plućnu arteriju. U metodi obojenog rastvora boja se ubrizgava u plućnu arteriju i uzorci se uzimaju iz arterije. U *termodilution method*, hladni slani rastvor se ubrizgava u desnu pretkomoru, a temperatura se meri u plućnoj arteriji.

Izdahnut CO_2 je apsorbovan u kanister krečne sode, pa se potrošnja kiseonika vidi direktno iz ukupnog protoka gasa. Ovom metodom može da se meri koncentracija oksidirane krvi c_a u bilo kojoj arteriji, pošto je krv u plućnim kapilarama dobro izmešana u levoj komori i nema potrošnje kiseonika u arterijama. Za merenje se uglavnom koristi arterija na ruci ili na nozi.

Zadatak:

Izračunati srčani izlaz, ako su dati sledeći podaci:

Potrošnja kiseonika u spirometru 250 ml/min , sadržaj kiseonika u arterijama: $0,2 \text{ ml/ml}$, sadržaj kiseonika u venama $0,15 \text{ ml/ml}$.

Rešenje:

$$F = \frac{\frac{dm}{dt}}{c_a - c_v} = \frac{0,25 \frac{\text{litara}}{\text{min}}}{0,2 \frac{\text{litara}}{\text{litri}} - 0,15 \frac{\text{litara}}{\text{litri}}} = 5 \frac{\text{litara}}{\text{min}} \quad (72)$$

Jedinice za koncentraciju kiseonika predstavljaju zapreminu kiseonika koja može da se izvadi iz zapremine krvi. Ova koncentracija je veoma visoka za krv, zato što velike količine kiseonika mogu da se nađu u hemoglobinu. Bila bi veoma niska ako bi voda tekla kroz krvni sud, čak i ako je PO_2 identičan u oba slučaja.

Fikova tehnika je netoksična, zato što je indikator kiseonik koji predstavlja normalni metabolit koji je delimično uklonjen kako bi krv prolazila kroz kapilare. Srčani izlaz mora biti konstantan tokom nekoliko minuta da može da se dobije nagib krive za potrošnju kiseonika. Prisustvo katetera izaziva zanemarljivu promenu u srčanom izlazu. Umesto kiseonika tokom nekog vremena može se ubrizgavati i boja, ali tada merenje koncentracije ne sme trajati predugo, jer se boja vraća na mesta na kojima je već bila, što može pokvariti rezultate merenja.

4.4. Metoda jednokratnog ubrizgavanja sredstva

Za razliku od prethodnog slučaja, gde se sredstvo davalо kontinuirano u ovoј metodi ubrizgavanje se sprovodi jednokratnim davanjem odredene količine raspoznaјućeg sredstva (boje) u kratkom vremenskom intervalu (*rapid – injection*). U ovakovom slučaju odziv odnosno koncentracija ubrizganog sredstva, se ne može smatrati konstantnom tokom vremena, kao u prethodnom slučaju, nego promenjivom sa izraženim maksimumom.

Slika 4.3 (A) pokazuje fluktuacije u koncentraciji indikatora koje nastaju nakon ubrizgavanja sredstva. Isprekidana linija pokazuje krivu koja bi nastala kada ne bi bilo recirkulacije. Tok se računa tako što se posmatra zapremina krvi dV koja prolazi kroz uzorak za vreme dt . Količina indikatora dm koja se nalazi u zapremini dV je koncentracija $c(t)$ puta inkrementalna zapremina. Odatle sledi da je $dm=c(t)dV$. Deljenjem sad dt dobijamo $dm/dt=c(t)dV/dt$. Pošto je $dV/dt=F_i$ u ovom slučaju turbulentni tok tada je $dm=F_i c(t)dt$. Integraljenjem po vremenu do t_1 kada nestane uticaj boje dobijamo:

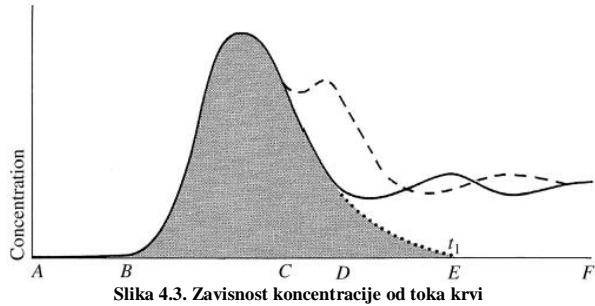
$$m = \int_0^{t_1} F_i c(t) dt \quad (73)$$

gde je t_1 vreme u kom su svi efekti boje prošli. Mešanje boje i krvi u srčanim komorama i plućima izglađuje manje varijacije u trenutnom toku F_i i koje proizvode otkucaji srca. Tako se dobija prosečni tok.

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} c(t) dt} \quad (74)$$

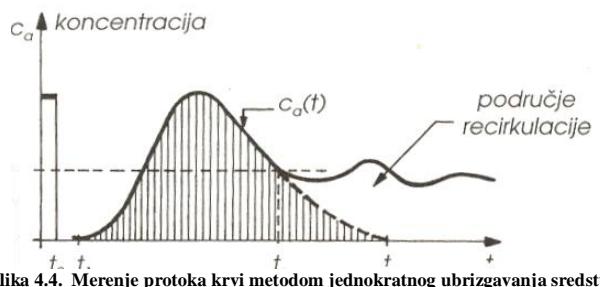
Integraljena količina jednaka je osenčenoj povrsini na *slici 4.4*, a nju možemo dobiti i brojanjem kvadrata ili korišćenjem planimetra. Kompjuter može ekstrapolirati isprekidanu liniju u realnom vremenu i izračunati protok (*slika 4.3*). Ako početna koncentracija indikatora nije nula, što se može desiti ako imamo ostatak indikatora od prethodnog ubrizgavanja, onda prethodna jednačina postaje:

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} [\Delta c(t)] dt} \quad (75)$$



Slika 4.3. Zavisnost koncentracije od toka krvi

Nakon što se boja ubaci za vreme A imamo transportno kašnjenje pre nego što se koncentracija počne povećavati što predstavlja vreme B . Nakon što pik prođe kriva ulazi u oblast eksponencijalnog opadanja između C i D , i ona bi nastavila da opada duž isprekidane krive do t_1 ako ne bi bilo recirkulacije. Međutim recirkulacija izaziva drugi pik u tački E , pre nego što indicator postane potpuno pomešan sa krvlju u tački F . Isprekidana kriva indicira brzu recirkulaciju koja nastaje kada imamo rupu između desne i leve strane srca.



Slika 4.4. Merenje protoka krvi metodom jednokratnog ubrizgavanja sredstva

Ovde treba uzeti u obzir celokupno vreme dok se pojavljuje sredstvo u arteriji. Vremenski promenjiva kriva koncentracije je prikazana na prethodnoj slici. Može se reći da je ukupna masa ušpricanog sredstva m srazmerna protoku Q i koncentraciji c_a u vremenu. Za ovaj slučaj se može pisati:

$$m = Q \int_{t_1}^{t_2} c_a(t) dt \quad (76)$$

Taj integral predstavlja površinu ispod krive koncentracij $c_a(t)$. Nakon izraženog maksimuma vidimo da kriva počinje eksponencijalno da opada, a negde u vremenu t_r dolazi do recirkulacije, odnosno do vraćanja dela sredstva, na koji način se njegova koncentracija ne smanjuje nego zadržava na nekoj približno konstantnoj vrednosti c_{asr} . Da nema tog povratnog delovanja ova kriva bi se približavala apsidi nakon nekog vremena t_2 . Integral treba odrediti prateći crtkano označenu krivu, jer se na taj način isključuje uticaj recirkulacije. Određivanje ovog integrala postiže se malim računarom posebno izvedenim za tu svrhu.

Kao sredstvo za bojenje koristi se zeleni indocijanin. On zadovoljava neophodne zahteve za inkijator, odnosno on mora biti:

1. inertan
2. bezopasan
3. merljiv
4. ekonomičan
5. uvek intravaskularni.

Pik njegove optičke apsorbcije je 805 nm , što je talasna dužina pri kojoj je optički apsorbcijski koeficijent krvi nezavistan od kiseonika. Boja je dostupna kao tečnost koja je rastvorena u fiziološkom rastvoru i ubrizgana direktno kroz kateter uglavnom u plućnu arteriju. Oko 50% boje ekstrahuju bubrezi u toku prvih 10 minuta i zbog toga su moguća ponovna doziranja. Grafik krive za koncentraciju u vremenu se dobija kroz konstantno pumpanje protoka, koja vuče krv kroz kateter postavljen u butnu ili brahijalnu arteriju. Krv se povlači kroz kalorimetrijsku kivetu koja kontinualno meri koncentraciju boje koristeći apsorbcijski princip fotometrija. 805 nm -ski kanal dvokanalnog krvnog oksimetra može se koristiti za određivanje krivih kod obojenih rastvora. Bolničar kalibriše kalorimetar mešanjem poznatih količina boje i krvi i pušta ih kroz kivetu. Oblak krive može da da dodatne informacije pri dijagnozi. Isprekidana kriva na slici pokazuje rezultat kada *left – right shunt* (rupa između leve i desne strane srca) postoji. Krv recirkuliše brže nego što je normalno. Kada je *left – right shunt* prisutan, kašnjenje transporta je abnomalno kratko, pošto samo malo boje dođe do mesta posmatranja bez da prođe kroz plućne krvne sudove.

4.5. Termorastvor

Jednostavnije merenje je kada se umesto boje ubrizga rashlađena količina fiziološkog rastvora salina kao indikatora. Posebni kateter od 4 lumena se uplovi kroz brahijalnu venu u plućnoj arteriji. Kroz prvi lumen špricem se pušta gas koji naduvava mali balon na vrhu. Sila protoka krvi nosi gas do vrha plućne arterije. Ohlađeni silinski indikator se ubrizgava kroz drugi lumen u desnu pretkomoru. Indikator se meša sa krvlju u desnoj komori. Rezultujući pad temperature krvi se detektuje od strane termistora na samom vrhu katetera koji je sada u plućnoj arteriji. Treći lumen sadrži žice termistora. Četvrti lumen koji se ne koristi prilikom određivanja razlike temperature, može da se koristi za preuzimanje uzorka krvi. Kateter može da se ostavi na mestu na 24 sata, a tokom tog vremena može da se izmere razna merenja srčanog izlaza, što opet nije moguće izvesti kada bi kao indikator koristili boju. Takođe nije potrebno probušiti arteriju. Kod merenja protoka krvi korišćenjem termorastvora važi sledeća relacija:

$$F = \frac{Q}{\rho_b c_b \int_0^{t_1} \Delta T_b(t) dt} (\text{m}^3 / \text{s}) \quad (77)$$

Q – toplotni sastav ubrizgavajućeg sredstva u J

ρ_b – gustina krvi u m^3/s

c_b – specifična toplota krvi u J/kgK

Kada se koristi metoda termorastvora postoji nekoliko problema koji izazivaju greške:

1. Može da postoji neadekvatno mešanje između mesta na kojem se ubrizgava rastvor i mesta gde se posmatra
2. Može da dođe do razmene toplote između krvi i zida srčane komore
3. Javlja se razmena temperature kroz zidove katetera pre, tokom i posle injekcije.

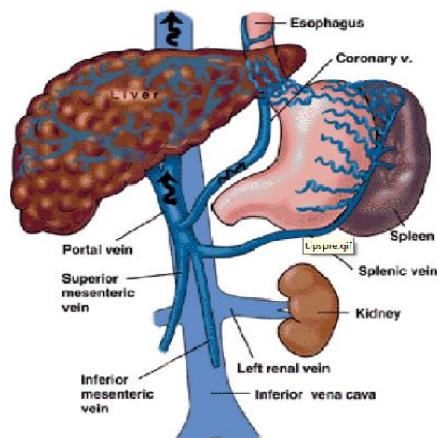
Instrument može da se kalibriše tako što se simultano izvodi primenjivanje rastvora boje i što se primenjuje korelacioni faktor koji koriguje nekoliko grešaka.

5. Jetra

Jetra je najveća žlezda ljudskog organizma, a posle kože i najveći organ. Približno je teška 1500 grama, što čini oko 2,5% težine tela odraslog čoveka. Osim masti svi nutrijieni koji se apsorbuju u gastrointestinalnom traktu se inicijalno skladište u jetri putem portalnog venskog sistema. Jetra služi za skladištenje glikogena i proizvodnju žuči. Ona kontinuirano proizvodi žuč. Jetra ima dualnu krvnu snabdevenost (afferentne krvne žile): dominantni venski izvor i manji arterijski. Portalna vena donosi 75 – 80% krvi u jetru. Portalna krv sadrži oko 40% više kiseonika nego krv koja se vraća u srce iz sistemske cirkulacije i na taj način prehranjuje jetreni parenhim (jetrene ćelije ili hepatocite). Portalna vena donosi gotovo sve nutriente koji se apsorbuju u probavnom traktu (osim lipida koji zaobilaze jetru limfnim sistemom) u sinusoidne jetre. Arterijska krv iz arterije hepatis donosi samo 20 – 25% krvi u jetru.

Sistem vene porte obrazuju: v. portae hepatis, njene početne i završne grane, kao i pritoke. Sistem vene porte je funkcionalni venski sistem umetnut između organa za varenje i venskog sistema donje šuplje vene. Početni kapilari nalaze se u želucu, crevima, slezini i pankreasu, a završni u jetri.

5.1. Vena porte

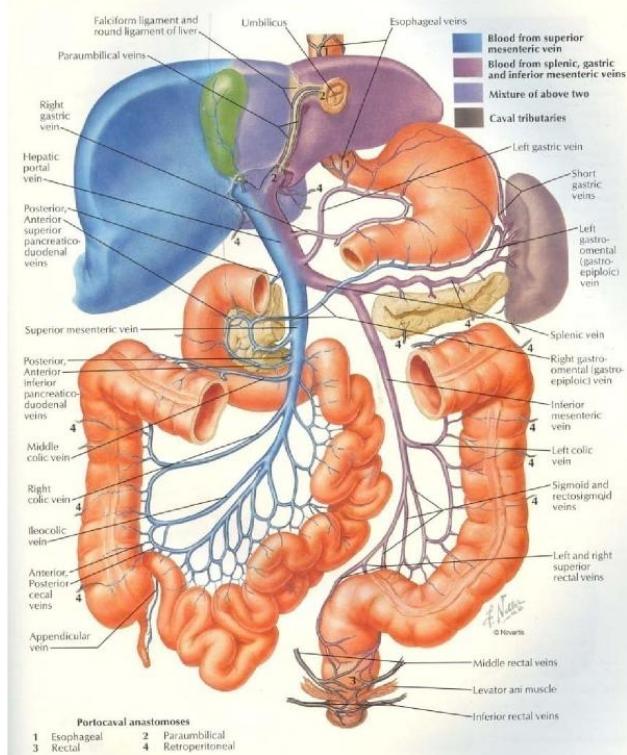


Slika 5.1. Sistem vene porte pojednostavljeni šema

Vena porte ili portalna vena jetre (lat. *vена portae hepatis*) je velika vena koja dovodi krv iz organa za varenje u jetru. Jetra ima dva aferentna krvna sistema (venu portu i arteriju jetre) i jedan eferentni krvotok (jetrene (hepatične) vene). Vena porta nastaje iz tri glavna venska krvna suda – slezinske, donje i gornje mezenteričke vene – i na taj način prikuplja krv iz slezine, želuca, tankog i debelog creva, žučne kesice i gušterače i dovodi je u jetru.

Cirkulacija kroz parenhim jetre tj. mikrocirkulacija jetre obavlja se kroz fino granjanje dovodnog krvnog sistema u sinusoidu, arteriole i kapilare i kroz odvod krvi iz sinusoida direktno u centralne, zatim sublobulske i druge veće hepatičke vene iz jetre. Krv koja dolazi preko vene porte u jetru donosi resorbovane nutritivne, ali i toksičke materijale iz celog crevnog područja a zahvaljujući posebnoj mikrocirkulaciji u jetri omogućava direktni kontakt sa hepatocitima.

5.2. Anatomija vene porte



Slika 5.2. Portalni krvotok sa anastomozama

Venski sistem, kojim se krv vraća iz želuca, creva, gušterače i žučne bešike skuplja krv u jednu veliku venu, venu porte i zajedno sa njom čini portalnu cirkulaciju. U jetri iz grana portalne vene, krv prelazi u sinusoide jetre koje su po svojoj građi slične kapilarima. Pored toga krv jetrene vene nastavlja da teče i u donju šuplju venu. U glavno stablo portne vene uliva se direktno pilorusna, cistična i koronarna gastrilna vena. Odatle u cirozi jetre (koja je najčešći uzrok portalne hipertenzije zbog zastoja u jetri i povećanog pritiska krvi na zidove vena) nastaju kolaterale – poznate i kao sindrom venskih varikoziteta. U hilusu jetre vena porta se grana najčešće u desnu i levu granu. Ogranci vene porte u parenhimu jetre imaju dalji segmentni raspored, što ima veliki klinički značaj.

Vena porta se nalazi na ušću gornje mezenterične vene i vene slezine i prima krv iz donje mezenterične, želudačne i cistrične jetre. Tri hepatične vene (desna, srednja, leva) predstavljaju glavni put drenaže krvi iz jetre. Hepatične vene leže u fisurama kojima se jetra deli na lobuse i sektore. One su intersegmentalne i dreniraju delove susednih segmenata, što je u suprotnosti sa distribucijom grana hepatične arterije, vane porte i žučnih vodova koji objedinjeni u pedikle, upravo definišu segmente jetre. Desna hepatična vena leži u desnoj scizuri i deli desni lobus na zadnji i prednji sektor, a drenira segmente V, VI, VII i delom segment VIII jetre. Srednja hepatična vena leži u glavnoj scizuri, odvajajući desni prednji sektor od medijalnog sektora i drenira segmente IV, V i VIII.

Leva hepatična vena leži u levoj scizuri, neposredno desno od falciformnog ligamenta i drenira segmente II i III i delom segment IV. Hepatične vene nastaju od centralne vene lobulusa jetre. Nakon formiranja manjih vena, nastaju desna i leva hepatična vena koje se ulijevaju u donju šuplju venu.

Desna hepatična (jetrena) vena, nakon kratkog ekstrahepatičnog toka od oko 1 cm, drenira se direktno u suprahepatičnu i donju šuplju venu. Srednja i leva hepatična vena se najčešće prethodno sjedaju u kratko zajedničko stablo, koje se uliva sa leve strane u donju šuplju venu.

5.3. *Fiziologija*

Portalana vena jetre je veliki krvni sud prečnika od 8 do 12 mm kod odraslih. Hepatični portalni sistem je prelazni most koji obezbeđuje 75 do 80% protoka krvi digestivnog trakta, preko koga se usmeravaju hranjive materije u jetru u kojoj se one skladište ili služe za lokalnu ili sistemsku primenu. Osim poslednje trećine pravog creva, sva krv se iz želuca, tankog i debelog creva uliva u hepatičnu venu. Glavni fiziološki smisao ovakve organizacije krvotoka jeste prečišćavanje krvi od potencijalno štetnih materija (otud raniji naziv detoksikacija) i obrada hranjivih materija od strane enzima jetre.

Portalni pritisak u sistemu vene porte je između 5 i 10 mmHg, što omogućava savladavanje sinusoidne barijere jetre pri pražnjenu krvi u donju šuplju venu

Merenje protoka krvi u jetri uspešno se ostvaruje korišćenjem Doppler tehnike. Doppler sonografija vene porte se koristi za utvrđivanje pojedinačnih parametara dobijenih konvencionalnim metodama i dopler sonografijom kod pacijenata. Doppler sonografija vene porte obuhvata:

1. Dijametar vene porte (normalan dijametar 9 – 13 mm),
2. Brzinu protoka krvi (normalna brzina protoka 24 – 45 cm/s)
3. Smer protoka krvi (normalan ka jetri)
4. Respiratornu zavisnost protoka i
5. Postojanje portosistrmskih kolaterala.
6. Prisustvo tromba u veni porte i njenim granama

Visok sonoskor 4 i 5 ukazuje na patološki nalaz odnosno portnu hipertenziju.

5.4. *Portalna hipertenzija*

Portalna hipertenzija je povećanje pritiska koje nastaje u sistemu vene porte proksimalno od bilo koje opstrukcije u tom sistemu. Svaki proces koji remeti nivo krvnog protoka na bilo kom nivou u portalnom venskom sistemu može uzrokovati portalnu hipertenziju. Porastom portalnog venskog pritiska raste i gradijent pritiska između vene porte i donje šuplje vene, preko normalnih vrednosti, koje su 1 – 5 mmHg. Kada se gradijent portalnog pritiska poveća iznad 10 mmHg, javljuju se varikoziteti (proširenja vena), a sa porastom pritiska iznad 12 mmHg varikoziteti mogu rupturirati, što dovodi do krvarenja. Tako nastalo krvarenje iz varikoziteta veoma je opasna komplikacija sa prosečnom stopom smrtnosti od 30%. Kod prživelih bolesnika nakon krvarenja varikoziteta rizik ponovnog krvarenja je prisutan u oko 70% slučajeva (sa stopom smrtnosti koje je takođe oko 30%).

Gradijent portalnog pritiska iznad 10 do 12 mmHg čini klinički značajnu portalnu hipertenziju, koju mogu pratiti brojne komplikacije. U zavisnosti od lokacije i prirode

opstrukcije portalna hipertenzija se može manifestovati u više oblika, kao fiziološka ili patološka.

5.5. *Portalna cirkulacija*

Venski sistem kojim se krv vraća iz želuca, creva, slezine, gušterića i žučne bešike i skuplja u jednu veliku venu (venu portu), zajedno sa njom čini portalnu cirkulaciju. U jetri iz grana portalne vene krv prelazi u sinusoide jetre koji su po svojoj građi slične kapilarima. Pored toga krv kroz jetrene vene teče i u donju šupljvu venu.

5.6. *Portalni pritisak*

Pritisak u sistemu vene porte je, ako se uporedi sa drugim segmentima opšte cirkulacije, nizak i kreće se, kod zdrave osobe, od oko 150 mm vodenog stuba. Pored toga što se procenjuje da od ukupne količine krvi koja prolazi kroz jetru 75 do 80% prođe kroz sistem vene porte, veliki značaj ima i 20 do 25% arterijske krvi koja iz sistemске cirkulacije protiče kroz jetrenu (hepatičnu) arteriju. Kroz jetru, sistemom portalne cirkulacije kod prosečno teške osobe od 75 kg, prođe od 800 do 1400 ml krvi u minutu, a hepatičnom arterijom 200 do 400 ml krvi u minutu.

Bilo koji proces koji remeti protok krvi na bilo kom nivou u portalnom venskom sistemu, može izazvati portalnu hipertenziju. Prema anatomske položaju tih procesa, razlikujemo prehepatičnu, intrahepatičnu i posthepatičnu portalnu hipertenziju. Ciroza jetre je najčešći uzrok portalne hipertenzije, jer je se prema epidemiološkim istraživanjima razvija kod više od 90% bolesnika sa cirozom. Portalna hipertenzija može biti fiziološka ili prolazna hipertenzija.

5.7. *Vrste portalne hipertenzije*

Svaki proces, koji remeti protok krvi na bilo kom nivou u portalnom venskom sistemu, može izazvati portalnu hipertenziju. Prema anatomske položaju tih procesa, razlikujemo: suprahepatičnu, prehepatičnu, intrahepatičnu i posthepatičnu portalnu hipertenziju.

5.7.1. *Suprahepatična opstrukcija*

U patološkim stanjima kao što su kongestivna slabost srca, kongestija pluća i perikardijalna efuzija, može se razviti suprahepatična opstrukcija. Ova stanja predstavljaju jedan od mnogih uzroka privremene hipertenzije, jer ako se uzrok opstrukcije koriguje nastaje sniženje pritiska u sistemu vene porte.

5.7.2. *Prehepatična opstrukcija*

Ovaj oblik opstrukcije jetrenih vena je manje učestao, ali ne i redak uzrok prahepatične portalne opstrukcije. Javlja se kod tromboze vene porte, spleniičnih i mezenteričnih vena. Uzroci tromboze ovih vena su mnogobrojni, a neki od njih su:

- Kompresija stabla vene porte ili vene slezine
- Nakon hirurških zahvata na jetri, bilijarnom traktu i uklanjanja slezine
- Oštećenje vene porte zbog traume ili povrede
- Neoplazme u sistemu vene porte

5.7.3. *Intrahepatična opstrukcija*

Portalna hipertenzija kao klinički problem je u najvećem broju slučajeva uzrokovana intrahepatičnom (unutar jetrenom) portalnom opstrukcijom. Kod većine obolelih ona nastaje zbog alkoholene i postnekrotične ciroze, oboljenja žučnog traka i raznih oblika hepatita:

- Ciroza jetre
- Akutni alkoholni hepatitis
- Tarapija citostaticima
- Intoksikacija vitaminima
- Policistična jetra
- Izloženost toksičnim materijama (arsen, bakar)
- Tumori jetre itd.

5.7.4. *Posthepatična opstrukcija obuhvata:*

- *Budd – Chiari* sindrom
- Konstriktivni perikarditis (npr kalcifikacija perikarda) koji povećanjem pritiska u donjoj šupljoj veni, povećava otpornost protoku venske krvi kroz jetru.
- Tromboza ili kompresije donje šuplje vene.

5.7.5. *Klinička slika*

Kliničke manifestacije portalne hipertenzije su obično asimptomatske ili sa minimalnim fizikalnim znacima bolesti. Manifestni simptomi i znaci potalne hipertenzije, su pre svega različiti manifestni oblici povezani sa osnovnom bolešću koja je izazvala porast pritiska u veni porti. Zato ove činjenice treba uzeti u obzir prilikom ispitivanja bolesnika sa portalnom hipertenzijom, jer se klinička slika bolesti manifestuje tek u onom stadijumu kada su prisutne komplikacije portalne hipertenzije - krvarenje, tromboza vene porte itd.

Kliničku sliku portalne hipertenzije karakterišu sledeći simptomi i sindromi: splenomegalija, varikoziteti jednjaka i želuca i krvarenja iz njih, poremećaj zgrušavanja krvi i mnogi drugi.

5.7.6. *Prehepatični oblik*

Kada prehepatičnog oblika sindromi bolesti se javljaju češće u detinjstvu. Najčešći manifestacije bolesti su: krvarenje iz varikoziteta jednjaka (koji su nekada prvi simptom bolesti), splenomegalija, hipersplenizam, tromboza v. porte.

5.7.7. *Intrahepatični oblik*

Kod intrahepatičnog oblika portalne hipertenzije u kliničkoj slici dominiraju simptomi ciroze jetre. Priroda bolesti zavisi od prirode ciroze (postnekrotična, alkoholna itd), aktivnosti procesa, stepena kompenzacije poremećaja funkcije jetre. Preteća komplikacija je krvarenje iz vena jednjaka i želuca. Navedeni poremećaji pokreću regurgitaciju ili povraćanje krvi u nepromjenjenom obliku bez ikakvog prethodnog bola. Kada krv masovno otiče u želudac i dalje u creva, mogu se videti promene u izgledu povraćane krvi koja ima boju kafe, ili pojavi melene u stolici. Kao posledica masovnog krvarenja vrlo brzo se razvijaju simptomi posthemoragične anemije. Mortalitet nakon prvog krvarenja varikoziteta jednjaka u cirozi je visoka - 30% ili više. Ponovljeno krvarenje, ascites, žutica (zbog uništenja parenhima jetre) - tipični su klinički znaci u poodmakloj fazi ciroze jetre, što daje malo šanse za uspeh medicinskog ili hirurškog lečenja portalne hipertenzije kod ovih bolesnika.

5.7.8. *Suprahepatični oblik*

Suprahepatični oblik portalne hipertenzije često je uzrokovan Šiarijevim sindromom. Kod akutnog oblika bolesti klinička slika se karakteriše iznenadnom pojавom intenzivnog bola u epigastrijumu, desnom gornjem kvadrantu, progresivnim rastom hepatomegalije, hipertermijom, ascitesom. Kod ovih bolesnika smrt se javlja kao posledica obilnog krvarenja iz varikoziteta jednjaka ili hepatičke-bubrežna insuficijencija. U hroničnom obliku bolesti hepatomegalija i splenomegalija se javljaju postepeno i sve su izraženije.

5.7.9. *Aparatura i tehnika*

Pregled jetrenih krvnih sudova Dopplerskom tehnikom može se obaviti svim savremenim kolor Doppler aparatima. Optimalne su sonde frekvencije 2,5 – 5 MHz, a izbor frekvencija zavisi od konstitucije bolesnika. Pre pregleda portalnog sistema bolesnik ne sme ništa da jede bar 4 sata (optimalno bi bilo 8 – 12 sati) da bi se iz creva eliminisao vazduh koji otežava pregled.

Lijenalna vena (LV) i portalna vena (PV) mogu se najlakše pregledati u ležećem položaju. LV se nalazi iza gušterače u celom toku i pronalaženje vene nije problem. LV se može pregledati i u desnom bočnom položaju sa slezinom kao akustičkim prozorom, dok se PV može pregledati u levom bočnom položaju. Potrebno je prikazati glavno stablo portalne vene, levu i desnu glavnu granu i proceniti smer protoka i spektralne karakteristike u svakoj od ovih grana.

V.mesenterica superior (VMS) najlakše se prikazuje na uzdužnim presecima u ležećem položaju bolesnika. Od gornje mezenterične arterije (AMS) pouzdano se razlikuje upotrebljena daplora. Portalna vena nastaje kao konfluens VMS i LV, ali treba imati na umu da kod manjeg broja ljudi može postojati separatna vena koja polazi od desne strane gastrične vene i ishranjuje IV segment jetre. Ta se anomalija može prikazati kolor doplerom, a smatra se odgovornom za pojavu perfuzijskih defekata ili tzv. *fatty sparing* u IV segmentu. Hepatične vene (HV) najlakše se pregledaju subkostalnim pristupom (srednja i leva hepatična vena), te lateralnim interkostalnim pristupom u levom bočnom položaju (desna hepatična vena). U slučaju hepatomegalija ili hronične difuzije lezije jetre, kao i nodularne regeneracije, jetrene vene mogu biti komprimirane i mogu se identifikovati kolor doplerom, a ne konvencionalnim B – modom. Po pravilu postoje tri jetrene vene (desna, leva i srednja), koji su glavni ultrazvučni markeri pri lociranju lezija u pojedinim segmentima i subsegmentima jetre. Ipak, relativno često se uočavaju i četiri ili više jetrenih vena, te tu značajnu varijabilnost treba imati na umu u prikazu krvnih sudova jetre. Hepatična arterija (HV) obično polazi od celijačnog trunkusa, ali treba imati na umu da kod više od 20% ljudi polazi od gornje mezenterične arterije. To se jasno može prikazati ultrazvukom i kolor doplerom. HA u svom toku prati portalnu venu i doplerom se identificuje područje tzv. hepatične trijade (PA, HA, žučni vod).

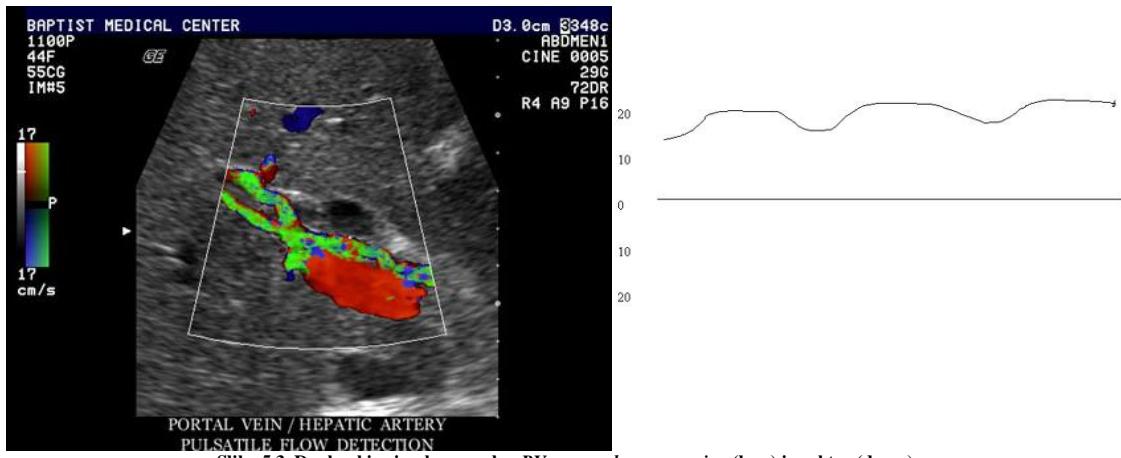
Izgled doplerskih spektara kod krvnih sudova jetre zavisi od velikog broja faktora, uključujući srčanu kontrektilnost, pritisak u desnom atrijumu, mezenterički protok, varijacije u anatomiji krvnog sistema vaskularne bolesti i bolesti jetrenog parenhima.

Normalan portalni i lijenalni venski protok se povećava tokom ekspiracije, a smanjuje se tokom inspiracije, zbog povišenja intratorakalnog pritiska koji otežava dotok venske krvi u desni atrijum. Te se promene jasno manifestuju u respiracijski fazičnom, unduliranom izgledu kontinuiranih, monofazičnih doplerskih portalnih i lijenalnih spektara. Portalni venski protok je antegradan (hepatopetalni, usmeren prema jetri), tokom celog srčanog i respiracijskog ciklusa. Srednja brzina protoka u portalnoj veni je oko 15 – 18 cm/s, uz prilično široke varijacije normalnih vrednosti.

Kod zdravog čoveka oko 70 – 80% krvi dolazi u jetru preko portalne vene, a oko 20 – 30% preko sistema jetrene arterije. Doplerski perfuzijski indeks (DPI) je odnos između zapreminskog protoka u jednoj arteriji i protoka u portalnoj veni i normalno iznosi od 0,1 do 0,3. Na promenu protoka u portalnoj veni utiču mnogi faktori: protok u PV i VMS pojačava se posle jela, zbog hiperemije i splanhične vazodilatacije. Ti fenomeni su uzorkovani interakcijama autonomnog nervnog sistema sa gastrointestinalnim hormonima glukagonom i sekretinom. Portalni protok znatno se smanjuje nakon fizičkog vežbanja, kada dolazi do znatnog smanjenja protoka u AMS. Promene u portalnom protoku vezane su sa promenama položaja tela i pripisuju se nakupljanju venske krvi u nožnim venama i posledičnim smanjenjem minutnog volumena srca. Smanjenje portalnog protoka opaža se takođe i pri hroničnom oštećenju jetrenog parenhima, kada se razvija fibroza jetrenog parenhima, a spektri postaju kontinuirani.

Prenos srčanih pulsacija jasno se prenose preko donje šupljje vene (*V. Cava Inferior*, VCI) u jetrene vene, budući da su HV poslednje vene koje utiču u VCI pre njenog prolaska kroz ošit i u toku u desni atrijum. Tako se u HV normalno nalaze trifazični spektri, koji

odražavaju srčane kontrakcije i promene intratorakalnog pritiska. Protok u HV je hepatofugala u najvećem delu ciklusa, ali se pojavljuje prelazni hepatopetalni protok tokom arterijske sistole, koji odgovara venskom „*a – talasu*“ na dopler spektru. Isto se tako pojavljuje prolazno usporavanje protoka na kraju ventrikularne sistole, koja odgovara punjenju levog atrijuma pri zatvorenoj trikuspidalnoj valvuli – ako je taj talas „*a – talas*“ dovoljno velik spektri u HV mogu biti trifazični. Dakle spektri u HV se znatno razlikuju od venskih spektara u PV i LV. Normalni spektri prikazani su na slici 5.3.



Slika 5.3. Dopplerski snimak normalne PV gray scale compression (levo) i spektar (desno)

Tehnika:

Gel se postavi na abdomen kako bi se obezbedio dobar kontakt između transdijusera i kože tokom pregleda. Oznaka za orijentaciju transdijusera treba da pokazuje prema desnoj strani pacijenta kada se izvodi transverzalni pregled, dok kada se izvodi longitudinalno skeniranje orijentir treba da je usmeren prema glavi pacijenta . Transdijuser mora biti paralelan sa krvnim sudom, a Doplerov ugao treba da bude manji od 60° da bi dobili pik brzine u sistoli. Evaluacija portalnog venskog sistema, hepatične vene i hepatičnih arterija izvodi se tokom pregleda Dopler tehnikom. Doplerski signali treba da se dobiju iz slikanih ravnih koje zraku omogućavaju da bude paralelan sa krvnim sudom.

Repetitivna frekvencija pulsa (*PRF*) omogućava snimanje manjih brzina kako se *PRF* smanjuje, kako se *PRF* povećava niže vrednosti brzina su filtrirane i snimaju se samo niže vrednosti. *PRF* raste kako se dubina oslikavanja povećava i opada kako dubina opada. Protok unutar normalnog hepatičnog venskog sistema je spor i zbog toga je potreban niži *PRF* kako bi se snimila šema protoka. Kada se protok poveća iznad 40 cm/s , potrebno je povećati *PRF* kako bi se izbegao alianzing efekat. Zapremina za uzorkovanje (*sample volume*) treba da bude manja od dijametra lumena. Ako postoje poteškoće u nalaženju krvnog suda, povećava se zapremina za uzorkovanje kako bi se locirao protok, a zatim se ta zapremina smanjuje.

Dopler tehnikom se mere pikovi brzine u sistoli (najveća brzina u cm/s) i indeks otpora (*Resistive index RI*) i to tako što se od maksimalne brzine u sistoli oduzima brzina u dijastoli i deljenjem brzine u sistoli.

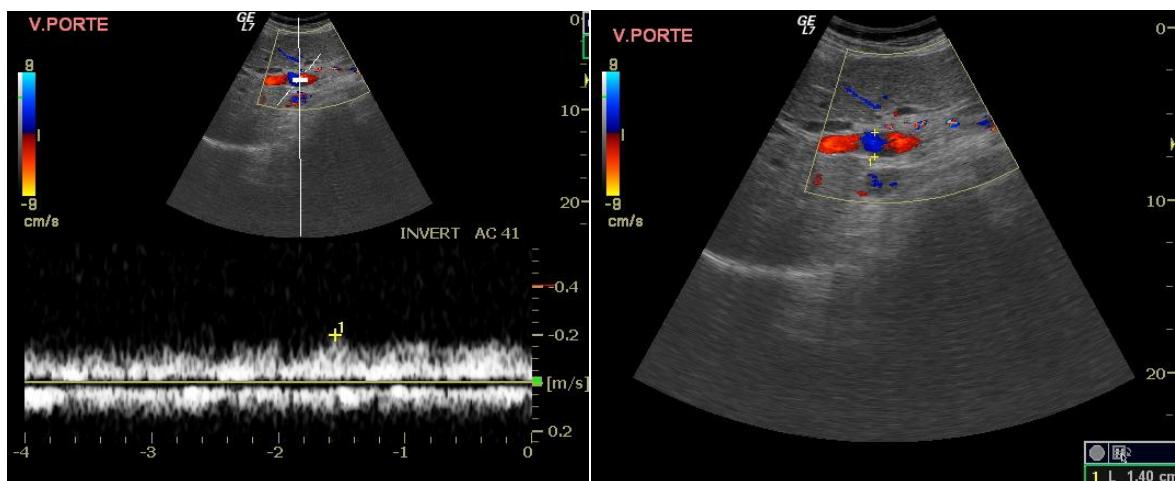
| Interpretacija | Siva skala | Dopler signal | Kolor Dopler |
|---------------------------------|--|--|--|
| <i>Normalna</i> | Nema intraluminalnog eha, svetla, ehogene granice | Niski signali brzine sa respiratornom varijacijom | Glatka popunjenošt boja |
| <i>Tromboza</i> | Uvećan ili normalni portalni venski sistem sa niskim nivoom eha u lumenu, može se pojaviti izoehočno sa jetrom | Niže brzine ili odsustvo Dopler talasne forme, hepatofugalni tok | Opadanje ili odsustvo obojenog protoka |
| <i>Portalna hipertenzija</i> | Uvećanje portalnog venskog sistema, Rekalanalizacija umbilične vene | Hepatofuglani protok | Hepatofugalni protok |
| <i>Kaverozne transformacije</i> | Višestruki vaskularni kanali blizu heptičnog i/ili spleničnog hilusa, tromboza extrahepatične portalne vene | Kontinualni protok sa niskom brzinom | Portalna vena se teško boji |

Tabela 1. Kriterijum za dijagnostiku kod vene porte

6. Eksperimentalni deo

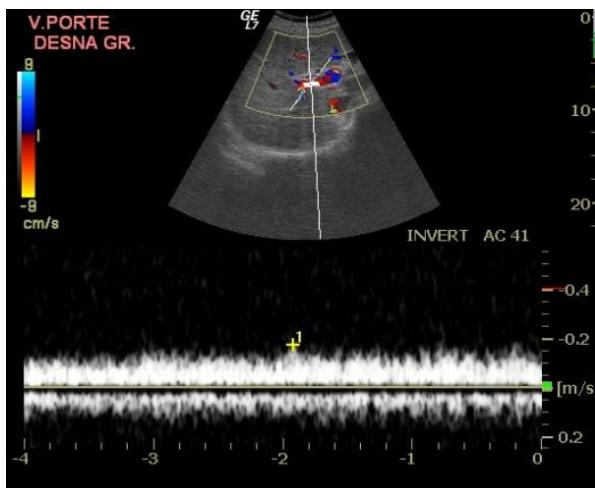
6.1. Dopler vene porte

Pacijent koji je pregledan ima dijagnozu ciroze jetre i u isto vreme i hepatitis B. Zbog poremećaja cirkulacije jetre snižen je protok kroz venu porte. Glavno stablo vene porte je prošireno (granica je od 8-13 mm) i kod pacijenta je širina glavnog stabla iznosi 14 mm (slika 5.4), a brzina krvi zbog proširenja je manja i iznosi 19,5 cm/s (slika 5.4) što predstavlja donju granicu protoka. Nema tromba u veni porte.

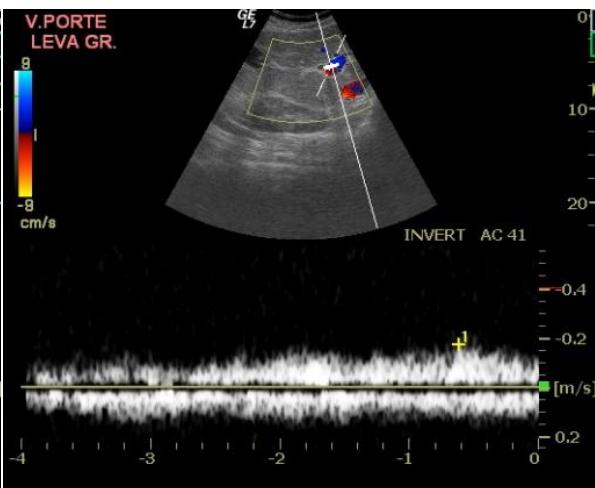


Slika 5.4. Dopler glavnog stabla vene porte

Protok kroz levu i desnu stranu je snižen. Brzina u levoj grani vene porte je snižena i iznosi 17,3 cm/s (slika 5.6), a ista brzina je i u desnoj grani vene porte (slika 5.5), što ukazuje na portalnu hipertenziju, poremećaj u cirkulaciji kod vene porte.



Slika 5.5. Dopler vene porte desna grana



Slika 5.6. Dopler vene porte leva grana

7. Zaključak

U ovom radu smo se bavili metodama merenja brzine toka krvi. Metode koje se spominju u ovom radu su:

1. metoda merenja prolaznog vremena,
2. impulsna metoda,
3. unakrsna metoda,
4. merenje protoka temeljeno na Doplerovom efektu,
5. elektromagnetna metoda i
6. kroskorelacijska metoda.

Brzinu toka krvi u veni porte kod jednog pacijenta smo određivali pomoću ultrazvučne metode koja se temelji na Doplerovom efektu.

LITERATURA:

1. Šantić, Anre, Biomedicinska elektronika, Školska knjiga, Zagreb 1995
2. Slobodanka Stanković, Petar Slankamenac, Dijagnostički ultrazvuk, Univerzitet u Novom Sadu, Medicinski fakultet, Novi sad 2010
3. Medicinska enciklopedija, Izdavačka delatnost – Vuk Karadžić, Beograd, 1987
4. Measurement of flow and Blood Volume, John G. Webster

Internet izvori

Preuzeto dana 04.04.2014.

1. http://www.fizika.unios.hr/~dstanic/Osnove_fizike_1/11%20-%20Dinamika%20fluida.pdf
2. <http://www.scribd.com/doc/74646604/8/Jedna%C4%8Dina-kontinuiteta>
3. https://www.google.com/search?q=doppler+effect&espv=210&es_sm=122&source=lnms&tbo=isch&sa=X&ei=FB3VUsLlJZSYyQOY5IHABg&ved=0CAkQ_AUoAQ&biw=1366&bih=642#facrc=_&imgdii=_&imgrc=Ge7twiuAqDJ2nM%
4. <http://www.doiserbia.nb.rs/img/doi/0025-8105/2007/0025-81050704161N.pdf>
5. <http://sr.wikipedia.org/sr/%D0%92%D0%B5%D0%BD%D0%BA%D0%BF%D0%BE%D1%80%D1%82%D0%BA>
6. <http://wwwserver.medfak.ni.ac.rs/PREDAVANJA/1.%20MEDICINA/ANATOMIJA/20.%20predavanje%20Ugrenovic.pdf>
7. <http://sr.wikipedia.org/wiki/%D0%9F%D0%BE%D1%80%D1%82%D0%BA%D0%BB%D0%BD%D0%BA%D0%85%D0%B8%D0%BF%D0%B5%D1%80%D1%82%D0%B5%D0%BD%D0%BA%D0%B7%D0%BA%D0%88%D1%98%D0%BA>
8. http://www.gehealthcare.com/usen/ultrasound/products/best_prac_pv.html

BIOGRAFIJA



Rođena sam u Somboru 15. jula 1984. Osnovnu školu „Sonja Marinković“ sam završila u Novom Sadu. Gimnaziju „Veljko Petrović“, prirodni smer sam završila u Somboru. Osnovno muzičko obrazovanje, odsek klavir sam završila u Somboru u školi „Petar Konjović“. Školske 2003/2004 upisujem Prirodno – matematički fakultet, smer medicinska fizika na departmanu za fiziku. Tokom srednje škole sam zajedno sa bratom izumela „Magnetni omekšivač vode“, za koji imam i priznat patent. Sa magnetnim omekšivačem vode smo brat i ja osvojili mnogobrojna priznanja i nagrade. Meni najdraže dve nagrade su: Nagrada mladi pronalazač „Mladen Selak“ i treće mesto na takmičenju za „Najbolju tehnološku inovaciju“, 2008. godine.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Monografska dokumentacija

TZ

Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:

VR

Diplomski rad

Autor:

AU

Smiljka Todorov 23/03

Mentor:

MN

Prof. dr Olivera Klisurić

Naslov rada:

NR

Metode merenja brzine toka krvi

Jezik publikacije:

JP

srpski (latinica)

Jezik izvoda:

JI

srpski/engleski

Zemlja publikovanja:

ZP

Srbija

Uže geografsko područje:

UGP

Vojvodina

Godina:

GO

2014

Izdavač:

IZ

Autorski reprint

Mesto i adresa:

MA

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Fizički opis rada:

FO

Broj poglavlja/broj strana/broj tabela/ broj slika/broj referenci/: 7/52/1/48/9/

Naučna oblast:

NO

Fizika

Naučna disciplina:

ND

Medicinska fizika

Predmetna odrednica/ ključne reči:

PO

Brzina, krvi, Doplerov efekat, metode merenja

UDK

Čuva se:

ČU

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

Važna napomena:

VN

nema

Izvod:

IZ

Opisane su metode koje se koriste u merenju brzine toka krvi kao i njihova praktična primena. Poseban akcenat je dat na ultrazvučne metode merenja brijine toka krvi i korišćenje Doplerovog efekta. U eksperimentalnom delu rada je prikazan je slučaj merenja brzine krvnog toka u veni porte.

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

12.05.2014.

Datum odbrane:

DO

06.06.2014.

Članovi komisije:

KO

Dr Maja Stojanović

član:

Dr Olivera Klisurić

član:

Dr Dijana Nićiforović

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Monograph publication

TR

Textual printed material

TR

Final paper

CC

Author:

AU

Smiljka Todorov

MN

Mentor/comentor:

Olivera Klisurić

TI

Title:

Methods of measuring the speed of blood flow

LT

Language of text:

Serbian (Latin)

LA

Language of abstract:

English

CP

Country of publication:

Serbia

LP

Locality of publication:

Vojvodina

PY

Publication year:

2014

PU

Publisher:

Author's reprint

PP

Publication place:

Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PD

Physical description:

7/52/1/48/9/

SF

Scientific field:

Physics

SD

Scientific discipline:

Medical Physics

SKW

UC

Holding data:

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note:

none

N

Abstract:

The paper describes the methods used in measuring the speed of blood flow as well as their practical application. Special emphasis is given to the ultrasonic method of measuring the speed of blood flow and the use of the Doppler effect. The experimental part of the paper presents the case of measuring the speed of blood flow in the portal vein.

12.05.2014.

AB

06.06.2014.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

PhD Maja Stojanović

PhD Olivera Klisurić

PhD Dijana Nićiforović

President:

Member:

ember: