Fizikalni principi medicinske primjene doplera

Kočet, Nikola

Master's thesis / Diplomski rad

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:437651

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**



Repository / Repozitorij:

Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Nikola Kočet

Fizikalni principi medicinske primjene doplera

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2015.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Nikola Kočet

Fizikalni principi medicinske primjene doplera

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2015.

Ovaj diplomski rad izrađen je na Katedri za fiziku i biofiziku pod vodstvom doc.dr.sc. Sanje Dolanski Babić i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2014./2015.

Diplomski rad je izrađen na Katedri za fiziku i biofiziku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: doc.dr.sc. Sanja Dolanski Babić

Popis skraćenica

FFTA (engl. *fast Fourier transformation analysis*) - brza Fourierova transformacijska analiza podataka

S/D - sistoličko/dijastolički omjer

RI (engl. *resistance index*) - indeks otpora

PI (engl. *pulsatility index*) - indeks pulsatilnosti

CW (engl. *continuous wave*) - kontinuirani dopler

PW (engl. *pulsed wave*) - pulsirajući dopler

PD - power-dopler

PRF (engl. *pulse repetition frequency*) - frekvencija ponavljanja pulsova

FDA (engl. *Food and Drug Administration*) - Američki Državni ured za kontrolu hrane i lijekova

AIUM (engl. *American Institute of Ultrasound in Medicine*) - Američki Institut za ultrazvuk u medicini

Sadržaj

Sažetak

Summary

1. Uvod ... 1

2. Povijesni pregled ... 3

3. Dopplerov efekt i jednadžba ... 3

3.1. Primjena Dopplerove jednadžbe u medicinskoj dijagnostici ... 5

3.2. Osobine krvnog toka ... 7

3.2.1. Protok i tlak ... 8

3.2.2. Krvožilni otpor ... 11

3.3. Prikaz rezultata dobivenih dopler ultrasonografijom ... 12

3.3.1. Audio prikaz ... 12

3.3.2. Spektralna frekvencijska analiza ... 13

3.3.3. Doplerovi indeksi ... 15

4. Ultrazvučne sonde ... 17

5. Osnovne doplerske tehnike ... 18

5.1. Kontinuirani dopler (CW) ... 18

5.2. Pulsirajući dopler (PW) ... 19

5.3. Obojeni dopler (*color Doppler*) ... 20

5.4. Power-dopler (PD) ... 21

6. Ultrazvučna kontrastna sredstva ... 21

7. Doplerski artefakti 22

7.1. Frekvencijsko prebacivanje (*aliasing*) 22

7.2. Zrcalna slika (*mirror image*) 23

7.3. Elektronički šum 23

7.4. Pogrešno postavljanje *wall*-filtra 24

7.5. Artefakti vezani uz kontrastna sredstva 24

8. Optimizacija doplerovog prikaza 25

9. Sigurnost primjene doplera 25

10. Zahvale 27

11. Literatura 28

12. Životopis 29

Sažetak

Fizikalni principi medicinske primjene doplera

Nikola Kočet

Dopplerov efekt ima široku primjenu u gotovo svim granama medicine, počevši od radiologije, preko ginekologije i ortopedije, pa sve do interne medicine.

Općenito govoreći, Dopplerov efekt je promjena frekvencije zvuka, svjetlosti ili drugih valova, prouzročena relativnim kretanjem izvora valova, odnosno emitera i prijemnika. Primjena Dopplerovog efekta u medicini se temelji na razlici frekvencija između emitiranih i detektiranih ultrazvučnih valova, dobivenih refleksijom ultrazvuka na eritrocitima. Primjenjuje se na način da se ultrazvučni snop usmjeri prema krvnoj žili te pritom analiziraju Dopplerovi pomaci ultrazvuka raspršenog na eritrocitima. Na taj način nastaje slika strujanja krvi, koja se prikazuje koristeći audio prikaz, spektralnu frekvencijsku analizu te doplerove indekse. Prilikom primjene doplera mogu nastati različiti artefakti koji se uklanjaju optimizacijom doplerovog prikaza.

Danas je u uporabi nekoliko doplerskih tehnika od kojih su najznačajnije kontinuirani i pulsirajući dopler, te obojeni i power dopler.

Ultrazvučni intenziteti koji se dobivaju primjenom doplera daleko nadmašuju one kod konvencionalnog B-mod ultrazvuka. Prema preporukama američke FDA treba težiti smanjenju intenziteta i vremena izlaganja ultrazvučnom snopu, dok je Nacionalni Savjet za zaštitu od zračenja SAD-a stava da korist od primjene ultrazvuka daleko premašuje pretpostavljene rizike.

Ključne riječi: Dopplerov efekt, Dopplerovi pomaci, eritrociti, audio prikaz, spektralna frekvencijska analiza, doplerovi indeksi, artefakti, kontinuirani i pulsirajući dopler, obojeni i power dopler

Summary

Physical principles of doppler ultrasonography

Nikola Kočet

The Doppler efect is widely used in almost all fields of medicine, starting from radiology, through gynecology and orthopedics, to internal medicine.

Generally speaking, the Doppler effect is a change in the frequency of sound, light or other waves, caused by the relative movement of the source of the waves, i.e. emitters and receivers. The use of the Doppler effect in medicine is based on the difference between the frequencies of emitted and detected sound waves obtained by the reflection of ultrasound on erythrocytes. It is used in a way that the ultrasound beam is directed towards a blood vessel and thereby analyze the Doppler shifts of ultrasound waves scattered across the erythrocytes are being analyzed. In this way, there occurs a picture of blood flow presented using audio display, spectral frequency analysis and Doppler indices. During Doppler use various artifacts may appear but are removed by optimizing the Doppler display.

Several Doppler techniques are in use today, most important of which are continuous and pulsed Doppler as well as colored and power Doppler.

The ultrasound intensities are obtained by using Doppler far exceed those of a conventional B-mode ultrasound. According to the recommendations of the US FDA, one should strive to decrease the intensity and exposure time of the ultrasound beam, while the National Council for Radiation Protection of the United States officially considered that the benefits of ultrasound use surpass assumed risks.

Keywords: Doppler effect, Doppler shifts, erythrocytes, audio display, spectral frequency analysis, Doppler indices, artifacts, continuous and pulsed Doppler, colored and power Doppler

1. Uvod

Tehnika doplera koja se koristi u dijagnostičke svrhe se temelji na primjeni Dopplerovog efekta. Osnovni princip rada se bazira na mjerenju razlika između frekvencija emitiranog i reflektiranog zvučnog vala, što se naziva Dopplerov pomak. Tehnika ima široku primjenu u mnogim granama medicine, a posebno u radiologiji i internoj medicini.

Dopplerov pomak je prvi puta, 1959. godine, iskoristio S. Satomura za određivanje brzine toka krvi, dok su 1964. godine D.W. Baker i H.F. Stegall predstavili prvi doplerov instrument konstruiran na tom principu (Stanković & Slankamenac, 2010).

Doplerom se ne može mjeriti ni protok, ni tlak niti otpor. Jedina veličina koja se može točno izmjeriti je brzina strujanja krvi (Brkljačić, 2010). Na promjenama brzine strujanja krvi i morfologije doplerskih spektar zasnivaju se sve doplerske dijagnoze. Dakle, ultrazvučni snop se usmjeri prema krvnoj žili prilikom čega se ultrazvučni valovi djelomično reflektiraju od eritrocita. Ovisno o smjeru toka krvi u odnosu na sondu nastaje Dopplerov efekt, a frekvencija reflektiranog ultrazvuka se mijenja ovisno o brzini krvi. Na taj se način unutar krvne žile određuje kolika je brzina krvi i koji je njezin smjer (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

Osnovni dio uređaja je sonda koja je istovremeno i izvor i detektor ultrazvučnih valova. Sonda je građena od jednog ili više piezoelektričnih kristala. Elastičnom deformacijom kristala (stezanjem i rastezanjem) na njegovim se krajevima inducira električni napon, čiji polaritet ovisi o tome je li se kvarcna pločica steže ili rasteže. Pojava induciranja napona kao posljedice mehaničke deformacije se zove piezoelektrični efekt. Obrnuti piezoelektrični efekt je pojava mehaničke deformacije kao posljedice nametnute razlike potencijala na plohama piezoelektričnog kristala. Kad se jedna baza kvarcne pločice u obliku valjka nabije negativnim nabojem, a druga pozitivnim, pločica se deformira skupljanjem. Okrene li se polaritet naboja pločica se širi. Nametanjem izmjeničnog napona visoke frekvencije, pločica titra frekvencijom tog napona i proizvodi ultrazvučne valove (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

Osnovne ultrazvučne tehnike koje koriste Dopplerov efekt u mjerenju ili oslikavanju brzine toka krvi su kontinuirani i pulsirajući dopler, te color i power-dopler.

Za razliku od drugih dijagnostičkih metoda, ova ultrazvučna tehnika ima mnoge prednosti, kao što su stvaranje slike u realnom vremenu, mobilnost samog uređaja tako da se može koristiti uz bolesnikov krevet te relativno niska cijena. Najveća prednost leži u tome što je to neionizirajuća metoda, a sama pretraga je bezbolna i neinvazivna, dok ograničenja oslikavanja uglavnom ovise o iskustvu i subjektivnost interpretacije nalaza.

2. Povijesni pregled

Dopplerov efekt prvi je puta opisan 1842. godine u članku „O obojenom svjetlu dvostrukih zvijezda i izvjesnih drugih nebeskih zvijezda“ austrijskog matematičara i fizičara Johanna Christiana Dopplera (1803.-1853.) (Brković, 2004), (Brkljačić, 2010), (Stanković & Slankamenac, 2010). On je uočio da je uzrok promjene boja dvojnih zvijezda promjena frekvencije svjetlosnih valova koja ovisi o smjeru kretanja izvora valova u odnosu na promatrača. Ako izvor svjetla i promatrač miruju, primljena i emitirana frekvencija su jednake, a ako se promatrač kreće prema izvoru svjetla tada se detektirana frekvencija povećava, a ako se udaljava tada frekvencija opada. Do istog učinka dolazi kod kretanja izvora svjetla u odnosu na promatrača (Brkljačić, 2010). Uočeno je da isti principi vrijede i za zvuk. Tako je nizozemski meteorolog Christopher Buys Ballot 1845. proveo pokus u kojem je lokomotiva vukla nizak otvoreni vagon, manjom ili većom brzinom. Na vagonu su sjedili trubači koji su proizvodili ton određene frekvencije, a njih je pokraj pruge slušala grupa ljudi i određivala visinu tona koji čuju. Nakon toga su trubači i slušatelji zamijenili mjesta. Tim je pokusom potvrđena Dopplerova pretpostavka ovisnosti frekvencije o brzini gibanja izvora zvuka (Brković, 2004). Japanski fizičar Shigeo Satomura je gotovo sto godina kasnije, 1956., uvidio da eritrociti mogu reflektirati ultrazvuk (Satomura, 1956), čime je ta neinvazivna tehnika dobila iznimnu praktičnu važnost.

Tako u medicinskoj ultrazvučnoj dijagnostici počinje uporaba tog fizikalnog principa, nazvanog u čast Christianu Doppleru, Dopplerov efekt (Brkljačić, 2010).

3. Dopplerov efekt i jednadžba

Dopplerov efekt je pojava karakteristična za sva valna gibanja, no više je zamjetna kod zvučnih nego li svjetlosnih valova. Razlog leži u velikoj brzini rasprostiranja elektromagnetskih

valova, tako da se Dopplerov efekt za elektromagnetske valove može zamijetiti samo u svemirskim dimenzijama (Brnjas-Kraljević & Krilov, 2009).

Općenito govoreći, Dopplerov efekt je promjena frekvencije zvuka, svjetlosti ili drugih valova, posljedica relativnog kretanja izvora valova, odnosno emitera i prijemnika (Stanković & Slankamenac, 2010).

Ako se izvor zvuka giba u odnosu na prijemnik, frekvencija koju registrira prijemnik razlikovat će se od frekvencije koju odašilje izvor. Razlika frekvencija će ovisiti o brzini i smjeru gibanja izvora. Ako se izvor udaljava dolazi do smanjenja, a ako se približava dolazi do povećanja mjerene frekvencije. Promjene u frekvenciji se također opažaju ako izvor miruje, a prijemnik se prema njemu relativno giba (Brnjas-Kraljević & Krilov, 2009).

Zamislimo da se prijemnik giba brzinom v_p prema izvoru zvučnih valova frekvencije f_0, tad je frekvencija koju registrira prijemnik, f_p:

$$f_p = f_0 \frac{c + v_p}{c}$$

gdje je c brzina zvučnih valova u promatranom sredstvu. Ako se izvor giba brzinom v_i prema prijemniku registrirana frekvencija će biti:

$$f_p = f_0 \frac{c}{c - v_i}$$

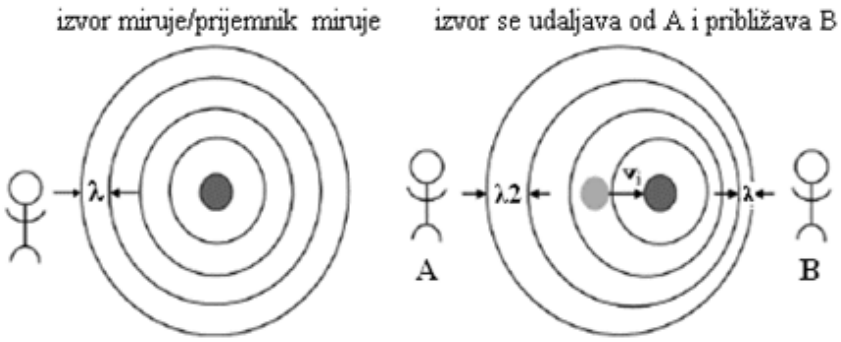
Gibaju li se izvor i prijemnik istodobno jedan prema drugome ususret, registrirana frekvencija se može izračunati prema jednadžbi:

$$f_p = f_0 \frac{c + v_p}{c - v_i}$$

Promjena u frekvenciji $\Delta f = f_0 - f_p$ koja se naziva Dopplerov pomak, uz uvjet da je $v_i << c$ glasi:

$$\Delta f = f_0 \frac{v_p - v_i}{c - v_i}$$

Izmjereni pomaci u frekvenciji su vjerodostojni, ako su brzine gibanja izvora i prijemnika tokom mjerenja konstantne (Brnjas-Kraljević & Krilov, 2009).



Slika 3.-1 Uz objašnjenje Dopplerovog efekta – kada izvor miruje oba slušača čuju ton jednake visine određene frekvencijom titranja izvora. Kada se izvor giba udaljavajući se od slušača A i približavajući se slušaču B, slušač A čuje dublji ton od slušača B. Pritom je ton koji čuje slušač A dublji od tona koji šalje izvor, a ton koji čuje slušač B je viši od originalnog tona. **Prema:** (Brnjas-Kraljević & Krilov, 2009, str. 139)

U praksi bi to značilo da je potreban uređaj koji odašilje ultrazvučni snop u tijelo i prima odbijene valove iz tijela. Uređaj stoga mora mjeriti razliku između emitirane i reflektirane frekvencije (Brkljačić, 2010). Dopplerov pomak, odnosno razlika tih frekvencija, izražen u hercima (Hz), proporcionalan je brzini kretanja reflektora (Breyer, 1991), (Brkljačić, 2010).

3.1. Primjena Dopplerove jednadžbe u medicinskoj dijagnostici

Primjena Dopplerovog efekta u medicini se temelji na razlici frekvencija između emitiranih i detektiranih ultrazvučnih valova, dobivenih refleksijom ultrazvuka na eritrocitima. Eritrociti, kao najbrojnije stanice u krvi, postaju izvor novog zvučnog vala promijenjene frekvencije (Stanković & Slankamenac, 2010).

Eritrociti se gibaju određenom brzinom i smjerom unutar krvne žile te su glavni reflektori ultrazvuka. Kada se eritrociti kreću prema ultrazvučnoj sondi frekvencija reflektiranog ultrazvuka veća je od frekvencije emitiranoga, a manja ako se udaljavaju od sonde. Dopplerov efekt se u medicinskoj praksi primjenjuje na način da se ultrazvučni snop usmjeri prema krvnoj žili. Pritom se na nekim eritrocitima ultrazvuk raspršuje, a energija valova raspršenih natrag prema sondi, kao izvoru ultrazvuka, treba biti dovoljna za analizu Dopplerovih pomaka i time za

određenje brzine protoka krvi. Kako se malo energije reflektira natrag prema sondi, potrebna je vrlo osjetljiva elektronika, a i emitirana energija ultrazvuka se mora povisiti, kako bi reflektirana energija bila dostatna za vjerodostojan nalaz. Zbog navedenog, doplerski uređaji nose nešto veću opasnost od konvencionalnih ehoskopa (Brkljačić, 2010).

Kako bi smo izmjerili brzinu strujanja krvi potrebno je emitirati ultrazvučni snop u tijelo pod određenim kutom α u odnosu na smjer protoka. Jednadžba Dopplerovog pomaka tada glasi:

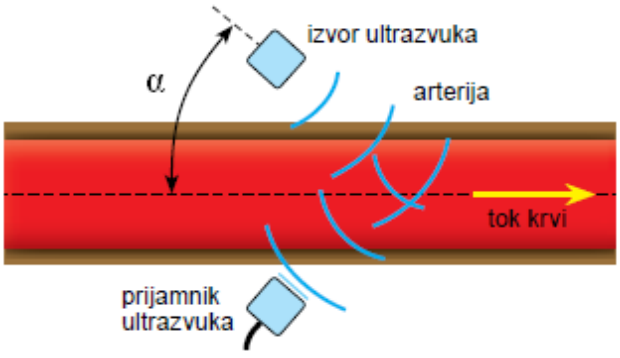
$$\Delta f = \left(2 f_0 \frac{v}{c}\right) \times \cos \alpha$$

Gdje je v brzina kretanja eritrocita, c brzina ultrazvuka u mekim tkivima, Δf Dopplerov pomak, f_0 emitirana frekvencija, a α kut između ultrazvučnog snopa i krvne žile, odnosno smjera toka krvi. Važno je napomenuti da Dopplerov pomak za $\alpha = 90°$ iznosi nula, to znači da nije moguće mjeriti brzinu protoka pod kutom od 90°.

Iz navedene jednadžbe možemo izračunati brzinu prema sljedećem izrazu:

$$v = \frac{\Delta f c}{2 f_0} \cos \alpha \ \ (m/s)$$

Najjednostavniji izračun brzine protoka je za kut $0°$ $(\cos 0° = 1)$ (Breyer, 1991), (Dolanski Babić & Roginić, 2012).



Slika 3.1.-1 Određivanje smjera i brzine krvi u arteriji kolordoplerskom metodom. Prema: (Dolanski Babić & Roginić, 2012, str. 48)

Praktičnim rječnikom rečeno, najbolje bi bilo da se ultrazvučna sonda drži paralelno protoku krvi. No, kako to u praksi nije uvijek moguće, a s obzirom da je kosinus kutova manjih od 25°

približno jednak jedinici, možemo zaključiti da je jednadžba za brzinu protoka zadovoljena za kutove manje od 25° (Stanković & Slankamenac, 2010). Važno je napomenuti da računalo unutar ultrazvučnog uređaja računa brzinu prema danoj formuli (Brkljačić, 2010).

3.2. Osobine krvnog toka

Arterije i vene služe za perfuziju tkiva s minimalnim gubitkom energije (Stanković & Slankamenac, 2010). Svrha arterija je da se tkivima dostavi oksigenirana krv koja je potrebna za održavanje normalne funkcije tkiva (Brkljačić, 2010).

Količina krvi koju određeni organ ili tkivo prima ovisi o metaboličkim i funkcionalnim potrebama organa. Neki organi, poput mozga, jetara i bubrega trebaju velike količine krvi tijekom cijelog dana i imaju niski vaskularni otpor, jer protok treba biti kontinuirano visok iz fizioloških razloga. Mozak i jetra uz to imaju i izvrstan kolateralni protok, koji omogućuje održavanje perfuzije organa i u slučaju okluzije jedne od važnih opskrbnih žila (Brkljačić, 2010). Neki organski sustavi imaju promjenjiv arterijski otpor. Primjerice, tanko crijevo treba puno krvi u postprandijalnom razdoblju, pa je zbog toga arterijski otpor nizak. Za vrijeme gladovanja vaskularni je otpor visok. S obzirom da mišići trebaju puno krvi tijekom aktivnost, vaskularni otpor je nizak, dok je u mirovanju otpor visok. Možemo reći, da u ovisnosti o tim fiziološkim promjenama dolazi i do promjene doplerovog spektra (Stanković & Slankamenac, 2010).

Vene služe za odvodnju CO_2 i produkata metabolizma iz organa (Stanković & Slankamenac, 2010). Venski sustav ima nizak tlak, venski zalisci sprječavaju retrogradni tijek krvi, a srčana kontraktibilnost i promjena abdominalnog tlaka se pri respiracijama odražavaju na hemodinamiku u venama. Važan utjecaj na vensku hemodinamiku ima i gravitacija (Brkljačić, 2010).

Pojmovi koje koristimo u opisivanju strujanja krvi u organizmu su protok, tlak i otpor.

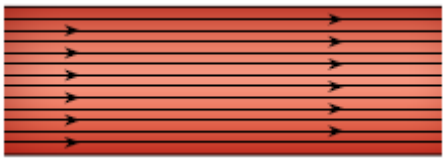
3.2.1. Protok i tlak

Protok označava količinu krvi koja se dostavlja određenom tkivu u svrhu izmjene O_2 i CO_2 u nekom vremenu (npr. mL krvi u min/g tkiva). Ako tkiva primaju premalo krvi govorimo o ishemiji, dok dolaskom previše krvi nastaje hemoragija (Brkljačić, 2010).

U cilju razumijevanja hidrodinamičkih svojstva krvi, poslužit ćemo se s nekoliko modela protjecanja.

Kažemo da tekućina teče u slojevima. Ako se slojevi međusobno ne miješaju nego se gibaju paralelno jedan drugome, govorimo o laminarnom protjecanju koje je moguće za male brzine protjecanja (Krilov, 2008).

Idealna tekućina je fizikalni model kod kojeg ne postoji unutrašnje trenje između slojeva tekućine, kao ni vanjsko trenje između sloja tekućine i stjenke cijevi. Zbog toga se svi slojevi gibaju jednakom brzinom (Slika 3.2.1.-1).



Slika 3.2.1.-1 Laminarno strujanje fluida. Model idealne tekućine. Prema: (Dolanski Babić & Roginić, 2012, str. 96)

Idealna tekućina ima svojstvo svih tekućina - nestlačivosti. To znači da masa tekućine koja prođe kroz bilo koji presjek cijevi mora biti jednaka: $\Delta m_1 = \Delta m_2$, odnosno da je volumni protok stalan:

$$Q = \frac{V}{t} = A_1 v_1 = A_2 v_2$$

Ovu relaciju nazivamo „jednadžba kontinuiteta“ (Krilov, 2008).

Zakon o očuvanju energije nam govori da se rad uložen za pokretanje tekućine na ulazu u cijev troši na povećanje potencijalne kinetičke energije tekućine, a ostatak se predaje okolini na izlazu iz cijevi. To je prikazano u Bernoullijevoj jednadžbi:

$$p_1 + \rho g h_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} = p_2 + \rho g h_2 + \frac{\rho v_2^2}{2}$$

Ovaj izraz pokazuje da je ukupni tlak u idealnoj tekućini jednak u svakom dijelu cijevi, a sastoji se od doprinosa tlaka na stjenke (statički tlak), hidrostatskog tlaka i tlaka zbog protjecanja (dinamički tlak) (Krilov, 2008).

Sada se postavlja pitanje, je li je takav model primjenjiv na protjecanje krvi kroz krvne žile. S reološkog gledišta krv možemo smatrati disperznim sustavom, zbog visokog volumnog udjela eritrocita (hematokrit) od oko 45 %. Iako krv ne možemo smatrati idealnom tekućinom u svrhu energijskih proračuna možemo upotrijebiti gore navedenu Bernoullijevu jednadžbu. Naime, možemo izračunati udio dinamičkog tlaka u ukupnom tlaku krvi i tako dobiti informaciju koliki se dio rada srca troši da bi se krv gibala određenom brzinom kroz krvne žile (Krilov, 2008).

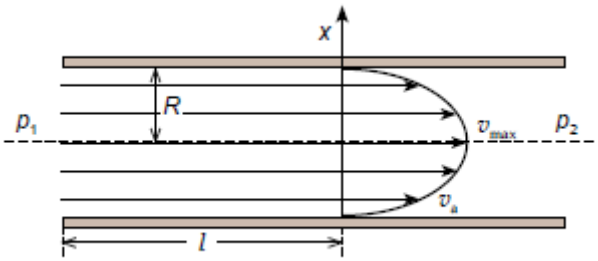
Model koji uzima u obzir unutrašnje trenje (viskoznost, η) između pojedinih slojeva tekućine, te vanjsko trenje, između tekućine i stjenke cijevi se zove model realne tekućine (Krilov, 2008). Tok realne tekućine može biti laminaran, s različitim brzinama uz poprečni pad brzine strujanja $\left(\frac{\Delta v}{\Delta x}\right)$ u pravcu okomitom na smjer gibanja tekućine (Slika 3.2.1.-2). Viskoznost, pritom, izrazito utječe na protjecanje fluida kroz cijev. Čestice susjednih slojeva djeluju jedne na druge silama okomitim na smjer strujanja, te tvore unutarnje trenje tekućine, a sila unutarnjeg trenja se naziva viskozna sila. Ona je proporcionalna veličini dodirne površine slojeva tekućine (A), poprečnom padu brzine $\left(\frac{\Delta v}{\Delta x}\right)$ i koeficijentu viskoznosti η:

$$F = \eta A \frac{\Delta v}{\Delta x}$$

U modelu realne tekućine, tekućina protječe kroz cilindričnu cijev duljine l i polumjera R s mjesta višeg p_1, prema mjestu nižeg p_2 tlaka. Maksimalnu brzinu ima sloj tekućine duž osi cijevi, dok se brzine prema krajevima cijevi smanjuju, a uz samu stjenku jednaka je nuli. Kako ovdje postoji raspodjela brzina od minimalne, v_{min} do maksimalne v_{max}, uvodimo pojam srednje brzine $\bar{v}$:

$$\bar{v} = \frac{v_{min} + v_{max}}{2} = \frac{R^2}{8\eta l}\Delta p$$

gdje je $\Delta p = p_1 - p_2$, razlika tlakova na krajevima cijevi (Dolanski Babić & Roginić, 2012).



Slika 3.2.1.-2 Laminarno gibanje viskozne tekućine u uskoj cijevi polumjera R. Prema: (Dolanski Babić & Roginić, 2012, str. 101)

Volumni tok za protjecanje realne tekućine je:

$$Q = \frac{R^4 \pi}{8\eta}\frac{\Delta p}{l}$$

Ta je jednadžba poznata pod nazivom Poiseuilleov zakon protjecanja. Protjecanje krvi i raspodjelu protoka u krvnom sustavu, možemo proučavati modelom realne tekućine (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

Iz Poiseuilleova zakona možemo definirati novi parametar, koji se naziva hidraulički otpor, a koji se definira kao kvocijent razlike tlakova i protoka tekućine:

$$R_H = \frac{\Delta p}{Q} = \frac{8\eta l}{R^4 \pi}$$

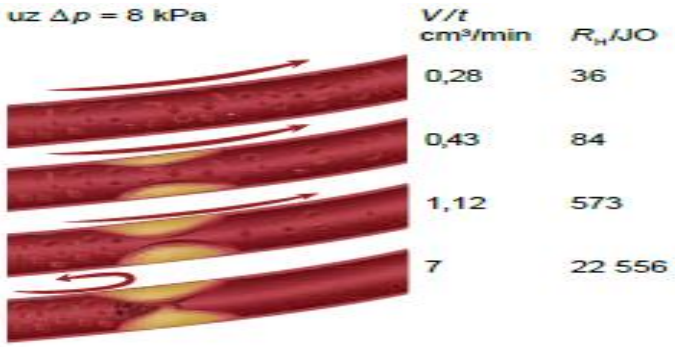
Što je veća duljina cijevi i manji polumjer to će hidraulički otpor biti veći, pa će uz istu promjenu tlak volumni protok Q biti manji. Možemo, također, uočiti da je hidraulički otpor veći kod tekućina veće viskoznosti, te ako tekućina protječe kroz dužu i užu cijev. Najveća je ovisnost hidrauličkog otpora o polumjeru cijevi sa četvrtom potencijom, $R_H \sim \frac{1}{R^4}$ (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

Hidraulički otpor utječe na protok kroz krvožilni sustav (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

3.2.2. Krvožilni otpor

Krvožilni otpor je opisan hidrauličkim otporom u modelu realne tekućine. Hidraulički otpor određuje raspodjelu tlakova u krvotoku. Što je veći hidraulički otpor potrebna je i veća razlika tlakova između dvaju mjesta u žili da bi se kroz nju osigurao potreban protok krvi (Dolanski Babić & Roginić, 2012).

Ukupna promjena tlaka u pojedinoj krvnoj žili ukazuje na razlike u hidrauličkom otporu pojedinih krvnih žila. Kao primjer možemo uzeti aterosklerotski promijenjenu krvnu žilu. U cilju osiguranja stalnog protoka kroz suženi dio žile, razlika tlakova na krajevima žile mora biti veća: $Q = \frac{\Delta p}{R_H}$. Kako razliku tlaka stvara srce, to je dodatno opterećenje srca, te ujedno i faktor rizika za razvoj bolesti (Dolanski Babić & Roginić, 2012). Na Slici 3.2.2.-1 su prikazani primjeri hidrauličkog otpora i brzine protoka krvi za različite promjere žile. Mjerna jedinica za hidraulički otpor je jedinica otpora (JO).



Slika 3.2.2.-1 Uz manji promjer žile, veći hidraulički otpor i brzina protoka krvi. Prema: (Dolanski Babić & Roginić, 2012)

Kao posljedica suženja krvne žile plakom uz povećan hidraulički otpor, laminarni tok naglo prelazi u turbulentni (vrtložni). Pri tome se eritrociti ne gibaju usmjereno. Kod značajnije opstrukcije, eritrociti mogu doseći brzinu kretanja veću od 7 m/s (Stanković & Slankamenac, 2010).



Slika 3.2.3.-2 Turbulentni protok i profil raspodjele brzina. Prema: (Brnjas-Kraljević & Krilov, 2009)

U konačnici možemo reći da vrtložni protok predstavlja patološki nalaz.

3.3. Prikaz rezultata dobivenih dopler ultrasonografijom

Doplerom se ne može mjeriti ni protok, ni tlak niti otpor. Jedina veličina koji se može točno izmjeriti je brzina strujanja krvi (Brkljačić, 2010). Na promjenama brzine strujanja krvi i morfologije doplerskih spektar zasnivaju se sve doplerske dijagnoze i procjene o poremećajima u protoku.

3.3.1. Audio prikaz

Uređaji koje koriste dopler tehniku imaju i takozvani *audio output*, tj. tijekom pregleda se može čuti zvučni signal što nam može pomoći u boljem prikazu protoka krvi. Promjena frekvencije Dopplerovog pomaka se kreće između 20 i 20 000 Hz, što su frekvencije koje ljudsko uho čuje, pa je moguće dobiti zvučni signal te ga emitirati preko zvučnika (Stanković & Slankamenac, 2010).

Zvukovi visokih tonova proizlaze iz velikog Dopplerovog pomaka te predstavljaju postojanje velikih brzina, dok zvukovi niskih tonova ukazuju na malu promjenu frekvencije te prisustvo manjih brzina protoka. Pomoću zvučnog signala možemo razlikovati laminarni od turbulentnog protoka. Laminarni tok proizvodi čisti ton zbog uniformnosti brzina, za razliku od turbulentnog

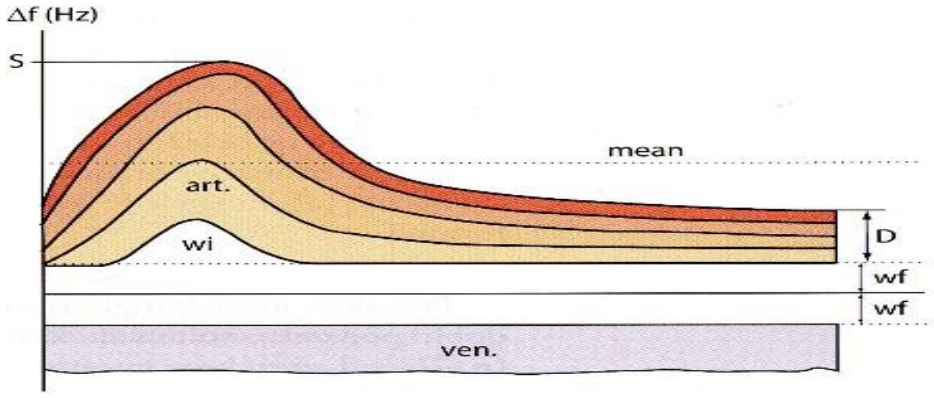
toka gdje postoje različite brzine, što rezultira pojavom hrapavog i bučnog signala. Najjasniji tonovi se dobivaju u slučaju kad je sonda postavljena paralelno krvnom toku.

Osnovni nedostatak audio prikaza je subjektivnost interpretacije (Stanković & Slankamenac, 2010).

3.3.2. Spektralna frekvencijska analiza

Metoda za kvantifikaciju doplerskih nalaza naziva se spektralna frekvencijska analiza. Ova metoda je analogna rasapu bijelog svjetla u prizmi, u komponente boje koje se nazivaju spektar boja. Ultrazvučni se signal tako razlaže na frekvencijske komponente, koje se grafički prikazuju na vremenskoj skali, te se dobiva kumulativna frekvencijska distribucija pulsnog ciklusa (Brkljačić, 2010). Frekventni pomaci postoje zbog različitih brzina kretanja krvnih stanica (Stanković & Slankamenac, 2010).

Iz tih se zapisa, usporedbom s normalnim nalazom, donosi zaključak o stupnju poremećenosti protoka u promatranoj krvnoj žili. U ultrazvučnom uređaju (spektralni analizator) računalni sustav provodi kompliciranu operaciju, tzv. brzu Fourierovu transformacijsku analizu podataka (FFTA, *fast Fourier transformation analysis*), razlažući ultrazvučni signal u 128 frekvencijskih komponenti 160 puta u sekundi. FFTA omogućuje da se doplerski spektri prikažu kao vremenska funkcija u „stvarnom vremenu“ (*real-time*).



Slika 3.3.2.-1 Grafički prikaz doplerovog spektra. Prema: (Brkljačić, 2010, str. 5)

Grafički se na vertikalnoj skali očitavaju frekvencije, tzv. Dopplerovi pomaci u kilohercima (kHz), koji su proporcionalni brzini gibanja krvi. Suvremeni uređaji na vertikalnoj skali odmah pokazuju brzine koje su automatski izmjerene i izračunate nakon kutne korekcije. Horizontalna skala prikazuje vrijeme. Ako zaustavimo sliku na ekranu, moguće je analizirati raspored frekvencijskih elemenata u svakoj točki doplerovog spektra. Krivulje koje ispiše računalo zapravo odgovaraju grafičkom prikazu promjena frekvencija, tj. Dopplerovih pomaka za vrijeme srčanog ciklusa, s prikazom vremena na apscisi te Dopplerovim pomacima, odnosno brzinama na ordinati. Kako će krivulja izgledati ponajprije ovisi o snazi srčane kontraktilnosti, elastičnosti i popustljivosti krvožilne stjenke, viskoznosti, promjeru krvne žile, te udaljenosti između srca i ispitivane žile (Brkljačić, 2010). No, najvažniji čimbenik odgovoran za izgled krivulje je periferni vaskularni otpor (Stanković & Slankamenac, 2010). Ovisno o položaju spektra u odnosu na bazalnu liniju moguće je odrediti smjer krvnog toka prema (iznad bazalne linije) ili obrnuto (ispod bazalne linije) od sonde. Spektar omogućava mjerenje i maksimalne sistoličke i dijastoličke brzine, srednje brzine tokom ciklusa itd. Nepulsatilni spektar karakterističan je za vene na periferiji, ali u venama koje su blizu srca (*v. cava inferior, v. subclavia*) uočavaju se prenesene kardijalne pulsacije. Kako krv teče u različitim presjecima žile različitom brzinom, brzina u spektru nije prikazana jednom linijom, nego pojasom Dopplerovih pomaka, tako da je spektar gotovo u cijelosti ispunjen, te se to naziva spektralno širenje. Ako krv teče jednakom brzinom u različitim dijelovima žile, tada nema spektralnog širenja te ispod ostaje sistolički prozor koji je prazan.

Noviji doplerski ultrazvučni uređaji imaju mogućnost uklanjanja niskih frekvencija iz spektra, odnosno brisanja tzv. šumova žilne stjenke koje potječu od kretnji žilne stjenke. Radi se o tome da kretanje žile tijekom srčanog ciklusa može dovesti do nastanka niskih frekvencija koje mogu interferirati s mjerenjima pokazatelja protoka. Ti se šumovi žilne stjenke nazivaju „*clutter*“ i uređaj ih može ukloniti. Najniže frekvencije su iz spektra odrezane posebnim frekvencijskim filtrom, koji se naziva *wall- filter*. Važno je rabiti što niže filtre (50 Hz ili manje) kako se ne bi lažno izbrisao spori protok u dijastoli.

Ako izmjerimo brzinu strujanja krvi $v, (v = konst.)$ uz poznati promjer žile $d, (d = 2R)$, a uz pretpostavku da se radi o modelu idealne tekućine, možemo izračunati protok Q:

$$Q = \frac{V}{t} = Sv = R^2\pi v = \left(\frac{d}{2}\right)^2 \pi v = v\left(\frac{\pi d^2}{4}\right)$$

Protok možemo korigirati s obzirom na tjelesnu masu te dobiti podatak o volumenu krvi koja protječe u jedinici vremena (1 min) kroz žilu, po jedinici tjelesne mase (Brkljačić, 2010).

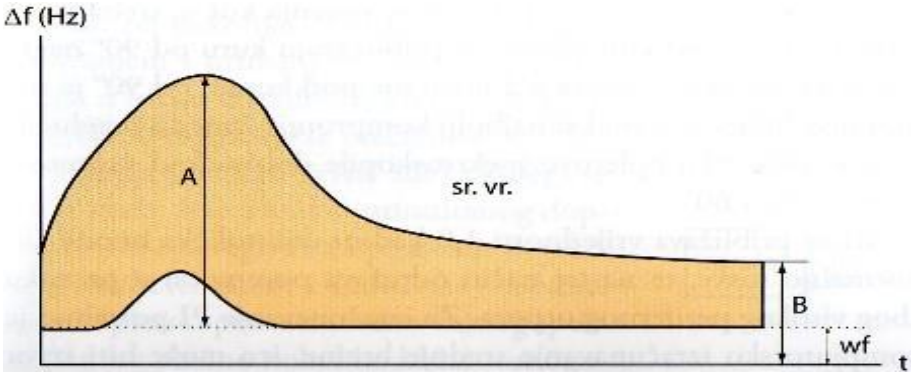
Tijekom prije navedenih proračuna treba biti oprezan, jer male greške u mjerenju brzine toka krvi ili pak promjera krvnih žila mogu dovesti do velikih grešaka u izračunatim vrijednostima protoka (Stanković & Slankamenac, 2010), što dovodi do pogrešne interpretacije nalaza.

3.3.3. Doplerovi indeksi

Uz mjerenje apsolutnih brzina i izračunavanja protoka, možemo definirati i relativne doplerove indekse koji ne ovise o kutu između smjera toka krvi i ultrazvučnog snopa, što predstavlja veliku prednost (Stanković & Slankamenac, 2010). Drugim riječima rečeno, kada u analizi doplerovog spektra koristimo indekse, računamo ih na način da u omjer stavljamo dvije varijable ovisne o kutu, mjerne jedinice varijabli se pritom skrate te se dobivaju apsolutni brojevi, neovisni o kutu između ultrazvučnog snopa i krvne žile. Indeksi omogućuju razlikovanje manjeg i većeg vaskularnog otpora (Brkljačić, 2010).

U uporabi su tri indeksa: sistoličko/dijastolički omjer (S/D), indeks otpora (RI, *resistance index*), tzv. Pourcelotov indeks te indeks pulsatilnosti (PI, *pulsatility index*) koji se naziva i indeksom impedancije (Brkljačić, 2010).

S/D predstavlja odnos najvećeg frekvencijskog pomaka u sistoli i najmanjeg frekvencijskog pomaka u dijastoli. Postaje neuporabljiv kada su dijastoličke brzine odsutne zbog velikog vaskularnog otpora te teži u beskonačnost (Stanković & Slankamenac, 2010).



Slika 3.3.3.-1 Prikaz izračunavanja RI i PI. Prema: (Brkljačić, 2010, str. 7)

Jednadžba za izračunavanje indeksa otpora glasi:

$$RI = \frac{(A - B)}{A}$$

Indeks pulsatilnosti izračunavamo prema izrazu:

$$PI = \frac{(A - B)}{sr.vr.}$$

Gdje je A maksimalna sistolička frekvencija, B minimalna dijastolička frekvencija, a $sr.vr.$ prosječna frekvencija (srednja vrijednost) za vrijeme srčanog ciklusa (Brkljačić, 2010).

Povećanje perifernog otpora distalno od mjesta postavljanja doplerovog uzorka (osjetljivi volumen, *sample -volume*) ima za posljedicu povećanje njihove vrijednosti (Brkljačić, 2010). RI i PI su dobri pokazatelji perifernog vaskularnog otpora (Stanković & Slankamenac, 2010). Zbog svega toga, današnji uređaji imaju ugrađene programe za mjerenje tih indeksa. U praksi se najčešće upotrebljava indeks otpora (RI) jer ima najmanju varijabilnost u populaciji.

Tablica 3.3.3.-1 Prosječne vrijednosti doplerovih indeksa. Modificirano prema: (Stanković & Slankamenac, 2010, str. 153)

Indeks	Tok malog otpora	Tok velikog otpora
S/D	3	10
RI = (A-B) / A	0,67	0,9
PI = (A-B) / sr.vr.	1,2	2

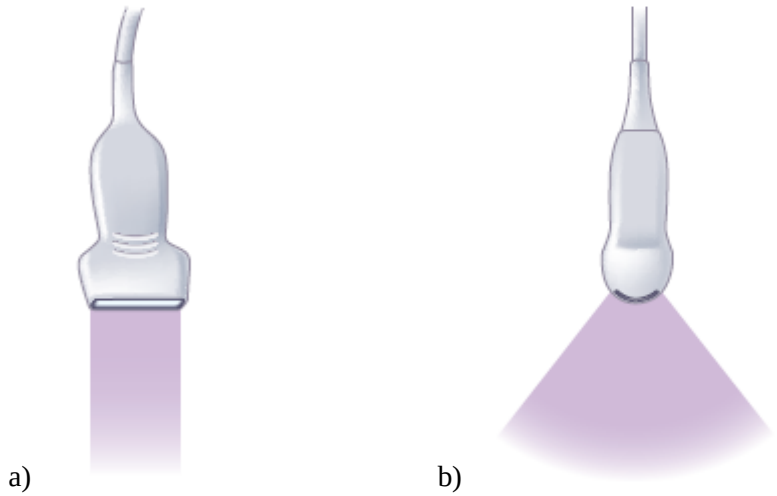
Važno je reći da RI i PI ne ovise o kutu mjerenja. Kako se svi dijelovi spektra razmjerno mijenjaju s promjenom kuta α, treba znati da se za kutove koji se približavaju 90° mjerna pogreška naglo povećava, a mjerenje pod kutom od 90° je nemoguće. RI poprima vrijednosti oko 1,0 kada su dijastoličke brzine jako niske, te se tako odražava poremećaj protoka zbog visokog perifernog otpora (Brkljačić, 2010).

4. Ultrazvučne sonde

Sonda je osnovni dio ultrazvučnog uređaja jer je istovremeno i izvor i detektor ultrazvučnog vala.

Sonda je najskuplji, karakteristični i najosjetljiviji dio ultrazvučnog aparata. Građena je od jednog ili više piezoelektričnih pretvarača. Sonde dijelimo na sektorske i linearne.

Sektorske sonde usmjeruju ultrazvučni snop u tijelo kroz uski akustični prozor i daju trokutaste snimke. Postoji klasična abdominalna, transvaginalna, endorektalna te transkranijska sektorska sonda. Linearne sonde daju pravokutni prikaz područja prema kojem je usmjeren ultrazvučni snop. Koristimo ih u pregledu perifernih arterija i vena te karotidnih arterija (Brkljačić, 2010).



a) b)

Slika 4.-1 Primjer linearne (a) i sektorske (b) sonde. Prema: (Allan, Baxter, & Weston, 2011, str. 19)

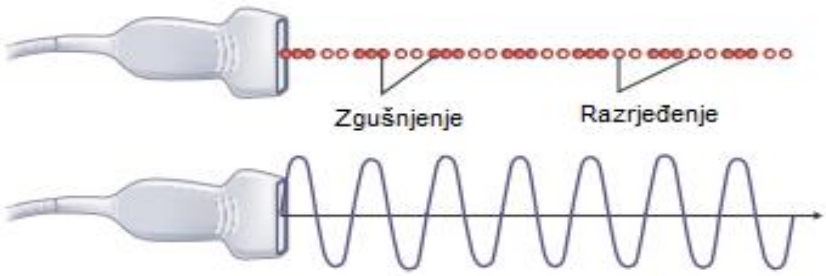
Na žilu koja je paralelna s kožom pristupamo pod kutom između 20 i 30° kako bi se izbjegao pregled pod nepovoljnim doplerovim kutom. Kod pregleda abdominalnih krvnih žila koristimo se sondama frekvencije u rasponu 2,5-5 MHz, a kod pregleda perifernih žila te karotidnih arterija koristimo sonde viših frekvencija, najčešće 7-15 MHz (Brkljačić, 2010).

5. Osnovne doplerske tehnike

Osnovne ultrazvučne tehnike koje koriste Doppler efekt u mjerenju ili oslikavanju brzine toka krvi su kontinuirani dopler (*continuous wave*, CW), pulsirajući dopler (*pulsed wave*, PW), obojeni dopler (*color Doppler*) i power-dopler (PD) (Stanković & Slankamenac, 2010).

5.1. Kontinuirani dopler (CW)

Kontinuirani dopler ultrazvučne valove emitira i prima kontinuirano, istom sondom koja je građena od jednog piezoelektričnog pretvarača, koji stalno emitira, i drugog, koji stalno prima ultrazvučne valove.



Slika 5.1.-1 Kontinuirani val. Prema: (Allan, Baxter, & Weston, 2011, str. 4)

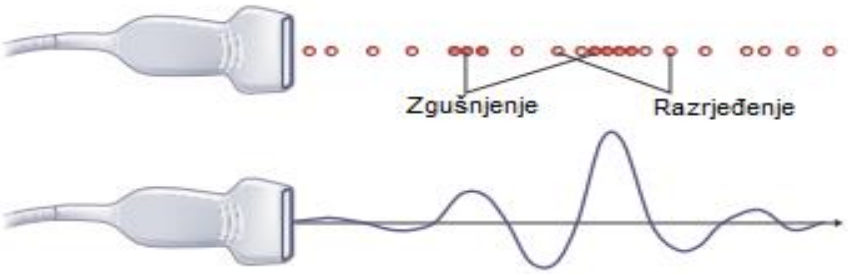
Ova vrsta doplera nema dubinsku rezoluciju što posljedično dovodi do miješanja mjernih rezultata svih protoka koji se nađu uzduž linije gledanja (Brkljačić, 2010). To je glavna mana ove tehnike.

Prednost je u tome što se lako mjere vrlo male i vrlo velike brzine, koje se često pojavljuju u slučaju valvularnih ili kongenitalnih srčanih grešaka, te se može koristiti i u procjeni

regurgitacije i izračunavanja tlaka u pojedinim srčanim šupljinama (Stanković & Slankamenac, 2010).

5.2. Pulsirajući dopler (PW)

Metodu karakterizira emitiranje ultrazvučnih valova u određenim intervalima, dok se u pauzama reflektirani valovi vraćaju u istu ultrazvučnu sondu. Sonda funkcionira kao emiter i prijamnik ultrazvučnih valova (Stanković & Slankamenac, 2010).



Slika 5.2.-1 Pulsni val. Prema: (Allan, Baxter, & Weston, 2011, str. 4)

Pulsirajućim doplerom mjerimo brzinu protoka u po volji odabranoj krvnoj žili, prilikom čega duljina impulsa i širina ultrazvučnog snopa određuje osjetljivi volumen (*sample-volume*) unutar kojeg mjerimo Dopplerov pomak.

Prednost ove tehnike leži u tome što omogućuje analizu protoka u točno određenoj krvnoj žili, bez obzira na to što se u ultrazvučnom snopu nalaze i druge krvne žile. Nedostatak je što se ne mogu mjeriti velike brzine duboko u tijelu, jer je najveća mjerljiva brzina ograničena brojem ultrazvučnih impulsa koji se šalju u tijelo, a taj je broj ograničen trajanjem putovanja ultrazvučnog vala do određene dubine i natrag. Što je udaljenost između ispitivane krvne žile i sonde veća, potrebna je manja frekvencija ponavljanja pulsova (PRF, *pulse repetition frequency*). Zato dolazi do ograničenja mjerljivosti velikih brzina. To ograničenje se naziva Nyquistova granica, a označava da je najveći Dopplerov pomak koji je moguće izmjeriti jednak polovici frekvencije ponavljanja pulsova:

$$\Delta F_{max} = \frac{PRF}{2}$$

Kod povišenja brzine protoka, prekoračenjem Nyquistove granice nastaje artefakt frekvencijskog prebacivanja tzv. *aliasing* (Brkljačić, 2010), odnosno dolazi do prijeloma ili uvrtanja slike (Stanković & Slankamenac, 2010).

Klinička primjena pulsirajućeg doplera počela je uvođenjem dupleks-sustava u kojem se pulsirajući dopler kombinira sa 2-D prikazom (Brkljačić, 2010).

5.3. Obojeni dopler (*color Doppler*)

Tehnika se zasniva na prikazu smjera i brzine krvnog toka u boji. Dogovor je da se protok prema sondi prikazuje crvenom, a protok od sonde plavom bojom. Boja poprima svjetliju nijansu što je brzina protoka veća. Kod laminarnih protoka brzine su prikazane nijansama crvene ili plave boje, ovisno o smjeru kretanja krvnih stanica. Turbulentni protok je prikazan mješavinom nijansi crvene i plave boje zbog kaotičnog kretanja krvnih stanica (Stanković & Slankamenac, 2010).

Ova je tehnika izrazito važna u prikazu suženja, stenoza krvnih žila te regurgitacija. Skraćuje vrijeme pregleda, jer daje brzi uvid u brzinu, smjer i veličinu protoka kroz srce i krvne žile (Stanković & Slankamenac, 2010), (Brkljačić, 2010).

Kao primjer možemo navesti srčanu regurgitaciju. Ako primjenom doplerske tehnike u boji pri mjerenju protoka krvi kroz mitralnu ili trikuspidalnu valvulu uočimo da u prevladavajućoj plavoj boji postoje tanki mlazovi crvene boje, zasigurno možemo potvrditi da se dio krvi kreće suprotno glavnom toku, odnosno da se vraća u pretkljetku (Stanković & Slankamenac, 2010).

Nedostatak ove tehnike je također *aliasing* fenomen (podrobnije opisan u poglavlju 7) zbog čega se ne mogu prikazivati velike brzine.

5.4. Power-dopler (PD)

Radi se o posebnom obliku dvodimenzionalnog prikaza protoka (Brkljačić, 2010). Power-doplerska tehnika prikazuje u boji snagu doplerovog signala. Koristi ukupnu integriranu snagu doplerovog spektra (Stanković & Slankamenac, 2010). Boja i svjetlina PD-signala razmjerna je broju eritrocita unutar osjetljivog volumena koji stvara Dopplerov pomak (Brkljačić, 2010).

Prednosti ove tehnike u odnosu na obojeni dopler su brojne. Tako PD dobivamo širi dinamički raspon signala za vrijeme stvaranja slike protoka, što pak povećava osjetljivost za otkrivanje sporog protoka. Ovisnost o kutu između ultrazvučnog snopa i krvne žile je daleko manja, ne javlja se frekvencijsko prebacivanje, odnosno *aliasing*. Nedostatak predstavlja nemogućnost raspoznavanja smjera protoka u krvnoj žili.

Sama je tehnika u kliničkoj uporabi unazad desetak godina, te je važna metoda u otkrivanju sporog protoka u malim žilama. Zbog navedenog se često koristi za prikaz protoka u intralobularnim arterijama bubrega, praćenju transplantanta bubrega i otkrivanju protoka pri subtotalnoj stenozi arterije karotis interne (Brkljačić, 2010).

6. Ultrazvučna kontrastna sredstva

Kako bi se povećala snaga primljenog signala za vrijeme dijagnostike, većina kontrastnih sredstava temelji se na razlici u akustičnoj impedanciji između kontrastnog sredstva i okolnog mekog tkiva ili krvi.

Najveći je interes za ultrazvučna kontrastna sredstva koja se injiciraju intravenozno. Najuspješniji raspršivači ultrazvuka su mikromjehurići zraka, koji su u upotrebi kao kontrastna sredstva zbog velike stlačivosti i gustoće u usporedbi s okolnom krvlju. Mogućnost rezonancije pri temeljnoj frekvenciji dodatno povećava raspršeni signal. Da bi se uopće mogli koristiti intravaskularno, moraju se stabilizirati pomoću različitih supstancija, kao što je npr. galaktoza.

Danas je u Europi u upotrebi pripravak na bazi sumpornog heksafluorida, kontrastno sredstvo koje se naziva Sonovue (Brkljačić, 2010).

Kontrastna sredstva koristimo kao bi smo npr. poboljšali vizualizaciju intrakranijskih krvnih žila. No, glavno područje primjene je u razlikovanju obrazaca prokrvljenosti različitih fokalnih lezija jetara i međusobnom razlikovanju hemangioma, adenoma, metastaza, hepatocelularnog karcinoma te fokalne nodularne hiperplazije (Brkljačić, 2010).

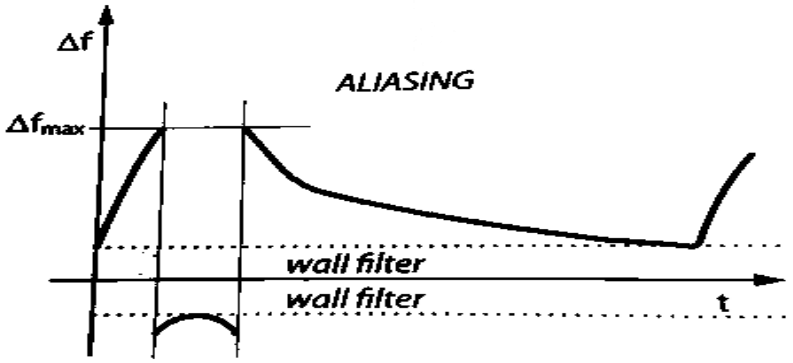
7. Doplerski artefakti

Artefakti su netočno prikazane doplerske informacije o protoku. Najčešći artefakt je frekvencijsko prebacivanje (Brkljačić, 2010), tzv. *aliasing*.

7.1. Frekvencijsko prebacivanje (*aliasing*)

Podsjetimo se, najveći Dopplerov pomak koji se može izmjeriti pulsirajućim doplerom je dva puta manji od frekvencije ponavljanja pulsova (PRF). To ograničenje se zove Nyquistova granica, a prekoračenjem te granice pojavljuje se *aliasing*.

U izgledu doplerovog spektra to rezultira time da se prebrzi protok prikazuje u smjeru suprotnom od stvarnog, odnosno vrh sistoličke spektralne krivulje je prebačen ispod bazalne linije (Brkljačić, 2010). U praksi to nastaje pri visokim brzinama protoka stenotičnih arterija visokog stupnja stenoze.



Slika 7.1.-1 Shematski prikaz frekvencijskog prebacivanja (*aliasing*). Prema: (Brkljačić, 2010, str. 18)

Taj fenomen se može eliminirati povišenjem PRF-a, što omogućava prikaz većih brzina protoka, ali postoji ograničenje iznad kojeg se više ne može povisiti PRF. Pritom postoji i opasnost nastanka novog artefakta koji se naziva *range ambiguity* artefakt. To se događa kad se puls ultrazvuka emitira iz sonde prije nego što se vrati odjek od prethodno emitiranog pulsa (Brkljačić, 2010). *Aliasing* možemo ukloniti, povećanjem doplerovog kuta, pomicanjem bazalne linije ili pak primjenom sonde niže frekvencije.

7.2. Zrcalna slika (*mirror image*)

Artefakt se prikazuje kao podvostručena slika žile na suprotnoj strani jakog reflektora kao što je npr. kost (Brkljačić, 2010). Takva žila može biti proglašena dodatnom žilom jer je doplerov spektar koji se očita istovjetan stvarnoj žili.

7.3. Elektronički šum

O tom artefaktu govorimo kada uz bazalnu liniju, na spektralnom prikazu, uočavamo jednu ili više ravnih linija koje s njom mogu biti paralelne i s obje strane.

Uzrok je bilo kakav električni šum koji radi na frekvencijama ponavljanja slike monitora (Brkljačić, 2010). Ove smetnje otežavaju ili onemogućuju prikaz niskog ili odsutnog dijastoličkog protoka (Brkljačić, 2010).

7.4. Pogrešno postavljanje *wall*-filtra

Previsoko postavljen *wall-filter* odrezat će niske frekvencije iz spektra i onemogućiti prikaz sporog dijastoličkog protoka, a izračunate vrijednosti indeksa otpora bit će previsoke (Brkljačić, 2010).

7.5. Artefakti vezani uz kontrastna sredstva

Nastaju prilikom intravenoznog injiciranja ultrazvučnog kontrastnog sredstva. To su razlijevanje boje, spektralna buka mjehurića te povišenje maksimalnog Dopplerovog pomaka.

Razlijevanje boje nastaje neposredno nakon injiciranja kontrastnog sredstva koje dolazi u područje prema kojem je usmjeren ultrazvučni snop. Artefakt se prikazuje kao prikaz piksela sive skale u boji u područjima gdje protok nije moguć, a nastaje zbog pojačanja intenziteta doplerskog signala, što smanjuje prag ispod kojeg su slabi signali protoka isključeni iz prikaza (Brkljačić, 2010). Razlijevanje se može smanjiti davanjem kontrastnog sredstva u infuziji umjesto u bolusu.

Spektralna buka mjehurića se pojavljuje zbog raspada mjehurića unutar osjetljivog volumena ili zbog velikih pojedinačnih mjehurića (Brkljačić, 2010). Kao znak artefakta nastaju veliki šiljci u spektralnom zapisu.

Najveći problem predstavlja povišenje maksimalnog Dopplerovog pomaka, što nastaje zbog ograničenog dinamičkog raspona spektralnog zapisa. Taj artefakt onemogućuje usporedbu RI/PI vrijednosti prije i nakon aplikacije kontrastnog sredstva (Brkljačić, 2010).

8. Optimizacija doplerovog prikaza

Doplersku pretragu bitno je izvesti na tehnički optimalan način, što zahtjeva manualnu vještinu i podešavanje svih parametara slike na uređaju (Brkljačić, 2010), a važno je za postavljanje odgovarajuće dijagnoze.

Najprije se mora optimizirati B-prikaz (crno-bijela slika) i frekvencija, a struktura koju se gleda mora biti u fokusu. Nakon toga se prelazi na pregled obojenim doplerom ili *power*-doplerom, a zatim se uključuje pulsirajući dopler. Ako je žila paralelna s kožom treba ju gledati pod odgovarajućim kutom i rabiti operaciju elektroničnog zakošenja snopa (Brkljačić, 2010).

Uvijek je važna optimizacija barem osnovnih parametara. Optimalno namještena frekvencija ponavljanja pulsova (PRF) je važna, jer omogućuje pouzdana mjerenja brzina, a osobito doplerovih indeksa. Optimizacijom *wall*-filtra izbjegava se rezanje niskih frekvencija, odnosno niskih brzina iz spektra (Brkljačić, 2010), kako ne bi došlo do gubitka dijela prikaza. Također je potrebno regulirati širinu doplerskog uzorka, jer označuje mjesto i površinu na kojoj se protok analizira i kvantificira. Važan je i kut pod kojim usmjeravamo ultrazvučni snop prema krvnoj žili, a preporuke su da on svakako bude manji od 60°.

Dakle, adekvatno zakošenje snopa te adekvatna korekcija kuta su apsolutno nužan preduvjet za bilo kakva doplerska mjerenja, odnosno za pouzdanost mjerenja brzine (Brkljačić, 2010).

9. Sigurnost primjene doplera

Opsežne studije *in vivo* i *in vitro*, kao ni epidemiološka istraživanja nisu pokazale nikakve poznate rizike povezane s ultrazvučnim uređajima koji se upotrebljavaju u modernoj medicinskoj dijagnostici (Brkljačić, 2010).

Ultrazvučni intenziteti koji se dobivaju primjenom doplera daleko nadmašuju one kod konvencionalnog B-mod ultrazvuka. Američka FDA (*Food and Drug Administration*) izdala je stroge upute o mjerenju i prikazivanju akustičke snage u dijagnostičkim ultrazvučnim

medicinskim uređajima (Maulik, 1997), (Brkljačić, 2010). Prema preporukama treba težiti smanjenju intenziteta i vremena izlaganja ultrazvučnom snopu.

Američki Institut za ultrazvuk u medicini (AIUM) zahtijeva da se na uređajima prikaže izlazna energija u obliku amplituda, intenziteta ili termičkih i mehaničkih indeksa (Laurel, MD, 1997), dok je Nacionalni Savjet za zaštitu od zračenja SAD-a stava da korist od primjene ultrazvuka daleko premašuje pretpostavljene rizike (Bethesda, MD, 2002), (Brkljačić, 2010).

10. Zahvale

Zahvaljujem mentorici doc.dr.sc. Sanji Dolanski Babić na pomoći pri izradi ovog rada. Veliko hvala obitelji i svim mojim prijateljima na iznimnoj podršci tijekom cijelog mog školovanja, a osobito za vrijeme studija.

11. Literatura

1. Allan, P. L., Baxter, G. M., & Weston, M. J. (2011). *Clinical ultrasound.* Elsevier.
2. Bethesda, MD. (2002). *Exposure Criteria for Medical Diagnostic Ultrasound: II. Criteria Based on All Known Mechanisms.* NRCP Report 140, National Council on Radiation Protection and Measurements.
3. Breyer, B. (1991). *Medicinski dijagnostički ultrazvuk - uvod u fiziku i tehniku.* Zagreb: Školska knjiga.
4. Brkljačić, B. (2010). *Vaskularni ultrazvuk.* Zagreb: Medicinska naklada.
5. Brković, N. (2004). *Fizika 3, Udžbenik za 3. razred gimnazija.* Zagreb: Luk d.o.o.
6. Brnjas-Kraljević, J., & Krilov, D. (2009). *Fizika i biofizika za studente medicine.* Zagreb.
7. Dolanski Babić, S., & Roginić, T. (2012). *Biofizika.* Zagreb: Školska knjiga.
8. Krilov, D. (2008). Reologija arterijskog krvotoka. Zagreb.
9. Laurel, MD. (1997). *1997 Statement on Clinical Ultrasound Safety.* American Institute of Ultrasound in Medicine.
10. Maulik, D. (1997). Biosafety of diagnostic Doppler ultrasonography. U D. Maulik, *Doppler ultrasound in obstetrics and gynecology* (str. 88-106). NYC: Springer.
11. Satomura, S. (1956). A study on examining the heart with ultrasonics. I Principles; II Instrument. *Jpn Circ j*, 20:227-241.
12. Stanković, S., & Slankamenac, P. (2010). *Dijagnostički ultrazvuk.* Novi Sad: ALFA graf, Petrovaradin.

12. Životopis

Rođen sam 1. srpnja 1990. godine u Varaždinu. Osnovnu školu pohađao sam u Sračincu, mjestu u kojem sam odrastao. Srednjoškolsku naobrazbu stekao sam u Prvoj gimnaziji Varaždin, prirodoslovno matematički smjer, koju sam upisao 2005. godine. Za vrijeme srednje škole upisao sam fakultativni predmet „Njemački jezik – nastava za njemačku jezičnu diplomu (Deutsches Sprachdiplom - DSD)“ te sam nakon četverogodišnjeg programa i polaganja ispita, 2009. godine, stekao C 1 razinu poznavanja njemačkog jezika. Te iste godine sam i maturirao, te upisao Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Dobitnik sam Dekanove nagrade za uspjeh, peta godina studija, za akademsku 2013./2014. godinu.