

Osnove doplerjevega ultrazvoka

Basic principles of Doppler ultrasound

Iztok Takač*

Deskriptorji
ultrazvok
doplerjev efekt
krvni pretok hitrost

Descriptors
ultrasonics
Doppler effect
blood flow velocity

Izvleček. Preiskava z doplerjevim ultrazvokom se uporablja na različnih področjih medicine, kjer nas zanima prisotnost, način in količina pretoka krvi v žilah. Razložene so fizikalne osnove delovanja doplerjevih ultrazvočnih aparatov in parametri, s katerimi se srečujemo pri delu z njimi. Opisan je način iskanja in prikaza toka krvi v žilah ter meritve, ki jih omogočajo sodobni aparati, predvsem kvantifikacija pretoka krvi s prostorskim merjenjem in analizo sonograma. Poudarjene so omejitve in napake, ki se pojavljajo pri preiskavi. Opisane so fizikalne in tehnične značilnosti sodobnih aparatov, s katerimi se uporabnik najpogosteje srečuje, med njimi tudi dupleks in barvnih doplerjevih ultrazvočnih aparatov. Prikazane so tudi lastnosti različnih ultrazvočnih tipal, ki se uporabljajo v kombinaciji z doplerjevimi ultrazvočnimi aparati.

Abstract. Doppler ultrasound examination is employed for estimating the presence, quality and quantity of blood flow. The physical principles of Doppler ultrasound apparatus and the parameters involved in the ultrasound examination are presented. The author describes the method of displaying blood flow and outlines some other determinations, especially the quantification of blood flow with volume measurement and sonogram analysis. The limitations, artifacts and pitfalls, likely to be encountered in routine clinical use, are discussed. Some physical and technical characteristics of the most commonly used modern ultrasound techniques, such as the duplex Doppler technique and colour Doppler flow mapping are described, as well as the characteristic features of various ultrasound transducers used in combination with the Doppler ultrasound apparatus.

Uvod

Odkritje in uporaba piezoelektričnega učinka sta omogočila razvoj ultrazvočne (UZ) diagnostike, ki je še posebno hiter v zadnjih desetletjih. Fiziki in tehniki nenehno izboljšujejo lastnosti UZ aparatov, ki so se razvijali od klasičnih »compound« aparatov s statično sliko, do sodobnih »real time« aparatov z dinamično dvodimenzionalno sliko v sivi skali. Vzporedno z njimi se je razvijala tehnika doplerjevega UZ, od začetnih zveznih detektorjev pretoka s slabo lokaliziranim slišnim signalom do sodobnih dupleks aparatov. Ti združujejo dvodimenzionalno živo sliko v sivi skali s pulzirajočimi UZ valovi za doplersko analizo. Še sodobnejši so aparati z doplersko analizo v barvi, kjer sta hitrost in smer toka gibajočih se delcev dodatno prikazana v odtenkih različnih barv. Zadnji tehnološki dosežki na področju UZ preiskav so:

- uvedba elektronsko krmiljenih pretvornikov s fazno zakasnitvijo,
- izpopolnjena obdelava signalov,
- nove tehnike analize in
- prikazovanje sprejetih UZ valov tudi v treh dimenzijah.

*Mag. sc. Iztok Takač, dr. med., Oddelek za ginekologijo, Splošna bolnišnica Maribor, Ljubljanska 5, 62101 Maribor.

Fizikalne osnove

Fizikalne osnove doplerjevega UZ so obširno razložene v številnih učbenikih (1, 2). Razložiti nameravam le pojme, s katerimi se uporabnik najpogosteje srečuje pri svojem delu.

Doplerjev efekt

Christian Johann Doppler (1803–1853) je že leta 1842 opisal spremembe v rdeči svetlobi binarnih zvezd (slika 1).

Slika 1. Christian Johann Doppler – ob 150 letnici objave doplerjevega efekta je avstrijska pošta izdala znamko v spomin na znanstvenika.

Zagovarjal je teorijo, da se oddana in sprejeta frekvenca valovanja razlikujeta, če se izvor valovanja premika glede na sprejemnik (3). Sto let kasneje je Satomura opisal doplerjev efekt v medicini. Ugotovil je spremembo oddane frekvence UZ, usmerjenega na krvno žilo, v kateri so gibajoči se eritrociti delovali kot odbojniki ali reflektorji (4). Ta sprememba frekvence se imenuje doplerjev pomik (Doppler shift) in je premo sorazmerna oddani frekvenci in hitrosti toka krvi ter obratno sorazmerna hitrosti širjenja UZ v tkivu, kar je razvidno iz doplerjeve enačbe:

$$f_D = 2 f_0 v \cos\varphi / c \quad (\text{enačba 1})$$

- f_D – doplerjev pomik frekvence
- f_0 – frekvenca oddajnika UZ valov

- v – hitrost toka krvi
- c – hitrost širjenja UZ v tkivu (ki znaša okoli 1540 m/s)
- φ – kot med snopom UZ valov in smerjo toka krvi (kot insonacije).

V primeru, da sta frekvenca oddajnika in hitrost širjenja UZ v tkivu konstanti, je doplerjev pomik frekvenc odvisen le od hitrosti in smeri reflektorja, to je snovi, od katere se UZ valovi odbijajo. Če z aparatom izmerimo tudi doplerjev pomik f_D , lahko ob izmerjenem kotu φ izračunamo tudi hitrost toka krvi. Potrebne matematične operacije so integrirane v programski opremi UZ aparata.

Omejitve doplerskih meritev pretoka krvi

Dejavniki, ki omejujejo uporabo doplerjevega UZ v lokalizaciji in meritvah krvnega pretoka, so predvsem interakcija UZ s tkivi in krvjo, lastnosti UZ tipal (sond), značilnosti oddanih UZ valov in metode za obdelavo sprejetih UZ valov.

Interakcija UZ s tkivi in krvjo

Slabitev (atenuacija) UZ raste skoraj linearno s frekvenco, kar povzroča močnejše slabljenje visokih kot nizkih frekvenc (5). Zato so za preiskave žil, ki so bolj oddaljene od tipala, primerne nižje frekvence UZ (2–3 MHz). Slabitev je pomembna tudi pri uporabi širokospektralnih UZ valov. Širina spektra UZ signala je obseg določenih frekvenc, ki jih oddaja UZ oddajnik. Čim krajši je čas oddajanja, toliko širši je spekter frekvenc. Kratki impulzi so nujni pri nastavitvi majhnih prostorninskih vzorcev (sample volume) in pri večkanalnih doplerskih meritvah za kodiranje v barvi. V teh primerih lahko slabitev UZ v tkivu spremeni njegov spekter ter srednjo frekvenco, kar se kaže v napačnih rezultatih doplerjevih pomikov.

Največja ločljivost UZ je določena z medsebojno oddaljenostjo dveh še vidnih točk, ki ne sme biti manjša od valovne dolžine uporabljenega UZ. Eritrociti so glavni odbojniki UZ v krvi. Srednji premer normalnega eritrocita (7 μm) je mnogo manjši od valovne dolžine UZ, ki se uporablja za doplerske meritve. Pri frekvenci 5 MHz je valovna dolžina UZ 300 μm . Zato se v eni sami valovni dolžini UZ zvrsti hkrati okoli 45 eritrocitov. Ker je kri nehomogen medij, v katerem so neenakomerno razpršeni različno veliki eritrociti v različnih lokalnih koncentracijah, prihaja do neenakomernega odboja in razpršitve UZ valov. To se kaže v spremembi faze in amplitude v sprejemniku sprejetih signalov, čeprav je hitrost toka eritrocitov stalna. To razpršitev UZ valov imenujemo rayleighova razpršitev in je premo sorazmerna s kvadratom oddane frekvence UZ. Uporaba višjih frekvenc za doplersko analizo povzroči večanje amplitude od eritrocitov odbitih in razpršenih odmevov. S tem se zmanjša čistost osnovnega UZ signala. Iz teh razlogov je odločitev za optimalno frekvenco vedno kompromis med višjo, ki daje boljšo ločljivost, a ima večjo slabitev in razpršitev ter zato manjšo prodornost v tkivu, in nižjo frekvenco, katere ločljivost je slabša, a je prodornost v tkivu zaradi manjše slabitve in razpršitve večja. Za žile, ki se jim s sondo lahko približamo na nekaj cm, najpogosteje uporabljamo frekvence od 5 do 7 MHz, za bolj oddaljene pa nižje, od 2 do 3,5 MHz.

Lastnosti UZ pretvornika in tipala (sonde)

Skupna pomanjkljivost vseh UZ pretvornikov, ki se uporabljajo v medicini je, da niso točkovi izvori UZ, ampak imajo določeno, omejeno površino, ki jo predstavljajo piezoelektrični kristali. Po Huygensovem načelu prihaja med UZ valovi, ki jih generira vsak izmed elementov te površine, do interference z zgostitvami (maksimumi) in razredčitvami (minimumi) UZ polja (6). Za usmerjanje UZ snopa se je v preteklosti uporabljalo mehansko, danes pa predvsem elektronsko fokusiranje s faznim zamikom.

Poleg opisane prostorske ima vsak pretvornik še časovno opredelitev, ki predstavlja čas, v katerem pretvornik oddaja UZ valove zaradi spodbujanja z električnim impulzom generatorja. Potrebe dvodimenzionalne slike v sivi skali in doplerske analize so glede trajanja UZ impulza nasprotni. Za optimalno ločljivost v sivi skali so potrebni kratki impulzi s širokim frekvenčnim spektrom, za doplerjevo analizo pa daljši impulzi ozkega spektra. Seveda je pri vgradnji obeh sistemov v eno tipalo tudi v tem primeru potrebno izbrati vmesno rešitev, ki daje uporabne rezultate.

Prostorninski vzorec (sample volume)

Prostorninski vzorec je prostornina tkiva, ki ga analiziramo z doplerjevim UZ. V sodobnih UZ aparatih je nastavljen. Njegova velikost je odvisna od žarišča (fokusa) pretvornika in števila ciklov v enem impulzu, kar sicer določa vertikalno (aksialno) ločljivost. Običajno se uporabljajo doplerski impulzi, ki trajajo od 5 do 20 ciklov. Tako na primer omogoča impulz, ki pri oddajni frekvenci 3,5 MHz traja 5 ciklov, vertikalno velikost prostorninskega vzorca 1 mm. Prostorninski vzorec ima obliko valja s premerom, ki je enak premeru žarišča UZ snopa, seveda če se nahaja v globini, ki ustreza žarišču.

Frekvenca ponavljanja impulzov (pulse repetition frequency)

Značilna je za pulzirajoče doplerjeve aparate in predstavlja pogostnost oddajanja zaporednih UZ impulzov za doplersko analizo. Pulzirajoči doplerjev sistem mora sprejeti zadnji odmev oddanega signala, preden odda nov signal v tkivo, saj lahko le tako prostorsko in časovno določi odmev. V tem času aparat tudi izračuna doplerjev pomik med oddano in sprejeto frekvenco. Tako je frekvenca ponavljanja impulzov (PRF) tudi frekvenca vzorčenja doplerjevih pomikov. Po Shannonovem teoremu vzorčenja je največja frekvenca doplerjevega pomika, ki jo lahko registriramo, enaka polovici PRF. Imenujemo jo tudi Nyquistova frekvenca in določa mejo največje hitrosti toka krvi, ki jo lahko izmerimo pri določeni PRF. Če v enačbo 1 namesto f_D vstavimo $PRF/2$, dobimo največjo hitrost (v_{max}), ki jo lahko izračunamo po enačbi:

$$v_{max} = c (PRF) / 4 f_0 \cos \varphi \quad (\text{enačba 2})$$

- c – hitrost UZ v tkivu
- PRF – frekvenca ponavljanja impulzov
- f_0 – oddajna frekvenca UZ
- φ – kot med UZ snopom in krvno žilo.

Razvidno je, da hitrost toka krvi, ki jo še lahko izmerimo, narašča z večanjem PRF, manjšanjem f_0 ali večanjem kota φ .

Kadar merimo velike hitrosti s pomiki frekvenc, ki se približujejo ali presegajo s PRF določeno nyquistovo frekvenco, nastopi pojav, imenovan prekrivanje spektra frekvenc (aliasing). Prekrite frekvence se prikažejo pod ničelno linijo in tako se hiter pretok prikaže kot počasen pretok v obratni smeri (slika 2).

Slika 2. *Prekrivanje spektra frekvenc (aliasing) pri meritvi velike hitrosti toka krvi.*

Prekrivanju frekvenc se lahko izognemo z večanjem PRF, kar pa odpove pri globoko namoščenih žilah, kjer je potreben daljši čas za vrnitev odmeva. Druga možnost je preklop na kontinuirani dopler, kjer seveda ni omejitve nyquistove frekvence, vendar v tem primeru izgubimo globinsko ločljivost. Prekrivanje frekvenc lahko preprečimo tudi z manjšanjem oddajne frekvence, večanjem kota insonacije ali spreminjanjem ničelne linije, to je pomika frekvenc, ki ločuje smer pretoka glede na tipalo. Zadnja možnost je, da izmerimo in dodamo prekrite frekvence »porezanim«¹ vrhovom nad ničelno linijo.

Kot insonacije

Iz enačbe 1 je razvidno, da kot insonacije močno vpliva na doplerjev pomik. Če zadevajo UZ valovi krvno žilo pod pravim kotom ($\cos 90^\circ = 0$), je doplerjev pomik frekvenc enak 0 in meritev pretoka ni možna. V praksi pa je vedno prisotna tudi razpršitev UZ snopa, tako da vsi valovi ne padajo na preiskovani objekt pod istim kotom in tako nastanejo vsaj šibki odmevi. Vsekakor pa je močno zmanjšana sposobnost razlikovanja

smeri pretoka (z ozirom na tipalo), tako da se pozitivni in negativni pomiki frekvenc prikažejo hkrati nad in pod ničelno linijo. Pojav imenujemo zrcalni artefakti (mirror – image artifact) (slika 3).

Slika 3. Zrcalni artefakti pri insonaciji krvne žile s snopom UZ pod skoraj pravim kotom.

Koti insonacije, večji od 60° , niso primerni za količinska merjenja pretokov, saj že majhna napaka v meritvi kota povzroči veliko napako izračunanega pretoka.

Največje doplerjeve pomike izmerimo, kadar se kot insonacije približuje 0° ($\cos 0^\circ = 1$). V tem primeru imajo napake pri meritvi kota insonacije zanemarljiv vpliv na natančnost izračunanega pretoka. Vendar v teh primerih pogosto prihaja do skoraj popolnega odboja UZ valov od žilne stene, kar onemogoča meritev.

Zaradi naštetih razlogov se pri meritvah doplerjevih pomikov frekvenc najpogosteje uporabljajo koti insonacije med 30° in 60° . Kot insonacije seveda ni pomemben, če želimo ugotoviti samo prisotnost pretoka krvi v žili.

Obdelava sprejetega signala

Če v enačbo 1 vstavimo fiziološke hitrosti pretoka krvi, dobimo vrednosti doplerjevih pomikov f_D med 200 Hz in 15 kHz. Frekvence doplerjevih pomikov so torej v slišnem območju, zato lahko uporabimo svoja ušesa kot subjektivne, vendar prefinjene sprejemnike doplerskih signalov.

Doplerska demodulacija

Za določitev hitrosti toka krvi moramo doplerjeve pomike frekvenc v kHz oddvojiti od visoko frekventnih UZ valov v MHz, ki jih prenašajo. Proces ločevanja frekvenc imenujemo demodulacija. V sodobnih aparatih se najpogosteje uporablja fazno kvadratna demodulacija z interferenco valovanja, ki uporablja zelo občutljive analogne tokokroge. Demodulator generira dva izhodna kanala za doplerske signale v slišnem frekventnem območju. Prvi predstavlja pretok v smeri proti tipalu, drugi pa od njega.

Filter stene (wall filter)

Tudi počasno gibanje velikih odbojnih površin povzroča spremembo frekvence UZ valov. Pri tem praviloma nastanejo doplerjevi pomiki nizkih frekvenc. UZ aparati ne razlikujejo med pomiki, ki so posledica dihalnih gibov, utripov srca in krvnih žil ali pretoka krvi. Grobim napakam se lahko delno izognemo z uporabo dupleks in barvnih doplerjevih sistemov. Največ težav povzroča odboj UZ od žilnih sten, ki so v preiskovanem področju in dajejo močne odboje, ti pa interferirajo z odboji od gibajočih se eritrocitov. Odboje od žilne stene lahko izločimo iz doplerskih signalov s pomočjo filtra stene. To je v bistvu nastavljen elektronski filter, ki na izhodu demodulatorja prestreza in odstranjuje nizkofrekventne doplerjeve pomike. Najpogosteje se uporablja v območju med 50 in 1600 Hz. Seveda moramo biti tudi pri uporabi te funkcije previdni. Večanje frekvence filtra stene lahko vodi v pomembne diagnostične napake, kot je na primer izguba sicer prisotnega pretoka v diastoli.

Spektralna analiza

Časovno moduliran signal na izhodu doplerske enote vsebuje različne frekvence v slišnem spektru. Doplerske signale najprej obdelata spektralni analizator, ki razprši iz različnih frekvenc sestavljeno časovno odvisno valovanje na spekter posameznih frekvenc. V ta namen se uporablja analizator s hitro fourierovo transformacijo (fast Fourier transformation – FFT), ki zbira in digitalizira demodulirane doplerske signale v slišnem spektru (7). Rezultat hitre fourierove transformacije v elektronskih tokokrogih je prikazan na ekranu UZ aparata s frekvenco (na ordinati) kot funkcijo časa (na abscisi), intenziteta odmevov pri vsaki frekvenci pa je prikazana v sivi skali ali barvi. V bistvu prikazuje spekter vhodnih doplerskih signalov po demodulaciji in spektralni analizi. Pogosto ga označujemo kot krivuljo ali spekter hitrosti v odvisnosti od časa, saj je spekter frekvenc doplerskih signalov premo sorazmeren s spektrom hitrosti toka krvi, kar je razvidno iz enačbe 1.

Hemodinamika

Dejstvo, da je doplerjev pomik frekvenc premo sorazmeren s hitrostjo eritrocitov v krvi, omogoča spremljanje sprememb pretoka krvi v času in prostoru. Hemodinamske značilnosti omogočajo spremljanje funkcionalnih dogajanj v organih (8). Omogočajo tudi razlikovanje laminarnega toka krvi (običajno v žilah, katerih premer je manjši od 5 mm) od vrtnčastega. Slednji je lahko fiziološki (ob bifurkacijah) ali patološki (ob zožitvah) (9).

Frekvenca doplerjevega pomika ali hitrost toka krvi

Začetnika zbega dejstvo, da so doplerjevi pomiki včasih prikazani kot frekvenca (v kHz), včasih pa kot hitrost (v m/s ali cm/s).

Iz enačbe 1 je razvidno, da je pomik frekvenc v kHz odvisen od oddajne frekvence in kota insonacije. Za popolno ustreznost pomika v kHz moramo torej nujno poznati oba parametra. Temu se lahko izognemo, če pomik frekvenc preračunamo v absolutno hitrost, ki potem seveda ni odvisna od parametrov UZ aparata. Vendar je tudi za to pretvorbo potrebno poznati kot insonacije. Sodobni duplex in barvni UZ aparati omogočajo samodejno računanje hitrosti, le smer žile moramo natančno izmeriti. Nekateri UZ aparati računajo in prikazujejo hitrost tudi, če ne izmerimo kota insonacije. Rezultati absolutne hitrosti so v tem primeru povsem nepravilni. Če ne poznamo ali ne moremo izmeriti kota insonacije, je bolje, da izrazimo doplerjev pomik v kHz.

Kvantifikacija doplerskih meritev

Za primerjavo izsledkov doplerskih meritev, ne glede na aparat in način merjenja, se najpogosteje uporabljata prostorninsko merjenje pretoka in analiza sonograma, to je doplerskega UZ zapisa.

Prostorninsko merjenje pretoka

Če poznamo premer krvne žile, lahko izračunamo pretok krvi (Q) skozi po enačbi:

Slika 4. Z internimi kalipri izmerjen premer krvne žile in kot insonacije.

$$Q = 3,14 \cdot v \cdot d^2/4$$

(enačba 3)

- Q – pretok krvi
- v – hitrost toka krvi (ki jo izračunamo iz enačbe 1)
- d – premer krvne žile (ki ga izmerimo na dvodimenzionalni UZ sliki s pomočjo notranjih meril – kaliperjev) (slika 4).

Za natančno meritev pretoka krvi moramo torej izmeriti doplerjev pomik frekvence, kot med UZ snopom in krvno žilo ter premer preiskovane žile. To je kljub uporabi sodobne tehnologije dokaj dolgotrajno delo. Napake nastopijo predvsem pri meritvah premera krvne žile in kota med UZ snopom ter žilo, tako da so odstopanja pri istih meritvah precejšnja.

Pretok krvi v časovni enoti lahko popravljamo glede na telesno težo. Dobimo pogosto uporabljan podatek o mililitrih krvi, ki tečejo skozi preiskovano žilo v eni minuti na kilogram telesne teže.

Analiza sonograma

Analiza sonograma (flow velocity waveform analysis) je metoda kvantifikacije doplerskega signala, zato je pogosto uporabljana sopomenka »kvalitativna analiza« napačna. Najpogosteje se uporablja za odkrivanje zožitvenih sprememb perifernega krvnega obtoka, v ginekologiji in porodništvu pa šele odtlej, ko je postalo jasno, da prostorninsko merjenje pretoka ne daje zanesljivih rezultatov za rutinsko uporabo. V nasprotju s prostorninskim merjenjem pretoka potrebujemo za analizo sonograma enostaven merilni sistem, ki omogoča merjenje najvišjih frekvenc v posamezni fazi srčnega cikla. Oblika sonograma je posledica utripanja arterijskega debla in je odvisna od kontraktilnosti srca, elastičnosti krvnih žil, viskoznosti, premera krvne žile, oddaljenosti med srcem in preisko-

Slika 5. Zapis spektra doplerjevih pomikov frekvenc, kot ga vidimo na dvodimenzionalnem ekranu v sivi skali.

vano žilo, vrtinčenja in, v največji meri, perifernega upora. Doplerski sonogram je v bistvu grafični prikaz doplerjevih pomikov frekvenc med enim srčnim ciklom. Sodobni aparati uporabljajo za pretvorbo doplerjevih pomikov v grafično krivuljo hitro fourierovo transformacijo. Za analizo sonograma niso potrebni parametri doplerjeve enačbe. Analiziramo krivuljo, ki je obris celotnega sonograma in predstavlja najvišje frekvence v posameznih fazah srčnega cikla (slika 5).

Najpogostejše uporabljene vrednosti pri analizi sonograma so najvišja frekvenca v sistoli (A), najvišja frekvenca na koncu diastole (B), A/B indeks, srednja frekvenca (M), pulsatilni indeks ($P_i = (A-B)/M$) ter indeks upora ($R_i = (A-B)/A$), (10–12).

Vrste doplerjevih UZ aparatov

Na tržišču je veliko na videz precej podobnih UZ aparatov, katerih občutljivost, zanesljivost in cena se precej razlikujejo.

V kliničnem delu se uporabljajo kontinuirani, pulzirajoči dupleks in barvni doplerjevi UZ aparati.

Kontinuirani doplerjevi UZ aparati

Majhne, cenene naprave uporabljajo kirurgi in porodničarji za zaznavanje in evaluacijo pretoka krvi. Ker nimajo globinske (aksialne) ločljivosti, prihaja do prekrivanja odbojev iz različnih globin tkiva.

Druga vrsta kontinuiranih doplerskih UZ valov se uporablja v kombinaciji z dupleks UZ aparati za preiskave v periorbitalnem področju, preiskave tumorjev in v kardiologiji (13). Zaradi visoke frekvence imajo boljšo ločljivost od nizkofrekventnih pulzirajočih doplerskih sistemov in tudi prekrivanje frekvenc (aliasing) ne nastopa.

Pulzirajoči dupleks doplerjevi UZ aparati

Omogočajo ločeno doplersko preiskavo katerega koli področja, ki se prikaže v dvodimenzionalni sliki v sivi skali. Med preiskavo je ohranjena sposobnost globinske (aksialne) ločljivosti doplerskih signalov. Dobljeni podatki o pretoku krvi se prikažejo v obliki nepretrganih krivulj frekvence ali hitrosti v odvisnosti od časa. Gre torej za časovni prikaz hemodinamskih dogajanj v preiskovanem področju.

Barvni doplerjevi UZ aparati

V primerjavi z dupleks aparati omogočajo poleg časovnega tudi prostorski prikaz pretoka v preiskovanem področju. Obstajata dva načina barvnega prikaza pretoka krvi.

Pri prvem načinu se uporablja enoten oddajni UZ signal. Sprejeti UZ odboj se razdeli v dva kanala. Prvi analizira amplitudo sprejetih odbojev in jih prikaže na dvodimenzionalni sliki v sivi skali. Drugi kanal analizira pomike frekvenc in na njihovi osnovi prikazuje hitrost in smer pretoka. Dvodimenzionalna slika v sivi skali in prikaz pretoka sta združeni na barvnem ekranu. Gradnjo teh sistemov otežkoča potreba po velikem številu vzor-

čenja za živo sliko, kar po drugi strani omejuje hitrost spreminjanja te slike v času, ter zahteva velik dinamični obseg (okoli 110 dB).

Pri drugem načinu oddajni UZ signal ni enoten. Kratkotrajni impulzi UZ valov se uporabljajo za nastanek kakovostne slike v sivi skali, za prikaz pretokov v barvi (in seveda v obliki spektra frekvenc ali hitrosti) pa se hkrati uporabljajo dalj časa trajajoči impulzi. Ločljivost barvnega prikaza je nekoliko manjša, vendar je prikaz v sivi skali zelo kakovosten, saj je skrajšan čas sestavljanja sive slike. Slednjega lahko še skrajšamo, če omejimo velikost preiskovanega področja v barvni modulaciji.

Omejitev barvnih doplerjevih aparatov izhaja tudi iz dejstva, da so v krvnih žilah najpogostejše hkrati zastopane različne hitrosti toka krvi. Ker je lahko z eno barvo prikazana samo ena hitrost na določeni točki v danem času, ni mogoče prikazati spektra hitrosti. Zato sistem izbere srednjo frekvenco (hitrost) in jo prikaže v ustrezni barvi. Uporabnik lahko sam izbira in določa barvno lestvico (color scale) za obseg frekvenc ali hitrosti.

V praksi se je ustalila navada, da rdeča barva prikazuje gibanje proti tipalu, modra pa stran od njega. V bistvu s prikazom pretoka, kodiranim v barvi, poiščemo in lokaliziramo krvno žilo, nanjo nastavimo prostorninski vzorec in izmerimo parametre pretoka, ki nas zanimajo.

Vrste doplerjevih UZ tipal (sond)

Na tržišču je veliko število različnih tipal, ki so namenjena delu z doplerjevimi UZ aparati. Potem, ko smo izbrali vrsto UZ aparata, ki najbolj ustreza našim potrebam, se moramo odločiti še za vrsto tipala. Razlikujemo med dvema sistemoma doplerjevih UZ tipal. Prvo skupino predstavljajo mehanska sektorska tipala, ki pa jih vse bolj nadomešča skupina elektronskih fazno moduliranih tipal.

Mehanska sektorska tipala

Tipala te vrste omogočajo izmenično (torej ne istočasno) prikazovanje dvodimenzionalne slike in doplerskega zapisa. UZ pretvorniki so mehansko izostreni in nihajo v kotu med 15° in 120° s frekvenco 5 do 70 nihanj na sekundo. Uporabnik lahko sam izbira velikost kota in frekvenco nihanja. V teh tipalih se običajno uporablja en sam, relativno velik UZ pretvornik (premera od 7,5 do 25,0 mm), zato so zmogljivosti žarišča in s tem kakovost prikaza običajno boljše kot v fazno moduliranih sistemih. Tipala te vrste postajajo vedno manjša, tako da se lahko uporabljajo tudi v primerih majhnih akustičnih oken, na primer v kardiologiji in za intrakavitaro uporabo. V primerih hitrega gibanja dajejo tudi boljše živo sliko. Pomanjkljivost mehanske izostritve je stalna goriščna razdalja, kar otežkoča preiskavo v različnih globinah tkiva. V ta namen so razvili koncentrično (anularno) modelirana tipala, ki imajo izvrstne možnosti izostritve v vseh treh ravninah UZ snopa.

Izbira preklopa med dvodimenzionalnim prikazom in doplerskim zapisom je dana uporabniku ali pa jo samodejno izvrši UZ aparat v določenem časovnem intervalu. Nihanje

UZ pretvornika je možno tudi zaustaviti in tako dobimo najkakovostnejše doplerske zapise.

Fazno modulirana tipala

V nasprotju z mehanskimi sektorskimi tipali omogočajo istočasen prikaz dvodimenzionalne slike in doplerskega zapisa. Cena za to je nekoliko manjša kakovost slike doplerskega signala. Tipala te vrste so sestavljena iz večjega števila (običajno 128) UZ pretvornikov (piezoelektričnih kristalov), ki so nameščeni na vrhu tipala v ravnem (linearnem) ali ukrivljenem (sektorskem, konveksnem) formatu. Lahko so nameščeni tudi koncentrično (anularno). Elektronska izostritev s pomočjo faznega ali časovnega zamika, v katerem električni impulz vzbudi posamezni pretvornik, omogoča nastavlljivo izostritev UZ snopa. Tako lahko dobimo snop UZ valov z večjim obsegom goriščnih razdalj, kot jih omogoča mehanska izostritev. Elektronika, ki omogoča delovanje fazno moduliranih tipal, omogoča vedno večjo frekvenco vzorčenja in s tem vse boljši prikaz dvodimenzionalne slike in doplerskega zapisa.

Izbira ureditve kristalov v tipalu je odvisna od namena uporabe. Linearna tipala najpogosteje uporabljamo v porodništvu, konveksna ali sektorska pa so primerna za večino preiskav trebušne votline in ostalih organskih sistemov.

Zaključek

Napredek elektronike bo v prihodnje prav gotovo vplival tudi na razvoj doplerjeve UZ tehnike. Pričakujemo lahko predvsem izboljšave v kakovosti dvodimenzionalne slike, izboljššan barvni prikaz na ekranih z visoko ločljivostjo in vse lažjo obdelavo dobljenih podatkov. Razvoj mikrovezij bo omogočil izdelavo vse manjših in lažjih doplerjevih UZ aparatov, zaradi širjenja uporabe in množične proizvodnje pa lahko pričakujemo tudi padec cene zaenkrat še vedno dragih naprav. Po drugi strani pričakujemo od prihodnjih kvantitativnih raziskav pretoka, upora in popustljivosti žil boljše razumevanje hemodinamskih dogajanj in sprememb v fizioloških in bolezenskih stanjih.

Zahvala

Avtor se zahvaljuje prevajalki Marijani Gajšek Marchetti za pomoč pri obdelavi rokopisa.

Literatura

1. Breyer B. *Medicinski diagnostički ultrazvuk*. Zagreb: Školska knjiga, 1982: 73–80.
2. Kurjak A. *Diagnostic ultrasound in developing countries*. Zagreb: Mladost, 1986: 27–313.
3. Markež J. Dopplerjeva ehokardiografija. *Med Razgl* 1987; 26: 405–22.
4. Alfirevič Ž, Kurjak A. Dopler u opstetriciji i ginekologiji. In: Kurjak A, ed. *Ultrazvuk u kliničkoj medicini*. Zagreb: Naprijed, 1989: 204–15.
5. Nicholas D. Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues. *Ultrasound Med Biol* 1982; 8: 7–28.
6. Kladnik R. *Osnove fizike I*. Ljubljana: Državna založba Slovenije, 1969: 267–8.

7. Zakotnik B. Ultrazvok v medicini. In: Kralj A, ed. *Osnove medicinske elektrotehnike*. Ljubljana: DDU Univerzum, 1983: 595–614.
8. Kawai M, Kano T, Kikkawa F, Maeda O, Oguchi H, Tomoda Y. Transvaginal Doppler Ultrasound With Color Flow Imaging in the Diagnosis of Ovarian Cancer. *Obstet Gynecol* 1992; 79: 163–7.
9. Taylor KJW, Morse SS, Rigsby CM, Bia M, Schiff M. Vascular complications in renal allografts: detection with duplex Doppler US. *Radiology* 1987; 162: 31–8.
10. Stuart B, Drumm J, Fitzgerald DE, Duignan NM. Fetal blood velocity waveforms in normal pregnancy. *Br J Obstet Gynaecol* 1980: 780–5.
11. Pourcelot L. Applications cliniques de l'examen Doppler transcutane. In: Peronneau P, ed. *Velocimétrie ultrasonore Doppler*. Paris: Seminaire Inserm, 1974: 213–30.
12. Gosling RG, King DH. Ultrasound angiology. In: Marcus AW, Adamson L, eds. *Arteries and Veins*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1975: 61–98.
13. Koželj M. Pomen ehokardiografije v diagnostiki bolezni trikuspidalne zaklopke. *Med Razgl* 1992; 31: 575–85.

Prispelo 22.11.1993

