

# NEUROSONOLÓGIAI VIZSGÁLATOK

## PROTOKOLLOK



Összeállította

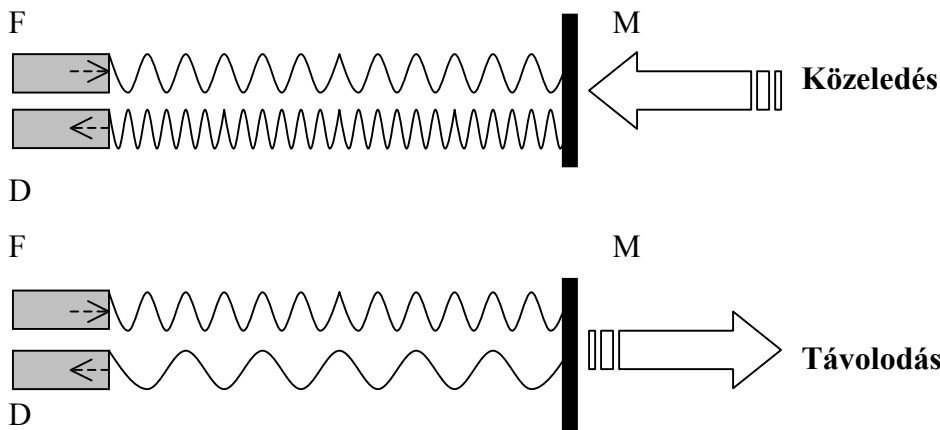
a Magyar Neurosonológiai Társaság Vezetősége

2000. június 16.

# 1. Fejezet: Extracraniális Doppler vizsgálatok

## Alapfogalmak

Fizikai alapok A Doppler jelenség felfedezőjéről *Christian Dopplerről* (1803-1853) kapta elnevezését. Lényege az, hogy a hullámforrás és az észlelő egymás közötti térbeli elmozdulása megváltoztatja a hullámok észlelt frekvenciáját. Ezen általános hullámtani törvény hangtani alkalmazása alapján, ha egy hangforrás (F) által kibocsátott, majd egy mozgó testről (M) visszaverődő hanghullámokat mozdulatlan detektorral (D) észleljük, a visszavert hang frekvenciája magasabb lesz, ha a detektorhoz közeledő testről érkezik és alacsonyabb lesz, ha a detektortól távolodó test felől jön. A visszaverődés nem egyszerű visszatükröződés, hanem minden irányba történő *szóródás* formájában lép fel, ha az érintkező felület mérete (mint például a vörösvértestek esetében) kisebb, mint a hang hullámhosszának fele (2-10 MHz esetében kb. 0,77-0,15 mm).



A kibocsátott és visszavert hullámok frekvenciája közötti különbség a *Doppler-(frekvencia) shift*, mely a véráramlást mérő ultrahangos Doppler alkalmazásokban a hallható hang tartományába esik. Képlete ( $\Delta f$  = Doppler shift frekvencia,  $v$  = véráramlási sebesség,  $f_0$  = a hangforrás átlagfrekvenciája,  $\alpha$  = a Doppler sugárnyaláb és a vér áramlás iránya közötti szög,  $c$  = a hang sebessége az érintett szövetekben  $\approx 1540$  m/s):

$$\Delta f = \frac{2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \alpha}{c}$$

$$\Delta f = \frac{\dots}{c}$$

Ebből következően a vér áramlási sebességét a következő képlettel kapjuk meg:

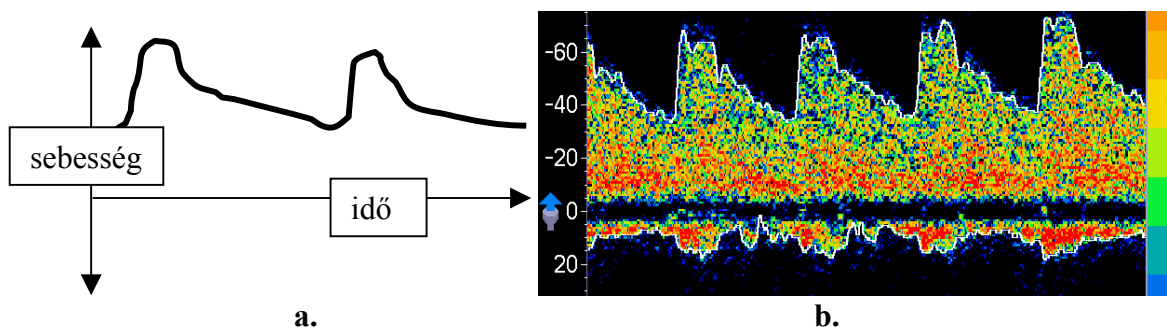
$$v = \frac{\Delta f \cdot c}{2 \cdot f_0 \cdot \cos \alpha}$$

## $2 f_0 \cdot \cosinus \alpha$

Ha  $\alpha = 0^\circ$  (azaz a hangszugárzás és a véráramlás iránya azonos), az áramlási sebesség közvetlenül megadható a Doppler shift segítségével, mivel  $\cosinus 0^\circ = 1$ . Ha  $\alpha 0^\circ$  és  $30^\circ$  közé esik, a mérési hiba maximum mínusz 13%, de  $30^\circ$  és  $60^\circ$  között már maximum mínusz 37% lesz. Mivel  $\cosinus 90^\circ = 0$ , elméletileg a véráramlásra merőleges hangszugárzás esetén nincs visszaverődés, de a pulzatis áramlás nem tengelyirányú komponensei, a hanghullámok szóródása, visszaverődése és egyéb technikai okok miatt ilyenkor is észlelhető bizonyos Doppler shift.

**Doppler készülékek típusai** A Doppler készülékeknek két fő típusa van, a folyamatos hullámú (CW) és a pulzushullámú (PW) készülékek. A *folyamatos hullámú készülékek* kombinált vizsgálófeje egyrészt folyamatosan „ad”, másrészt a visszaverődő ultrahangokat folyamatosan „veszi”. A detektálási irányból visszavert valamennyi jelet egy kimeneten jeleníti meg, tekintet nélkül a forrás mélységére. A *pulzushullámú készülékek* az ultrahang szakaszokban történő leadását és ugyanazon vizsgálófej más időpillanatban történő vételi lehetőségét felhasználva a vizsgáló számára lehetővé teszik, hogy a detektálás sugárirányban mért pontos mélységét és a mintavételi hely (*mintatérfogat* = "sample volume", vagy kapu) méretét megadja. Alapbeállításként a detektor fele irányuló mozgáskor keletkező Doppler-(frekvencia) shiftet pozitív, a távolodó mozgáskor fellépőt negatív irányú jelként ábrázolják az áramlási irányra érzékeny (*directionalis*) készülékek.

A **kimenenő jel** kerülhet egy egyszerű hangszóróra ahol a teljes Doppler shift, vagy két hangszóróra ahol annak külön a pozitív és külön a negatív komponense okoz hallható hangtartományba eső rezgéseket. Ekkor a vizsgáló a hang sajátosságai (erősség, magasság, hangszín) alapján tesz megállapításokat. Sokkal objektívebb idő-shiftfrekvencia (esetleg idő-sebesség) görbén ábrázolni a nyert adatokat. Ez lehet egy analóg görbe (a), ahol az átlagos frekvencia vagy sebesség ábrázolódik, vagy frekvencia/sebesség-spektrum, ahol az egyes frekvenciakomponensek ábrázolódnak az idő függvényében.



A spektrum egyes pontjai az adott sebességkomponens pillanatnyi gyakorisága alapján lehetnek világosabbak, esetleg megfelelő szinkóddal ellátottak (b). Általában gyors Fourier-transzformációval számolt spektrumokat használnak a Doppler-spektrum elemzésénél.

**Normál hullámforma-variánsok** A szisztole és a diasztolé jellegzetességei, a perifériás ellenállás, az érfalak rugalmas sajátosságai (compliance) alapján kis- és nagyellenállású artériás áramlás különböztethető meg a vénás áramlás mellett. A kis perifériás ellenállású területet ellátó artéria (a) jellegzetes példái az a. carotis interna és az a. vertebralis, az a. thyreoidea superior, a nagy ellenállású területet ellátó ereké (b) az a. carotis externa és ágai, valamint az a. subclavia. Az a. carotis communis áramlási görbéje normálisan átmenetet képez a két típus között.

*A Doppler-görbe (spektrum) jellegzetes paramétereit:*

Slope = meredekség (az áramlási sebesség növekedésének gyorsasága a szisztole elején): megadható az adott szakasz érintője és az alapvonal által bezárt szöggel.

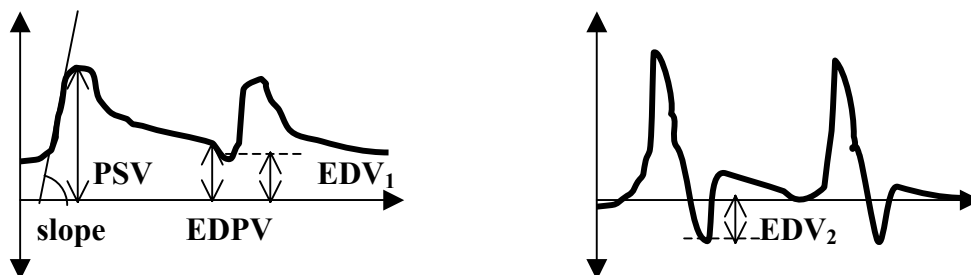
PSV = csúcshisztolés sebesség

EDPV = végdiasztolés csúcssebesség

EDV = diasztolés minimumsebesség

Rezisztencia-index (Pourcelot) =  $(PSV - EDV_x) / PSV$

Pulzatilitási index (Gosling) =  $(PSV - EDV_x) / \text{átlagsebesség}$



a. kis perifériás ellenállású artéria	b. nagy perifériás ellenállású artéria
Kisebb szögű slope	Meredek slope
Alacsonyabb csúcs systolés sebesség	Magasabb csúcs systolés sebesség
Magasabb végdiasztolés áramlás	Alacsony végdiasztolés áramlás
Nincs reverz áramlás a diastole elején	Reverz áramlás van a diastole elején
Rezisztencia-index ↓	Rezisztencia-index ↑
Pulzatilitási index ↓	Pulzatilitási index ↑

**Pathológiás állapotok** Bizonyos kóros állapotok során az eredeti Doppler görbe módosulhat anélkül, hogy az érben helyi rendellenesség lenne. Hyper- és hypothyreosis, sepsis, láz, anaemia esetében elsősorban a szívfrekvencia változik. Arrhythmias szív működés irreguláris, különböző sebességű és alakú pulzushullámokból álló Doppler görbét alakít ki. Az aorta-stenosis, aorta-insufficiencia, bal kamrai dysfunctio jelentősen módosítja a pulzushullámot már az aortában. Idős korban a perifériás ellenállás nő, az erek tágulékonysága csökken, és a nyaki verőerek a kompenzáló remodelling következtében tágulhatnak, emiatt a Doppler görbe alakja korfüggő is. A gyógyszeresen kiváltott (pl.: acetazolamid) vagy emelkedett CO<sub>2</sub> koncentráció miatti agyi értágulat, az arteriovenosus malformatio miatt emelkedett áramlási volumen és csökkent perifériás ellenállás, vagy komoly intracraniális spasmus miatti érszűkület szintén torzíthatja a Doppler-görbe alakját.

### ***A fontosabb nyaki verőerek és anatómiájának Doppler vizsgálat szempontjából fontos sajátosságai, vizsgálatuk technikája és a differenciálás lépései***

A következő szempontok segítik a vizsgálót a megfelelő ér Doppler jelének a megtalálásában: (1.) a transducer helyzete (2.) a hullámforma alakja (3.) áramlási irány (4.) a kompressziós tesztekre adott válasz. A vizsgálatához általában 4-6 MHz-es transducert szükséges használni, illetve a bőr és a transducer közé ultrahangos gélt.

**A. carotis communis (ACC)** Az ér felkeresése egyszerű, felszínes és általában egyenes lefutása miatt. A sternoclavicularis ízületet a fül tragusa előtti ponttal összekötő vonal a felszíni vetülete, oszlása kb. a pajzsporc felső szélénél van. A vizsgáló a fekvő beteg feje mögött ül és hajlított, letámasztott kezével tartja a transducert. A transducer ajánlottan az I. és a II-V. ujjak végei között helyezkedik el, a kisujj pedig a kontaktpont mellett. A szonda a proximális szakasztól a bifurcatióig követi az ér lefutását enyhémérsékelt kompressziót alkalmazva (kollaterálisok ettől összenyomódva nem hatnak zavaróan). A vizsgálófej felfele, kissé mediál fele mutat a nyak bőrével mintegy 30 fokos szöveget bezárva. Az ér áramlása a fej fele irányuló, az ACE-ágak és a pajzsmirigy compressiójára áramlási eltérés nincs, vagy csak minimális. A hullámforma köztes jellegű az ACE és ACC áramlása mintája között. A hang egyenetlen, érdes, hullámzó intenzitású.

**A. carotis externa (ACE) főtörzs** A trigonum caroticumban található carotis oszlásnál, általában elől helyezkedik el az ACI-hez képest és leggyakrabban gyorsan el is ágazódik. *Azonosítása minden nyaki Doppler vizsgálat sarkalatos pontja.* Az ACC felől változatlan transducer tartással érhető el. Áramlása a fej fele irányuló, hullámformája

nagy perifériás ellenállású érnek felel meg. Hangja ostorcsapásra emlékeztet. Kompressziós tesztekkel (leggyakrabban az a. temporalis superficialist: a tragus előtt komprimálva, vagy az a. facialet a mandibula szöglete előtt a csonton komprimálva) igen jelentős áramlási eltérések észlelhetők a főtrzsben történő detektáláskor. Ez az azonosítás legbiztosabb módszere. A többi ACE-ág vizsgálati technikáját elsősorban a kollaterális- keringés elemzéséhez és differenciál-diagnosztikai célokra szükséges ismernünk (a. thyroidea sup., a. occipitalis, a. lingualis, a. pharyngealis ascendens, a. maxillaris).

**A. carotis interna (ACI)** Felkeresése lehetséges proximal felől, az ACC-t követve, a transducer irányát nem változtatva, az ACC jellegzetes hangjának és jelének megváltozása segítségével azonosítva az eret. A sinusra jellemző "bugyborékoló", mélyebb hang, a lassabb áramlás, esetleges fiziológiás turbulencia, áramlás-megfordulás segíthet. Az esetek 90%-ában az ACI lateralis, vagy posterolateralis irányban fekszik az ACE-től. Kérdéses esetben distal felől is felkereshető a sinus. Az ACI hangja distalisabban is lágy, alacsonyabb frekvenciájú. Az áramlási görbe a fej fele irányuló, kis ellenállású érterületre jellemző áramlásra utal. Kompressziós tesztek hatástalanok, vagy sokkal kisebb választ váltanak ki, mint az ACE esetében. 2 MHz-es szondával a mediál fele hajló, mélyebben fekvő ér a koponya basisig közvetlenül követhető, illetve distalisabb szakaszai (C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>, C<sub>4</sub>) és az a. ophthalmica az orbitális ablakon át detektálhatók lehetnek. A canalis caroticuson belüli szakasza közvetlenül nem érhető el ultrahang segítségével. Az a. supraorbitalis és az a. supratrochlearis indirekt tesztelésnél fontos ág (l. később).

**A. vertebralis (V0-V3)** Az a. subclavia első ága (kb. 4%-ban az aorta-ívől ered a bal oldalon és nagyon ritkán a jobbon). Az eredés a V0 szakasz, az eredés utáni szabad szakasz a V<sub>1</sub>, a C/VI. (ritkán C/V.) csigolyánál kezdődő canalis caroticus felel meg a V<sub>2</sub> szakasznak, az atlas hurok a V<sub>3</sub>-nak, az intracraniális szakasz pedig a V<sub>4</sub>-nek. Az áramlás normális esetben a fej fele irányuló, a Doppler spektrum kisellenállású érterületre jellemző, a hang pedig lágy, sziszegő jellegű, kis frekvencia-modulációval. Az ér vizsgálata és követése technikailag nehezebb, mint a carotisoknál. Proximalis szakaszának vizsgálatához a transducert lefele, és anteromediál fele kell irányítani a fossa supraclavicularisban, amíg az ACC nincs meg, majd posterior és caudal (idősebbeken még kissé lateral) fele megkeresni a szonda erősebb nyomásával az a. vertebralist. Az ér biztos azonosítása egyrészt a fossa suboccipitalisban a II-III. ujj hegyével létrehozott erős kompresszió hatásának észlelésével, másrészt a pajzsmirigy kompressziójának az ér keringésére való hatástalanságával lehetséges (ez utóbbi a

közelben futó a. thyroidea inferiort viszont erősen befolyásolja). Az atlas (V<sub>3</sub>) szegment is detektálható lehet, a processus mastoideus mögé helyezett, az ellenoldali szem és fül közé mutató transducerrel. Ilyenkor az áramlás a transducertől távolodó irányú.

**A. subclavia** A transducert a supraclavicularis fossába kell helyezni, az iránya lefele-lateral fele mutasson, a distalis a. subclavia vizsgálatához. A jellegzetes Doppler spectrum 3 fázisú (kezdetben magas systolés sebesség, negatív fázis a diastole elején az aorta billentyű záródása miatt és közép-késődiastolés újabb pozitív szakasz) és nagy perifériás ellenállású érre utaló. A hangja az ACE-hez hasonló ostorcsapás-szerű jelenség. Az ér jól azonosítható, de a kéz öklöbe szorításakor, felkar-leszorításakor segíthet a Doppler görbén/spectrumon a systolés áramlás csökkenése, a diastolés reverz növekedése, postischaemiás hyperaemiánál pedig az erős, diastolés reverz nélküli áramlás. A proximalis a. subclavia-szakaszok, a jobb oldalon pedig a truncus brachiocephalicus szintén vizsgálhatók mediál és lefele mutató szondával. Az érnek a clavícula alatti folytatása (helyesen ez már az a. axillaris) az infraclavicularis fossából kereshető fel.

## A kompressziós manőverek típusai

A kompressziós manővereket mindig a vizsgált érterülettől distalisan hajtjuk végre az extracranialis verőerek azonosítására. Három fő típusa ismert ezeknek a módszereknek:

**Komplett, elzáró kompresszió (ACE ágak)** Főleg a ACE ágainak esetében alkalmazzuk. 2-3 szívcikluson keresztül röviden, de teljesen elzárjuk a keringést, az ér folyamatos, erős összenyomásával. A maradvány-áramlást a párhuzamos ágakon keresztül zajló keringés biztosítja.

**Isometriás muscularis kompresszió (subclavian steal sy. diagnózisa)** Erősebb választ vált ki, mint a distalis ág passzív elzárása. A kar izmainak megfeszítése és elernyesztése, vagy az un.: cuff-próba, azaz a vérnyomásmérő systolés érték fölé pumpálása a felkaron, majd néhány perc után történő hirtelen leengedése hirtelen hyperaemiát és áramlásnövekedést produkál az a. subclaviában. A subclavian steal szindróma oldalán végzett ilyen manőverekkel provokálni lehet a steal-effektust.

**Inkomplett, gyors, repetitív kompresszió (ACE azonosítás)** 3-5 Hz frekvenciával, folyamatos kis nyomás mellett erősebben nyomogatva az ACE ágakat (elsősorban a jól azonosítható és felkereshető a. temporalis superficiális jön szóba ilyenkor) a proximal fele terjedő hullámforma-modulatio jól detektálható az ACE főtörzsében. Ez sokszor segít az ACE-ACI differenciálásban, különösen kérdéses esetekben. Internalizálódott ACE Doppler hullámformáira még kifejezettebb a compressió hatása.

**Hibaforrások a kompressziós manőverek elvégzésekor** A kompressziókor könnyen keletkezhetnek műtermékek (fejmozgás, bőrelmozdulás, a környező vénák kompressziója miatt). Megelőzésében segíthet a fej rögzítése és a helyes technika elsajátítása (pl. a repetitív kompresszió esetében nem a bőr ütögetése, hanem váltakozó erősségű, folyamatos nyomás alkalmazása). Mély artériáknál (pl.: a. vertebralis) erősebb nyomást kell alkalmaznunk, a kompressziós manővereknél. A distalis ACE kompresszió néha hatással lehet a proximalis ACI áramlására, de ez a hatás összehasonlítva mindig sokkal kisebb, mint a proximalis ACE esetében.

### A kóros Doppler görbék jellegzetességei

**Kötelező regisztrációs pontok (mindig mindkét oldalon)**

Érszakasz	Normális leleteknél	Kóros leleteknél
a. supratrochlearis	+	+
a. Supraorbitalis	∅	+
+ ACE compressio	∅	+
a. carotis communis (ACC)	+	+
a. carotis interna (ACI)		
- Eredés	∅	+
- Distalis	+	+
a. Carotis externa (ACE)		
- Főág	+	+
- Mellékágak	∅	+
a. Vertebralis (1 ponton)		
- 1 ponton (eredés vagy a mastoid régió)	+	+
- 2 ponton (eredés és a mastoid régió)	∅	+
a. subclavia		
- Proximalisan	∅	+
- Distalisan	+	+

### Szűkületek Doppler kritériumai (AG = angiográfiás stenosis mértéke)

Kritérium	Szűkület foka				
	<40%	40-60%	60-70%	80%	>90%
Local stenosis (AG)	<40%	40-60%	60-70%	80%	>90%



<b>Distalis stenosis (AG)</b>	0%	<30%	≈50%	≈70%	>90%
<b>Indirekt kritériumok</b> (a. supratrochlearis és a. supraorbitalis)	∅	∅	∅	a.ophthalmica retrográd, vagy ∅ ACC↓	a.ophthalmica retrográd, vagy ∅ ACC↓
<b>Analóg hullám</b> (stenosishoz közel)	Normális	Audioszig- nál válto- zik, helyi áramlás kissé ↑	Tiszta áramlásnöveke- dés, pulzatilitás ↓, systolés deceleratio	Erős helyi áramlásnöve- kedés, systolés deceleratio	Változó áramlási jel, csökkent intenzitással
<b>Analóg hullám</b> (stenosis után)	Normális	Normális	Normális	Systolés áramlás ↓	Erősen redukált jel, nehéz megtalálni
<b>Spektrumanalízis</b>	Normális	Spectrum kiszélese- dik	Spektrum kiszélesedik, az alacsony frekvenciájú komponensek intenzitása ↑	Inverz frekvencia- komponensek a kiszélesedett spektrumban	Inverz frekvencia- komponensek a kiszélesedett spektrumban
<b>Systolés csúcs- frekvencia (kHz)*</b>	<4 kHz	>4kHz	4-8 kHz	>8 kHz	Változó
<b>Végdiastolés frekvencia (kHz)*</b>	<1,3 kHz	<1,3 kHz	>1,3 kHz	>3,3 kHz	Változó
<b>Systolés csúcssebesség (cm/s)</b>	<120	>120	>120	>240	Változó
<b>Végdiastolés sebesség (cm/s)</b>	<40	<40	>40	>100	Változó
<b>Systolésarány (ICA/CCA)</b>	<1,5	<1,8	>1,8	>3,7	Változó

\* a frekvenciaadatok 4 MHz-es transmissziós frekvenciának felelnek meg !

### Kompenzáló áramlásnövekedés hatása

Ellenoldali komoly érszűkület, vagy elzáródás esetén (elsősorban az ACI obliteratív elváltozásainál) megfigyelhető az ép azonos- és túloldali verőerek kompenzáló

áramlásnövekedése. Ez okozhat erős, "internalizált" jellegű ACE áramlást pl.: egy ACI occlusio oldalán, megnövekedett azonos oldali a. vertebralis és ellenoldali ACI áramlással. Ilyenkor gondolni kell a haemodynamikai folyamatokra és az így mért fokozott áramlások sem jeleznek feltétlenül szűkületet az adott érben.

### **Proximalis és distalis stenosis hatása**

Proximalis stenosisoknál a "slow and low flow" vagy "pulsus tardus et altus" kifejezéseknek megfelelő áramlás észlelhető: alacsony sebességek, lapos slope a systole elején, valamint a pulzatilitás csökkenése a jellemző. A truncus brachiocephalicus, az a. vertebralis és az ACC proximalis stenosisa okozhat elsősorban ilyen eltérést. Distalis stenosis lehet magas ACI (basis alatti, vagy syphon-táji), illetve magas a. vertebralis (intracraniális) stenosis. Ekkor a pulzatilitás nő, a diastole teljesen el is tűnhet, de emellett a systolés sebességek is jelentősen csökkenhetnek.

### **Steal-effektus fokozatai**

A subclavian steal syndroma esetében észlelhető áramlásmegfordulás ritkán teljes. Először a systole amplitudója csökken, majd a systolében esetleg teljes áramlásmegállás is jelentkezik. Később a systole egy részében negatív áramlás lép fel. A legsúlyosabb fokozatban a teljes systolo-diastrale retrograd irányú lesz, a systole kezdete pedig késik. Egyidejűleg az a. subclavia áramlása kezdetben csak turbulensebb és gyorsabb lesz de még 3 fázisú, majd kétfázisúvá, a legsúlyosabb stenosis esetében pedig egy fázisúvá válik.

### **Indirekt Doppler vizsgálat (periorbitalis Doppler, Doppler-ophthalmica teszt)**

A korábban kiterjedtebben alkalmazott indirekt (periorbitalis) Doppler vizsgálatok jelentősége csökkent. Lényegük az, hogy komoly, a. ophthalmica eredés alatti ACI stenosis, vagy occlusio esetén az orbita körüli ágak (a. supratrochlearis és a. supraorbitalis) áramlása gyengül/megszűnik, vagy az áramlási irány megfordul. A transducert az a. supratrochlearis vizsgálatához finoman a medialis cantusra helyezve, kevés és nem irritáló ultrahangos gélt használjunk. Az itt felületesen futó ér áramlásának méréséhez nagyobb frekvenciájú (8 MHz) transducerek a legalkalmasabbak. A transducert nem tartó másik kezünkkel kompressziós próbákat végezhetünk az a. temporalis superficiálison és az a. faciálison (azonos és ellenoldalon), míg az alkarunkkal a beteg fejét rögzíteni tudjuk. Occusio esetében az esetek kb. 90%-ában az áramlás megfordult, vagy nem detektálható, esetleg csak redukált az

ellenoldalhoz képest. Szűkületeknél főleg a 70% feletti szűkületekre érzékeny az eljárás, de korántsem olyan mértékben mint az elzáródásnál tapasztalható. Egyoldali, 50% alatti stenosisnál általában nincs is lényeges oldalkülönbség.

**Hibaforrások a Doppler görbe elemzésekor** Fontos a szonda helyes tartása, az erek pontos azonosítása. Kerülendő a túl erős compressio, mert stenosisra jellemző jelet okozhat, vagy elzárhatja a súlyos szűkületet. Több ér jelének együttes detektálása tévedésekhez vezethet. Kanyargós lefutású véredények esetében az áramlási sebesség jelentős változásokat mutathat. A spectralis ablak kiszélesedése függ a Doppler-készülék beállításától is. Occlusiókor az indirekt módszerek fontos kiegészítő információt adhatnak. Steal szindrómánál az áramlási irány meghatározásához szükséges a transducer határozottan fej fele mutató iránya.

### ***Az extracraniális Doppler vizsgálatok jövője***

**Diagnosztikus érték más módszerekkel összevetve** Gyakorlott kézben az a. carotisoknál a direkt direkcionális CW vagy PW Doppler vizsgálat a < 50% / >50% stenosis + occlusio elkülönítésében meglehetősen pontos módszer, különösen spektrumelemzéssel (92-100%-os szenzitivitás, 93-100%-os specificitás), azonban a <40%-os carotis-stenosisokat lényegében nem ismeri fel és a carotis-occlusio biztos diagnosztizálására alkalmatlan (98%-os érzékenység, de csak 86%-os prediktív pontosság). Kb. minden tizedik occlusio-diagnózis fals pozitív, ezért occlusio gyanúja esetén a betegeket mindig tovább kell vizsgálni, mert a hiba terápiás következményekkel is járhat. A koponyabázis alatti, distalis a. carotis interna-stenosisok diagnosztizálására 2 MHz-es transducerekkel végzett Doppler vizsgálat alkalmas lehet (ez a terület ultrahangos képalkotó módszerekkel nem elérhető). A PW Doppler a maximális frekvencia mérésére pontosabb, mint a CW, de az utóbbit nem érinti az aliasing-effektus. A hemodynamikai mérés nem ismeri fel a szűkületet okozó plakkok jellegzetességeit, erre csak a képalkotó módszerek alkalmasak. A fentiek miatt a betegség progressziójának a követésére egymagában nem alkalmas. A periorbitalis indirekt Doppler módszer alkalmazása önmagában nem elégséges, mivel csak a >80%-os carotis-stenosisokra érzékeny (bár a fals negatív arány itt is 20%), nem tudja elkülöníteni az elzáródást a súlyos stenosistól, valamint az elzáródás helyéről sem ad tájékoztatást.

Az a. vertebralisok áramlásának vizsgálatára is használatos a módszer, segítségével a subclavian steal szindróma és az a. subclavia stenosis is könnyen felismerhető. Nehéz

azonban a differenciálás az a. vertebralis stenosis / hypoplasia és occlusio/ aplasia között. A >50%-os a. vertebralis szűkületek diagnosztizálásában a Doppler-módszer értéke kisebb, mint a carotisok esetében.

### **Mikor lehet szerepe napjainkban az extracraniális Doppler vizsgálatoknak?**

Minden szűrővizsgálat esetében fontos paraméter, hogy a pozitív eredmények aránya az adott populáción belül bizonyos határértéket ( $\approx 20-30\%$ ) meghaladjon. Ha a szűrőeljárás időigényes, drága és esetleg költségesen fenntartható készülékekkel történik, ennek az aránynak még magasabbnak kell lennie, hogy a költség hatékony szűrés teljesüljön. Ha a szűrőmódszer olcsó, gyors, a készülék ára is alacsonyabb és az eljárás kiterjedten, széles populációban is alkalmazható, akkor akár kis pozitivitási arány mellett is gazdaságosan működtethető. Emellett a Doppler készülékek kezelése és a leletek értékelése is viszonylag gyorsan elsajátítható. Szakrendeléseken, akut stroke-ellátásban, multiplex rizikófaktorokkal rendelkező betegek esetében, a drágább, időigényesebb (color) duplex, esetleg MRA módszerek előszűréseként alkalmazható. Angiográfia előtt azonban mindenképpen nagyobb diagnosztikus pontosságú módszerek közbeiktatása javasolt.

### **Minőségbiztosítás az extracraniális Doppler vizsgálatok végzése kapcsán**

**Általános minőségbiztosítási elvek** Megfelelő jártasság és készülék megléte alapkövetelmény. Tudni kell az adott módszert a megfelelő helyre állítani a diagnosztikus eszköztárban (pl. a csak hangkimenettel rendelkező Doppler készülékek érzékenysége és fajlagossága meglehetősen korlátozott). Bizonyos havi vizsgálatszám alatt még korábban nagy tapasztalatokat szerzett vizsgáló sem tud pontos eredményeket produkálni. A Doppler készülékeket évente hitelesíteni kell. A vizsgálatot végzőknek eredményeiket időnként össze kell vetniük a referencia-eljárásokkal.

**Konkrét összehasonlító elemzés tervezése és statisztikai értékelése** Egy viszonyítási alapként szolgáló vizsgáló módszer eredményeihez történő összehasonlítással történik az adott laboratóriumban a módszer hatékonyságának az elemzése. A viszonyítási alap ("gold standard") elsősorban az angiográfia, de tájékoztató módszerként annak pontosságát megközelítő eljárás (pl. color duplex ultrahang) is szóba jöhet.

2x2-es kontingencia-táblázatban kell ábrázolni az eredményeket:

<b>Referenciamódszer (angiográfia) eredményei</b>
---

		Pozitív	Negatív
<b>Doppler vizsgálat eredményei</b>	Pozitív	<b>A</b> (valódi pozitív)	<b>B</b> (álpozitív)
	Negatív	<b>C</b> (álnegatív)	<b>D</b> (valódi negatív)

A kiszámolható, százalékban megadott paraméterek jellemzik az adott laboratórium diagnosztikus pontosságát. Legalább 50 beteg adatait kell felhasználni a hozzávetőleges értékeléshez. A pontos mintaméret-kiszámításhoz SSADSIR program használata javasolt.

Szenzitivitás (érzékenység):  $A/(A+B) \cdot 100$

Specificitás (fajlagosság):  $D/(D+C) \cdot 100$

Prediktív pontosság:  $A/(A+C) \cdot 100$

Teljes pontosság:  $(A+D)/(A+B+C+D) \cdot 100$

### Irodalom

1. Beam C: Strategies for improving power in diagnostic radiology research. American Journal of Radiology. 1992. 159: 631-637.
2. Burns P, Harkányi Z, Liu J és mtsai: Duplex ultrahang. Springer Hungarica, Budapest, 1991.
3. Csányi A, Egervári Á, Pohárnok L: A carotis és a vertebralis artériák szűkületeinek vizsgálata duplex ultrahang segítségével (összehasonlítás az intraarteriális digitalizált subtractió angiográfiával). Orvosi Hetilap. 1993. 134. 2691-2696.
4. Csiba L, Mogyoróssy Zs, Kollár J: Tapasztalataink bidirectionális Dopplerrel az a. carotis diagnosztikájában. Magyar Radiológia. 1988. 62: 217-222.
5. Csiba L: Az arteria carotis rendszer elváltozásainak diagnosztikájában alkalmazott ultrahangos eljárások áttekintése. Orvosi Hetilap. 1990. 131: 1455-1463.
6. Doppler C: Über das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels. Abh. königl. Böhm. Ges. Wiss. 1843. 2: 465-482.
7. Fazekas A: A Doppler spektrum analízis jelentősége az extracraniális carotis rendszer betegségeinek kórismezésében I-II. Ideggyógyászati Szemle. 1988. 41: 4-19.

8. Hennerici M, Neuerburg-Heusler D: Vascular Diagnosis with ultrasound, Thieme, Stuttgart, 1998.
9. Kempczinski R, Yao T: Practical noninvasive vascular diagnosis. Year Book, Chichago, 1982.
10. Little R, Little W: Physiology of the heart and Circulation. Year Book, Chichago, 1989.
11. Meairs S, Hennerici M: Cerebrovascular ultrasound. In Cerebrovascular disease: pathophysiology, diagnosis, and management. (eds. Ginsberg M, Bogousslavsky J) Blackvell, Malden, 1998. pp 1318-1336.
12. Newell D, Aaslid R: Transcranial Doppler. Raven, New York, 1992.
13. Reutern G, Büdingen H: Ultrasound diagnosis of cerebrovascular disease. Thieme, Stuttgart, 1993.
14. Wilde P: Doppler echocardiography. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1989.
15. Introduction to vascular ultrasonography (ed. Zwiebel W.). Saunders, Philadelphia, 1992.

## 2. Fejezet: Az agyat ellátó supraaorticus nagyartériák Duplex-UH vizsgálata

### **Optimális beállítások**

A duplex vizsgálat egyrészt a Doppler-effektus segítségével a vér áramlását hallhatóvá és láthatóvá teszi (Doppler spektrum ill. color-jel), másrészt az ereket, környező szöveteket real-time ábrázolja (B-mód). Az elektromos energiát az ultrahang-szondák (transducerek) alakítják át a piezoelektromos technika segítségével ultrahanggá. A nyaki nagyerek duplex vizsgálatánál általában 5-10MHz közötti tartományt használunk.

#### 1) Szonda-típusok:

- ◆ “linear array”: a piezoelektromos kristályok egymás mellett, egy vonalban helyezkednek el.
- ◆ szektor szondák (“phased array”, mechanikus rotáló UH-fej, mechanikus oszcilláló UH szonda)

2) Frekvenciák: felszínebb struktúrák (pl. carotisok) vizsgálatához nagyobb frekvenciát (pl. 7,5MHz) használunk, mélyebben fekvő erek (pl. vertebralisok), meszes plakkok esetén 5-5,5MHz-et. A nagyobb frekvenciájú UH ugyanis kisebb energiával, viszont jobb axiális felbontóképességgel rendelkezik, mint a kisebb frekvenciájú UH-nyaláb. A Doppler mód frekvenciája a duplex vizsgálatok során általában 4-5MHz, a színkódoláshoz is ezt a frekvenciát érdemes használni.

3) Fókusz: az a mélység, ahol a legmagasabb a képfelbontás. A lineáris szondák jobb laterális felbontásra képesek, mint a szektorszondák.

4) A mélységet úgy állítsuk be, hogy a vizsgálandó képletek az ultrahang-szonda optimális fókusz távolságában helyezkedjen el. “Átlagos” nyakú betegeknél 4-5 cm max. mélységet használjunk.

5) PRF: pulzációs repetíciós frekvencia (“pulse repetition frequency): Megmutatja, milyen gyakorisággal küldi a gép az egyes "UH-csomagokat". Beállítandó a B-kép, a Doppler-vizsgálat és a színkódolás esetén is. Befolyásolja a vizsgálható maximális mélységet és a maximálisan mérhető áramlási sebességet.

6) Frame rate: A kép frissítésének gyakorisága (B-módban és color-módban). Tipikusan 4Hz és 30 Hz közötti érték.

7) Preprocessing (a vizsgálat megkezdése előtt beállítandó paraméterek):

- ◆ Dynamic range (dinamikai tartomány): 30dB: kemény kép; 60 dB: lágy kép
- ◆ Edge enhancement: 1-4 fokozat, a kontúrt szabályozza
- ◆ Scan- correlation (SCC): 1-4 fokozat, csökkenti a kép zajosságát a képpontok időbeli átlagolásának segítségével

- ◆ Fast/ detailed (vonalsűrűség): nagyobb vonalsűrűség- jobb kép, de lassabb
  - ◆ TGC: “Time gain compensation”: A mélyebben fekvő struktúrákról visszavert hullámok gyengébbek (több nyelődik el belőlük), ezért szükség van ezek relatíve nagyobb erősítésére (gain). Erre, a mélységtől (a visszaverődés idejétől /time/) függő erősítésre alkalmas a TGC.
  - ◆ Zoom (nagyítás): A rosszul ill. bizonytalanul ábrázolható érszakaszok, plakkok vizsgálatánál és az IMT mérésénél használjuk.
- 8) Freeze: a képernyőn látható kép „befagyasztása”, pl. mérések elvégzése, dokumentálás céljából. Az aktuálisan nem használt UH-fejet mindig freeze üzemmódban kell tartani, hogy megelőzzük a szonda felesleges melegedését és időelőtti tönkremenetelét.
- 9) Cine loop: a freeze-elt képet megelőző képeket a készülék a memóriájában tartja, így néhány mp előzmény is áttekinthető.
- 10) Smoothing (interpolation), interlacing, correlation: a kép egyenletesebbé tételére szolgáló eljárások.
- 11) Postprocessing: a képernyő ill. a dokumentáció optimális megjelenítésére szolgáló technikai eljárások, melyek a rendelkezésre álló szűrkeskálából a felesleges részeket kiszűrjük, a fontosakat megjelenítik.
- 12) Felbontás (resolution):
- ◆ axiális felbontás: az UH nyaláb hossz tengelye mentén megkülönböztethető két pont távolsága (frekvencia-függő)
  - ◆ laterális elbontás: az UH nyaláb tengelyére merőleges egyenes mentén még megkülönböztethető két pont távolsága
- 13) Doppler-technika:
- ◆ Doppler-shift: A kibocsátott UH frekvenciája megváltozik (eltolódik, shift), ha a reflexió mozgó felszínről történik (közeledő reflektor esetén a regisztrált frekvencia magasabb, távolodó esetén alacsonyabb lesz). A véráramlás okozta Doppler-shift éppen a hallható hang-tartományba esik, ezért halljuk az áramlási hangokat.
  - ◆ pw-Doppler (pulsed wave Doppler): UH- csomagokat bocsát ki a Doppler-szonda, majd ugyanaz a piezoelektromos kristály fogadja a visszavert UH-t. Így, az UH szöveti terjedési sebességét ismerve, meghatározhatjuk a vizsgálni kívánt mélységet, mérési térfogatot (sample volume). A csomagok kibocsátási gyakoriságát jellemzi az ún. PRF (pulzus repetíciós frekvencia).
  - ◆ Aliasing / Nyquist limit: Egy hullám frekvenciáját akkor tudjuk meghatározni, ha periódusonként legalább két mintavételezést végzünk (Nyquist-küszöb). Magas áramlási sebesség esetén (pl. magasfokú stenosis) a mintavételezést nem tudjuk eléggé szaporán



végezni (a PRF csak bizonyos határig növelhető, és ez a határ annál alacsonyabb, minél mélyebben helyezkedik el a vizsgált érszakasz), ezért a küszöb feletti sebesség-tartomány (a spektrum csücske) a zéró vonal alá (a negatív tartományba) tolódik, ill. a color jelnél szín-átfordulás lép fel.

- ◆ Spektrum: a frekvencia-eltolódás (szögkorrekció esetén a sebesség) időfüggvénye; a Doppler-shift időbeni változását mutatja. Tekintettel arra, hogy az áramló vér több, különböző sebességű reflektorból (vvt) áll, nem egyetlen, vonalszerű görbét, hanem spektrumot kapunk.
- ◆ SZÖGKORREKCIÓ /steering: a Doppler-shift frekvenciájából sebesség-értéket csak akkor kapunk, ha az UH nyaláb és a vér (reflektor) áramlási iránya által bezárt szöget figyelembe vesszük ( $\cos \varphi$ ).
- ◆ Doppler-gain: erősítés, beállítása optimális, ha nem jelentkezik tükröződés, a spektrum egésze látható, de a háttértől jól elkülöníthető.

#### 14) Color-duplex

- ◆ steering/ szögkorrekció: a color mód is a Doppler elven alapul, ezért a szögkorrekció ebben az esetben is nagyon fontos.
- ◆ PRF: a color módban a várható sebességnek megfelelően állítjuk be a vizsgálat elején a PRF-t, majd fokozatosan változtatjuk, attól függően, hogy az ér- vagy az áramlásmegjelenítés a fő célunk (lásd ott).
- ◆ ablak méret: a color-ablak méretét úgy állítsuk be, hogy a vizsgálandó érszakaszt magába foglalja, a kisebb ablak gyorsabb, pontosabb megjelenítésre alkalmas.
- ◆ color-gain: amennyiben az erősítés nem elegendő, meglévő áramlás ellenére sem kapunk color-jelet; ha túl nagy erősítéssel dolgozunk, zavaró műtermékek jelennek meg a color-ablakban.

#### **Indikációk**

- ◆ cerebrovascularis eredetre utaló tünetek
- ◆ féloldali látászavar (amaurosis fugax, ischaemiás ophtalmopathia)
- ◆ supraaortikus erekben auscultatio során észlelt zörej
- ◆ a két karon mért vérnyomás közötti különbség > 20Hgmm
- ◆ carotis-compressiót megelőzően plakk tisztázása céljából
- ◆ vascularis rizikófaktorok jelenléte esetén szűrő jelleggel (primer prevenció)

- ◆ stroke-betegek követése (secunder prevenció)
- ◆ nagy műtétek előtt (pl coronaria-bypass op előtt)
- ◆ rendszeres kontroll- vizsgálatok érsebészeti beavatkozást követően, embologén/instabil plakkok, stenosis, ill. multiplex rizikófaktorok esetén
- ◆ nyaki pulzáló terimék vizsgálata

## **Általános leírás:**

### **B-módban történő vizsgálat**

#### **lefutás**

B módban, majd color módban először hossz- majd keresztmetszetben caudo-cranialis irányban végig követjük a vizsgált eret. Dokumentáljuk az esetleges rendellenességeket:

- elongált
- kinking (az arteria hegyessögű visszakanyarodása; lehet nagyívú, vagy megtöretéssel járó (utóbbi esetben áramlási zavart is okozhat).
- coiling (az arteria spirálvonal mentén teljesen körbefordul; áramlási zavart általában nem okoz).
- bifurcatio magassága. Magas oszlás (mandibula alsó szára közelében) esetén a carotis interna gyakran alig, vagy egyáltalán nem vizsgálható.

#### **tágasság**

Szemügyre vesszük az ér kaliberét, az esetleges eltéréseket rögzítjük.

- tágabb: diffúz tágulat: anatómiai variáció; lokális tágulat: aneurisma (fusiformis); de: a bulbus gyakran tágult, ez még nem aneurizma.
- szűkebb: diffúz, az ér teljes hosszában észlelt szűkület: hypoplasia; oclusiotól distalisan a transmuralis nyomás leesése miatt gyakran észlelhető caliber-csökkenés: Segmentalis szűkület: fibromuscularis dysplasia (ritka a nyaki szakaszon).

#### **fali eltérések**

- **Intima-media vastagság (IMT)** A CCA-t hosszmetsetben, nagyítva ábrázoljuk, a mérést a bifurcatio alatt 1-3 cm-rel (ha itt plakk van, akkor közvetlenül ez alatt) végezzük, a szondától távolabb lévő (dorsomedialis) falon. Az arteria lumenét (fekete) az érfal felé vékony fehér csík határolja: vér-intima határ (A). A fehér csík alatt fekete, ezalatt ismét fehér csík húzódik (normálisan ez a legvastagabb réteg), e két utóbbi sáv határa a media-adventitia határ (B). Az IMT az A-B távolsággal egyenlő (**1.ábra**), értéke normálisan 0.4-0.8 közötti.
- **plakk-analízis**

A B- módú áttekintő vizsgálat során a teljes látótérbe hozható szakaszon minden körülírt fali felrakódást (plakk) megismerjük, ezeket a lelethez tartozó sémán berajzoljuk, a legsúlyosabb fali eltérésekről video-printerrel célszerű képet készíteni. A lelet leíró részében nem szükséges valamennyi plakkot külön jellemezni, elég a legnagyobb jelentőséggel bíró eltéréseket szövegesen leírni. A plakkokat az alábbi szempontok szerint jellemezzük:

- 1) lokalizáció: melyik érszakaszon, melyik falon (szondához képest közeli, távoli vagy oldalfalon) látható.
- 2) alak, konfiguráció: keresztmetszeti képen körülírt, sarlószerűen felkúszik az oldalfalra, a lument félkörben- körkörösén övezi; a plakkok összefolyva plakk-rendszert alkotnak.
- 3) maximális vastagság: a legvastagabbnak tűnő plakkok max. vastagságát keresztmetszeti képen lemérjük.
- 4) felszín: sima (általában soft plakkok), kp. egyenetlen (általában fibrosus és meszes plakkok), durván egyenetlen (általában a meszes plakkok), exulcerált (a plakk-felszín focalis, hirtelen excavatioja, melynek mélysége a 2 mm-t meghaladja. Jelentősége: Az egyenetlen felszín -különösen az exulceratio, a stroke rizikóját jelentős mértékben növeli.
- 5) echogenitás: Azt jelzi, hogy a plakk B- képe a szürkeskála mely tartományába esik. Echolucens (soft) plakk: sötét, a vérhez hasonló densitású; ilyen a zsírdús, az oedemás és a haemorrhagiás plakk ill. a friss thrombus (**2.ábra**). Isodens (kp. dens): a m. sternocleidomastoideuséhoz hasonló densitású (ilyen a fibrosus plaque és a chronicus thrombus). Hyperdens, hyperechogen plakk: a nyakcsigolyákéhoz hasonló densitású, fehér (ilyen a collagen-dús fibrosus plakk és a meszes plakk, utóbbi mézárnyékot is ad (**3.ábra**)). Jelentőség: Az echolucens plakk-ok lényegesen magasabb stroke-rizikót jelentenek. /Mérése: a plakk kinagyított (zoom) képének átlagos densitását PC-n valamely photoeditor programban lemérjük: a vér densitását 0-5 közé, az adventitiát 230-ra állítjuk. A 32 alatti densitású, echolucens plakk-ok fokozott stroke-rizikót jelentenek./
- 6) homogenitás-heterogenitás: mennyire azonos vagy különböző echogenitású részekből áll a plakk.

## **Color Doppler Imaging (CDI), Power Doppler Imaging (-PDI)**

### Fizikai alapok:

**CDI:** A Doppler-shift mértéke szerint különböző színeket rendel az áramláshoz a készülék, így információt nyerünk az áramlás sebességéről és irányáról. Hátránya: függ a szögkorrekciótól, nagy sebességeknél aliasing lép fel, a lument gyakran nem tölti ki teljesen a color jel.

**PDI:** Minden áramlást azonos színnel jelenít meg, az áramló részecskékről reflektálódó UH nyaláb energiájával arányos intenzitással. Előnye: szögkorrekciótól független, nincs aliasing, az alacsony sebességű áramlások is jól vizualizálhatók, azonban a különböző irányú áramlások azonos színnel jelennek meg, így pl. az arteriákat a vénáktól nem lehet megkülönböztetni.

E módszerek segítségével egyrészt könnyebb az ereket megjeleníteni (megtalálni), másrészt képi információt nyerünk az áramlási viszonyokról. Az optimális lumen megjelenítés alacsonyabb PRF mellett történik, míg az áramlási vizsgálatokhoz magasabb értékről fokozatosan csökkenő PRF értékek szükségesek.

#### **A vizsgálat technikája:**

A B-módú vizsgálatot követően kerül sor a color duplex vizsgálatra. Az üzemmód bekapcsolásakor egy color-ablak jelenik meg, melyet úgy helyezünk el, hogy a vizsgálni kívánt érszakaszt foglalja magába (szögkorrekcióra figyeljünk!). Az áramlásokat a gép a hideg ill. a meleg színek különböző árnyalataival jelzi az áramlás irányától és sebességétől függően, a vizsgáló dönti el, hogy melyik irányú áramlást melyik színnel jelenít meg. A color ablakon keresztül áttekintve az ereket az alábbi patológias eltérések mutathatók ki:

**Plakk-kimutatás:** Az echolucens plakkok, melyek a hagyományos fekete-fehér B-képen nem ábrázolódnak (a vérhez közeli echodenzitás miatt), szintelődési hiányként megjelennek. Excavalt plakk esetében szín-átfordulás jelzi a vályulatban megfordult irányú áramlást.

#### **Áramlási zavar kimutatása:**

Stenosis: prestenotikusan a color szignál gyakran normálisnak tűnik, magasfokú stenosisok esetén azonban a szignál pulzatilisabb áramlásra utalhat. A szűkület maximumát elhagyó áramlás hozza létre az ún. jet-jelenséget, itt mérhető a legnagyobb áramlási sebesség, következményes aliasing-effektussal (vigyázat, ilyenkor a szín-átfordulás nem az áramlás megfordulását, hanem a magas áramlási sebességet jelzi!). Poststenoticusan a turbulenciának megfelelően különböző színek mozaikjaként jelenik meg, "széttöredezik" a color jel (konfetti-jelenség). **(4.ábra)**.

Stenosis mérése: A stenosis pontos megítéléséhez a CDI módszer alkalmazása a korszerű ajánlások szerint nélkülözhetetlen. 3 módszer terjedt el a gyakorlatban:

1. diameter-stenosis: Az érszakaszt hosszmetsetben vizsgáljuk. A residuális lument (a legnagyobb szűkület helyén a color jel szélessége) viszonyítjuk az ér lumenének eredeti átmérőjéhez (ECST-módszer), vagy a stenosistól distalis, ép lumen átmérőjéhez (NASCET-módszer, kisebb mértékű stenosist ad, mint az ECST módszer). **(5/A.ábra)**
2. area-stenosis: Keresztmetseti vizsgálat. A legnagyobb stenosis helyén a residuális területet (color jel) viszonyítjuk az ér lumenének eredeti területéhez (ritkábban használatos, a négyzetes összefüggés miatt magasabb stenosist jelez, mint az előző módszer). **(5/B.ábra)**
3. reziduális lumen átmérő: A legnagyobb stenosis helyén látható color jel szélessége. **(5/C. ábra)**

Occlusio: Az elzáródott lumenben color jelet még igen alacsony PRF mellett sem észlelünk. Az occlusios csonkban időnként a visszaáramlásnak megfelelő szín-átfordulás figyelhető meg.

Subtotalis occlusio: (>95% stenosis) a perfusio nyomás jelentősen esik, az áramlás deprimált, alacsony sebességű, kis intenzitású. Ennek megfelelően color jel a szűkületben gyakran nem detektálható, poststenoticusan azonban a color jel megjelenik, a lument kitölti (distal color filling).

Hosszú szakaszra kiterjedő stenosis: A residualis lumennek megfelelő keskeny, irregularis, kis intenzitású color jel látható az ér lumenében (string-sign). Kimutatására a PDI módszer a legalkalmasabb. Dissectio esetén is gyakran ezt a képet látjuk. **(6.ábra)**

Kinking-coiling: az ér lefutásának irányváltozásait a színek megváltozása jelzi.

## Doppler spektrum

A Doppler üzemmód aktiválásakor az ún. mérési térfogat (sample volume /SV/) jelenik meg a képernyőn, melyet a vizsgálandó ér lumenébe helyezünk. Méretét állítsuk a lehető legnagyobbra, amely még elfér az ér lumenében anélkül, hogy az ér falát elérné.

Szögkorrekció: A SV-mal megjelenő szögjelző vonalkát mindig az áramlás hossz-tengelyébe kell beállítani, ez az előfeltétele a sebesség-értékek pontos meghatározásának. Ha a mérési szög 60 fok felett van, a szögbeállítás apróbb hibái is jelentős sebesség-eltéréshez vezetnek, ezért a szöget lehetőleg tartsuk 60 fok alatt, szükség esetén a korrekciót a szonda billentésével oldjuk meg.

Az ér teljes látható hosszát caudo-cranialis irányban áttekintjük, miközben a SV-t végig a lumenben tartjuk, a szöget korrigáljuk. Az áttekintéshez -ha van rá lehetőség, dual üzemmódot válasszunk, ekkor ugyanis lehetőség van real-time B-kép és folyamatos Doppler spektrum egyidejű nyelésére. A carotis internákról negatív esetben is legalább egy jellemző spektrumot rögzítsünk a dokumentációban.

## Patológiás eltérések:

Stenosis: **Prestenoticusan** az áramlás gyakran normális. Minél magasabb fokú a stenosis, annál valószínűbb, hogy proximalisan az áramlás pulzotilisabb, deprimáltabb. **Intrastenoticusan** az áramlás gyorsult, a sebességek jól korrelálnak a stenosis mértékével **(5/D.ábra)**. A csúcs-systolés és végdiastolés sebesség, ill. a carotis interna/carotis communis sebesség-aránya alapján a stenosis mértéke meghatározható **(Táblázat)**. **Poststenoticusan** az áramlási sebesség jelentősen csökken, kifejezett a turbulencia, a systolés ablak eltűnik (a spektrum szélesedik, a burkológörbe alatti terület kitelődik), a spektrum szálkássá, hasadozottá válik, a poststenoticus, kissé tágult lumen széli részén retrograd irányú áramlás észlelhető. A systolés gyorsulás csökkent (a spektrum systolés felfutási meredeksége csökken, a görbe ellapul (delta jel). Minél nagyobb a stenosis mértéke, a stenosistól annál distalisabban kezd a spektrum regenerálódni.

Dissectio: Subintimalis dissectio esetén az áramlás által a lumenbe türemített érfal-réteg a B-képen általában jól látható: fokozatosan szűkülő lumen (gyertyaláng jel) vagy hosszú szakaszra kiterjedő stenosis (string sign). Occlusio esetén spektrum nem nyerhető. Ha az áramlás distalisabban visszatér az eredeti lumenbe, akkor a pseudo-lumenben mérhető áramlás, melynek jellege általában hosszú szakaszra kiterjedő stenosisra utal. Color üzemmód a kórkép felismerését nagyban elősegíti. Media-adventitia közötti dissectio esetén pseudo-aneurysma látható, az említett áramlási eltérések mellett.

Occlusio: Az occludált ér szájadékában az áramlási sebesség hirtelen lezuhan, csak volument nem képviselő tüskék láthatók, milliméterekkel distalisabban többnyire ez is megszűnik. (7.ábra)

Subtot. occlusio: (95-99% sten.) A perfusio nyomás lezuhanásának megfelelően az áramlás deprimált (szemben a kisebb mértékű stenosisokkal), a sebesség csökkent, a systolés gyorsulás is csökkent, emiatt a spektrum ellapult (delta jel).

Többszörös (tandem) stenosis: A perfusio nyomás jelentősebben csökken, mint egyszeres stenosisoknál, az intrastenoticus áramlási sebességek így alacsonyabbak, mint egyszeres laesio esetén, az áramlás a valóságosnál kisebb mértékű stenosisot jelez. Ilyenkor különösen felértékelődik a color-módban mért morfológiai stenosis szerepe.

Hosszú szakaszra kiterjedő stenosis: Hasonló a helyzet, mint a többszörös stenosisoknál, de a perfusio nyomás esése itt még kifejezettebb, stenosisra jellemző sebesség növekedés általában nem észlelhető, az áramlás a teljes stenoticus szakaszon kifejezetten deprimált, a spektrum ellapult, az irregularis felszín miatt gyakran turbulens. A poststenoticus szakasz többnyire túl magasan helyezkedik el, nem hozható látótérbe. (8.ábra)

**Táblázat. Az a.carotis interna stenosisának meghatározása a sebességek, spektrális jellemzők és a residualis lumen átmérő alapján.**

Stenosis (%)	≤50%	60	70	80	90	>95
Vs (cm/sec)	≤120*	150-180	>200	300	>300	deprimált
Vd (cm/sec)	≤40*	50-70	≥100	>120	>120	deprimált
spektrum	norm.	szélesebb	szélesebb, az	szélesebb,	szélesebb,	-

			alacsonyabb sebességek intenzitása emelkedik	retrograd komponens megjelenik	retrograd komponens megjelenik	
poststenoti-cus sebesség	norm.	norm.	↓	↓↓	↓↓↓	↓↓↓
ICA/CCA index	≤1.5	>1.5	>1.8	≥4	>4	-
residualis lumen átmérő (mm)	>2.5	2.5	2	1.75	1.5-1	<0.7

\*Fiatal korban magasabb értékek (pl.150/50 cm/s) normálisan is előfordulnak (hyperkinetikus áramlás, az érrendszer teljes hosszában). A stenosis értékek az ECST módszer szerint vannak megadva.

### **Egyes érterületek vizsgálata**

#### **Carotis rendszer**

A beteg fekvő vagy félülő helyzetben van, a vizsgáló a beteg mellett, vagy mögött helyezkedik el. A vizsgálatot az erek B-módú áttekintésével kezdjük. Először a carotis communis proximalis szakaszát hozzuk látótérbe: a szondát a m.sternocleidomastoideus mögé, a clavicula fölé helyezzük. Követjük a carotis communist a bifurcatioig, majd a szonda pozicionálásával (lásd később) tovább haladva cranial felé látótérbe hozzuk az internát, követjük a legdistalisabb szakaszig (többnyire a mandibula alsó széléig lehetséges). Ezután a bifurcatiohoz visszatérve az externát tekintjük át.

Interna-externa elkülönítés: 1. A szonda pozicionálása: a carotis communis hosszmetzetét a bifurcatioig látótérbe hozzuk, majd a szonda cranialis szélét hátra, a proc.mastoideus felé rotálva az interna általában látótérbe kerül. A szonda cranialis szélét előre, az angulus mandibulae felé rotálva az externa hozható látótérbe. Vigyázat, az externa és interna a kezdeti szakaszon fordítva is elhelyezkedhet. 2. morfológiai eltérések: az interna bulbosa gyakran hagymaszerűen tágult, az internának nincs mellékága a nyaki szakaszon. Az externa általában gracilisebb, mellékágai (főleg az a.thyroidea sup.) általában jól láthatóak. 3. áramlási eltérések: az interna spektruma kevésbé pulsatilis (a végdiastolés sebesség magasabb, mint az externában), ami az agyi erek kisebb resistenciájából adódik. Az externa spektruma pusatilisabb, "spike"-os, a végdiastolés sebesség alacsonyabb (az izmokat és bőrt ellátó erek resistenciája magasabb). 4. Compressio: az a.temp.spf.-t ismételten komprimálva retrograd pulzushullámokat keltünk, ami az externa spektrumán oscillatiókként jelenik meg.

A carotis rendszert áttekintve leírjuk az erek lefutását, tágasságát, fal eltéréseit.

Ezután következik a color duplex vizsgálat. A color ablakon keresztül áttekintjük az ereket, a lefutás, kaliber ill. falszerkezet eltéréseit leírjuk. A morfológiai vizsgálatok után a Doppler spektrumok felvételével jellemezzük a haemodynamikai viszonyokat. A patológiás eltéréseket rögzíteni kell.

**1. A.carotis communis oclusio:** A lumen thrombussal kitöltött, kalibere csökkent, sem color jel, sem spektrum nem nyerhető. Ha az interna és externa nincs elzáródva, akkor az externából (amely collateralisokon keresztül feltelődik) az interna is feltelődik: az áramlás rendkívül deprimált, collateralis jellegű, ellapult spektrumú. Az állapot műtéti korrekciója lehetséges, ezért felismerése fontos.

**2. A.anonyma (tr.brachiocephalicus) occlusio:** Az a.anonymában áramlás nem detektálható; az a.subclavia collateralisokon (a.vertebrales, a.thyreocervicalis felől) feltelődik. Az a.car.communisban, internában és externában a subclaviából érkező, collateralis jellegű deprimált áramlás mérhető. Előfordul, hogy a communisban és internában az áramlás systolében nullára esik vagy retrográddá válik (subclavian steal-hez hasonló helyzet), mert a subclavia felől érkező collateralis áramlás perfusio nyomása csekély, a carotis internába az intracranialis collateralisokon keresztül érkező áramlás nyomása systolében ezt a nyomást eléri, vagy meghaladja (Carotid-recovery).

**3. Interna occlusio:** A communisban az áramlás pulsatilisabb, deprimáltabb, az internában áramlás nem detektálható, az externa áramlása hyperkinetikus vagy normális.

**4. Externa occlusio:** A carotis externa eredésében áramlás nem detektálható, distalisabban többnyire megjelenik (a gazdag collateralisatio következtében) collateralis áramlás. Az interna és communis áramlása normális.

Az 1-4.pontokban felsorolt erek **stenosisát** a már ismertetett szempontok szerint határozhatjuk meg.

**Ellenoldali carotis interna occlusio hatásai:** A carotis internában az áramlási sebesség gyakran nagyobb, ha az ellenoldali carotis communis / interna occludált. Ez a jelenség akkor figyelhető meg, ha az ép interna felől az occlusio feletti (ellenoldali) a.cerebri media felé az a.communicans anterioron át collateralis áramlás irányul. Ilyenkor az ép oldalon az áramlás hyperkinetikus, a diastolés sebesség nagyobb mértékben emelkedett, mint a systolés, emiatt a pulsatilitás csökkent (a két interna ellátási területének vascularis resistenciája ilyenkor párhuzamosan kapcsolódik, ennél fogva lecsökken). Ha az occlusioval ellentétes oldalon stenosis van, akkor az említett jelenség miatt az áramlási sebesség a tényleges stenosisnál nagyobb mértékű szűkületet jelez. Ilyen esetben a color-módban mérhető morfológiai stenosis mértékét különös súllyal kell figyelembe venni. (Hayes et al.1988)



## **Az arteria subclavia és az arteria vertebralis extracranialis szakaszának vizsgálata:**

### **Arteria subclavia/ truncus brachiocephalicus (a.anonyma):**

Az arteria subclavia szűkülete illetve elzáródása aránylag gyakran fordul elő, bal oldali túlsúllyal. A duplex vizsgálatnál a cw ill. pw-Doppler több információt nyújthat, általában ugyanis nehezen ábrázolható az arteria subclavia a linerális szondákkal. Amennyiben mód van rá, szektorszondát használjunk. A cerebrovascularis megbetegedések szempontjából az a.subclaviának az a.vertebralistól proximalis szakasza ill. az arteria anonyma patológiás eltérései játszanak döntő szerepet. Ha az a.subclavia proximalis szakaszán stenosis alakul ki, a progresszió során az innen eredő a.vertebralis áramlása jellemző módon megváltozik: systolében blokkolt áramlás, később retrograd systolés (9/A.ábra. Incomplett steal. Az ábrán a spektrum zerovonal feletti részén ábrázolódik a retrograd áramlás), végül komplett, systolében és diastolében egyaránt retrograd áramlás alakul ki (9/B.ábra. Komplet steal: a CCA-ban anterograd /az ábrán kék/, míg a VA-ban retrograd /az ábrán piros/ az áramlás.). A steal-szindrómák kivizsgálásánál különböző provokáló manőverek (vérnyomásmandzsetta, karhypoxia) lehetnek segítségünkre (lásd 1.Fejezet).

### **Arteria vertebralis:**

A. vertebralis eredése (V0 szakasz): E szakasz vizsgálata nagyon fontos, kivitelezése azonban technikailag gyakran nehéz. A vizsgálat linearis szondával nehezebb (a szonda nem illeszkedik a supraclavikuláris árokba), inkább szektorszonda használata javasolt. Az a. vertebralis azonosításában segítségünkre lehet az atlas-loop-on történő modulálás: hasonlóan, mint az a. carotis externa azonosítása esetén az a. temp. superficiális comprimálásakor, a distalis vertebralis szakaszt ritmikusan megnyomva a proximalis szakaszon a null-vonalig tudjuk az áramlást modulálni. A vertebralisok ezen szakaszán fordul elő leggyakrabban stenosis. Dissectiot is lehet ezen a szakaszon látni, azonban a distalisabb szakaszokon (V3) gyakrabban.

Az a. vertebralis további lefutását (V1 és V2 szakasz) általában előről tudjuk a legkönnyebben követni, itt is nagy segítség a color duplex technika. Sokszor nehezen vizualizálható a nyaki csigolyák proc. transversusai között az ér (pl. meszesedések miatt), ilyenkor kisebb frekvenciájú UH-t használjunk. Gyakori az anatómiai variáció, általában a bal vertebralis valamelyest tágabb. Azonban, ha a különég meghaladja az 1:1,7-t, illetve ha az átmérő 2,5mm alatt van, hypoplasiáról beszélünk. Ebben az esetben a Doppler-spektrum elváltozása is jelentkezik (pulzatilisebb áramlás, alacsonyabb sebesség). A hypoplasiát igen fontos elkülöníteni a distalisabb szakaszon lévő stenosistól (utóbbi esetben a pulsatilis, deprimált áramlás normális kaliberű érben észlelhető).

Atlas-loop (V3): az a. vertebralis a koponyába lépés előtt az atlaszt megkerülve ívet ír le ("loop"). Ez a szakasz csak színekódolt duplex készülékkel vizsgálható (ill. cw- és pw-Dopplerrel).

### **Leletezés**

Negatív lelet: Annak érdekében, hogy a vizsgálat minden fontos információt tartalmazzon, javasolt a standardizált vizsgálat és leletezés. A leletben az erek lefutását, fal szerkezetét, az ACI és az AV áramlási jellegzetességeit, oldalbeli összehasonlítást kell leírni. Minden leletnek része legyen a vélemény. A grafikus lelet, ahol egy előre nyomtatott sematikus ábrába a sebességeket és az esetleges elváltozásokat be lehet rajzolni, nagy segítséget nyújthat a későbbi vizsgálatokkal történő összehasonlításban.

Példa:

A carotis és vertebralis rendszer color duplex UH vizsgálata:

A carotisok lefutása mindkét oldalon normális. Az erek falszerkezete, az IMT normális. Mindkét oldalon anterograd irányú, normális spektrumú és sebességű, oldalkülönbség nélküli áramlás detektálható az a. carotis communisokban (b.o.: j.o.: )és az a. carotis internákban (b.o.: j.o.: ).

Az a. vertebralisok átmérője norm., mindkét oldalon symmetrikus, bennük anterograd irányú, normális spektrumú és sebességű áramlás detektálható. (b.o.: j.o.: )

Vélemény: A vizsgált erekben kóros fali eltérés, áramlási zavar nem mutatható ki.

aláírás, dátum

### **Irodalom**

1. Harkányi Zoltán: Duplex Ultrahang. Springer 1991.
2. Hayes AC, Wayne Johnston K. et al. The effect of contralateral disease on carotid Doppler
3. frequency. Surgery. 1988; 103 (1):19-23.)
4. Hennerici M. Neuerburg-Heusler D: Vascular diagnosis with ultrasound. Thieme 1998.
5. Péter M, Bágyi P (szerk.). Az ultrahang diagnosztika alapjai. Egyetemi jegyzet. DOTE, 1992
6. von Reutern GM, Büdingen HJ. Ultraschalldiagnostik der hirnversorgenden Arterien. Thieme Verlag, 1989
7. Widder B. Doppler- und Duplexsonographie der hirnversorgenden Arterien. Springer, 1995

### **3. Fejezet: Transcranialis Doppler vizsgálat**

#### **A transcranialis Doppler (továbbiakban TCD) vizsgálókészülék minimális műszaki követelményei**

- 2 MHz frekvenciájú pulzus Doppler (PW) vizsgálófej, melynek teljesítménye minimum 10-100 mW/cm<sup>2</sup> közötti legyen
- a vizsgálati sávszélesség (sample volume) 1-20 mm között legyen változtatható
- a pulzus repetíciós frekvencia (PRF) 20 kHz-ig legyen növelhető
- az áramlási paraméterek (átlagsebesség-MV, pulzatilitási index-PI, rezisztencia index-RI ) “on line” kijelzése
- a vizsgálati mélység 30-120 mm között legyen változtatható
- megfelelő jel-zaj arány, “ tiszta spektrum”, megfelelő finomságú képi felbontás

#### **További ajánlott opciók illetve tartozékok**

- 2 vagy több vizsgálócsatorna
- PW és CW ultrahangszondák kombinációs lehetősége
- monitorozó program
- automatikus embóliadetektáló (HITS) program
- “mapping” opció
- színkódolt TCD
- lelet író és archiváló program , illetve adatbázis
- szondarögzítő szerkezet monitorozáshoz, embóliadetektáláshoz
- külső adatrögzítő

#### **A TCD vizsgálatok indikáció:**

Acut stroke-ban, tüneteket nem magyarázó duplex UH lelet esetén.

Extracranialis stenosis, oclusio esetén az intracranialis collateralis keringés vizsgálata.

SAV-vasospasmus monitorozása

Vertebrobasilaris keringészavarban

Intracranialis nyomásfokozódás

Agyhalál megállapítása

Paradox embolisatio kimutatása (PFO)

Emboliadetektálás

Intraoperatív moinitorozás

AVM vizsgálata

### **A TCD vizsgálat menete**

Hangsúlyozzuk, hogy mindenképpen kívánatos a megelőző, 3 hónapnál nem régebbi carotis - vertebralis duplex ultrahang lelet ismerete a TCD vizsgálatot megelőzően.

A koponyacsont szerkezete (diploe) felnőtt egyénen a hagyományos B-mód képalkotást nem teszi lehetővé (az ultrahang szóródik a csont spiculumokon, illetve jelentős mértékben reflectálódik a külső és belső corticalis rétegről). Néhány kitüntetett pozícióban megfelelő frekvenciájú pulzus Doppler (PW) ultrahang nyalábbal (lásd műszaki követelmények) az erek anatómiai viszonyainak ismerete mellett az intrakraniális nagyerek –Willis-kör- azonosíthatók.

Ezen kitüntetett vizsgálószonda pozíciókat “akusztikus ablakoknak” nevezzük, nevezetesen temporalis, suboccipitalis, transorbitalis és submandibularis ablakok.

Az os temporale squama-ja szerkezetében eltér a koponya boltozati csontjaitól. Itt a szokványos diploe szerkezet hiányzik. A viszonylag vékony kortikális réteg a fókuszált ultrahangnyaláb bizonyos mértékű ( max. 35%) penetranciáját és a kívánt vizsgálati mélységből való visszaverődését lehetővé teszi.

A népesség közel 20 %-ában, leggyakrabban idős női páciensekben a temporalis csont hiperosztotikus, az akusztikus ablak hiányzik. Az ablakot a járomív felett könnyen kitapinthatjuk, elülső, hátsó és középső vagy preauricularis részeit különböztetjük meg. Leggyakrabban preauricularis helyzetben lehet tiszta jeleket nyerni. **(1. ábra)**

E helyzetből azonosíthatók az arteria cerebri media (MCA) M1, M2, az intracranialis arteria carotis interna ún. C1, az arteria cerebria anterior (ACA) A1, az arteria cerebri posterior (PCA) P1, P2 szakaszai, az arteria basilaris (BA) top és az arteria communicans anterior és posteriorok .

### **(2. ábra)**

A 0 fokos ultrahang beesési szög, maximális teljesítménnyel emittált ultrahang energia és a 10 mm-es sávszélesség beállítását követően 45 mm-es mélységben preauricularis helyzetben ajánlatos a vizsgálat megkezdése. Az említett mélységben pozitív (szonda felé irányuló) áramlási jelet csak az MCA M2 szakasza adhat. Ezt követően a spektrum tisztaságára ügyelve haladunk mélyebbre, követjük az érlefutást. A véredény követhetősége az azonosítás egyik fő követelménye, mely a “tiszta spektrumon” kívül azt jelenti, hogy az áramlási profil jellege, karaktere, iránya a detektálás során nem változhat.

Rendszerint 60-65 mm-es mélységben az MCA pozitív irányú áramlásával együtt negatív irányú áramlás is megjelenik, jelezve, hogy az MCA-ACA bifurcatiot elértük. Mélyebbre haladva már csak az ACA A1, illetőleg az ICA C1 szakasza detektálható. Nem funkcionáló a. communicans anterior áramlási jelet nem ad. A transducert a temporalis ablak hátsó részére helyezve és kissé hátrafelé irányítva az ultrahang sugárnyalábot, többnyire 60-65 mm-es mélységben a PCA P2 szakaszát azonosíthatjuk (pozitív irányú áramlás), mélyebbre haladva e spektrum mentén a basilaris top (75 mm), néha a kontralaterális PCA P1 (80-85 mm) identifikálható.. **(3. 4. 5. ábra)**

Transorbitális vizsgálati helyzetből, melynek kapcsán az emittált ultrahangenergia nem haladhatja meg a 10 mW/cm<sup>2</sup> értéket (katarakta veszélye miatt), az arteria ophthalmica (AO) 45-50 mm mélységben pozitív irányú áramlásként detektálható. 60-65 mm-es mélységben a carotis interna syphonjának egyes szakasza vizsgálhatók ( C3,2,4). **(6. ábra)**

Suboccipitális pozícióból a foramen magnumon keresztül a vertebralis áramlási rendszer tanulmányozható. A transducert a protuberantia occipitalis externa alatt kb. 3-4 cm-rel pozicionáljuk, az ettől laterál felé elhelyezkedő területek is sokszor jól használhatók. A vizsgált egyén a fejét előrehajtva ül vagy fekvé fejét oldalra fordítja. A vertebralis arteriák 50-85 mm-es mélységtartományban negatív irányú áramlásként ismerhetők fel. A “szokásos módon” követve a VA lefutását, 75-85 mm-es mélységben az áramlási spektrum jellege nem, de sebessége megváltozik (rendszerint átmenetileg gyorsul), ez a szakasz tekinthető az arteria basilaris (BA) kezdetének. A véredényt lefutásában tovább követve 100-120 mm-es mélységben azonosítható a basilaris top. A kétoldali PCA P1 szimultán megjelenése a spektrumon biztos lokalizációs támpontnak tekinthető.

**(7. 8. ábra)**

A ritkán használt submandibularis helyzetből (a mandibula alatti, mögötti terület) a cervicalis ICA disztális szakaszának vizsgálatára nyílik mód. Az ICA okklúziójának bizonytalansága illetve vazospazmus / keringési hiperkinézis eldöntése kérdésében ajánlott elsősorban (lásd később).

Összefoglalva: az említett erek azonosításához a vizsgálati mélység, az áramlási irány és sebességérték, a szonda pozíciója és az erek követhetőségének ismerete szükséges. A legtöbb esetben az ér azonosításhoz a carotis kompressziós teszt (CCC- common carotid compression) nem szükséges, kiterjedt carotis atherosclerosis esetén pedig kifejezetten mellőzendő. A teszt elvégzése sokkal inkább a kollaterális hálózat funkcióképességének felmérésére ajánlott. **(9. ábra)**

Az említett koonyaúri nagyerek korfüggő átlagos áramlás sebességeinek táblázatából kitűnik, hogy az életkor előre haladtával a sebességértékek csökkennek. **(10. ábra)** A leletezés során mindezt tekintetbe kell venni. Az intrakraniális nagyerek áramlási spektruma az ICA-hoz

hasonlóan alacsony áramlási rezisztenciát jeleznek (magas végdiastolás sebesség, alacsony görbefelfutási meredekség, relatíve alacsony pulzatilitás).

A TCD vizsgálatok kapcsán a leggyakrabban értékelt áramlási paraméter az áramlási átlagsebesség, melyet a korszerű készülékek "on line" módon folyamatosan kijeleznek. A Doppler spektrum kiszélesedettsége (spectral broadening) megszokott, nem feltétlenül kóros jelenség.

Oka a B-mód ellenőrzés hiánya miatti kényszerűen nagy sáv szélesség (sample volume) használata, mely miatt az érfali vibráció és a környező szövetek, kisebb érkepek alacsony Doppler shift-jei bekerülnek a nagyerek áramlási spektrumába. Mindezek ellenére a hemodinamikailag szignifikáns szűkület ismérvei hasonlóak az extracranialis nagyérvizsgálatoknál megszokottakkal (progresszíve emelkedő áramlási csúcssebesség értékek, turbulencia, spectral broadening, poststenotikus áramlási redukció), de a sebességértékek közül döntően az áramlási átlagsebesség eltéréseit értékeljük.

### **Áramlási paraméterek, indexek**

Mint már említettük a leggyakrabban értékelt áramlási paraméter a TCD vizsgálatok során az áramlási átlagsebesség. Normálértékeit az egyes erekre vonatkozóan lásd a normálérték táblázatban. Az egyes erek sebességértékeinek egymáshoz viszonyított arányának jelentős megváltozottsága rendszerint shunt keringésre, esetleg steal effektusra utal.

### **Pulzatilitási index-PI**

$PI = \frac{(V_{syst.} - V_{diast.})}{V_{átl.}}$

( $V_{syst.}$ : csúcssystemes sebesség,  $V_{diast.}$ : végdiastoles sebesség,  $V_{átl.}$ : áramlási átlagsebesség egy szív ciklus ideje alatt). (Gosling 1974)

A vizsgált érszakaszt követő vaszkulátúra (érágy) áramlási rezisztenciáját, ellenállását jellemzi. Értelem szerűen alacsony érték alacsony áramlási ellenállásra utal.

- A PI érték kórosan magas: aortabillentyű elégtelenségben, balkamra elégtelenségben, intrakraniális nyomásfokozódásban, agyhalál esetén.
- Kórosan alacsony: magas grádusú ( high grade) ICA stenosis esetén az azonos oldali MCA-ban , AVM tápláló érben ( PI 0,5 alatt) , vazospasmus egyes eseteiben, migraine interictalis szakaszában.

Az abszolút értékek önmagukban csak korlátozott klinikai jelentőséggel bírnak. Elsősorban változási tendenciájuknak van klinikai értékük.

### **Rezisztencia index**

$RI = (V_{syst.} - V_{diast.}) / V_{syst.}$

Hasonlóképpen az áramlási ellenállást jellemzi. ( Pourcelot 1976) Klinikai jelentősége elsősorban az intrakraniális nyomásfokozódás monitorozása során nyilvánul meg.

- kórosan magas: intrakraniális nyomásfokozódásban
- kórosan alacsony: intrakraniális nyomásfokozódás nélküli vazospasmusban

### **Féltekei index**

A vazospasmus / szisztémás áramlási hiperkinézis megkülönböztetését szolgálja. Az MCA áramlási sebesség/ ICA áramlási sebesség hányadosát értjük fogalmán. (Lindegaard) Az ICA áramlási sebességértéke submandibularis méréssel határozandó meg 40-50 mm mélységben. 3 feletti érték vazospasmusra utal.

### **MCA/ACA áramlási arányszám**

Normálisan a hányados nagyobb mint 1,2. MCA területi infarktusbán a hányados értéke csökken, hasonlóképpen arteria communicans anterioron keresztüli shunt keringés esetén a táplálóoldali ACA vonatkozásában.

### ***Intracranialis szűkületek, elzáródások TCD jellemzői***

Az extracranialis nagyérszűkületek számarányához képest az intracranialis stenosisok, occlusiok a kaukázusi rasszban jóval ritkábbak, szemben az ázsiai populációval. A Willis-kör ereinek szűkülete hasonló Doppler spektrum jellegzetességeket mutat a supraaortikus erek vizsgálata kapcsán már megismertekkel, nevezetesen: az áramlási sebesség gyorsulása; posztstenotikus turbulencia; az érfali vibrációból adódó mély frekvenciájú zörejek, melyek a magas SV (sample volume, lásd korábban) érték miatt hangsúlyozottabban észlelhetők. További jellegzetesség, hogy az említett jelek rövid, maximum 10-15 mm-es érszakaszokon észlelhetők, ellentétben a hyperkinetikus keringés vagy diffúz vazospasmus okozta eltérésekkel, melyek a teljes érlefutásnak megfelelően detektálhatók.

50% alatti szűkületeknek TCD jele nincs. Az intracranialis szűkületek graduálására a carotis duplex ultrahang vizsgálatoknál már megismert exact, táblázatszerűen használható összefüggés nincs, illetve nem kellően megbízható (a hagyományos TCD vizsgálat során szögkorrekcióra nincs lehetőség, a sebességértékek nem tekinthetők teljesen pontos értékeknek). Az alább felsoroltak csak orientáló jelentőséggel bírnak, a vizsgáló tapasztalata ebben a tekintetben jelentős szerephez jut.

**60-70%-os szűkület** - a contralaterális érképlet áramlási átlagsebességét 30 cm/s-mal meghaladó sebességérték

**80%-os szűkület**- az előzőeken túlmenően a turbulencia és az érfali vibratio jelei is mutatkoznak

**90%-os szűkület** - 200 cm/s értéket meghaladó áramlási átlagsebesség, zenei zörejek

## **Anterior keringési rendszer**

### **Arteria cerebri media (MCA M1, M2) sztenózis /okklúzió:**

Az MCA M2 szakaszának szűkülete rendkívül ritka, az összes MCA sztenózisok mindössze 10 %-a, a sztenózisok zöme az M1 szakaszt érinti. Az áramlási átlagsebesség határának a 120 cm/s érték tekinthető, egyéb ismérvek tekintetében az előzőekben felsoroltak a mérvadók. **(11. ábra)**

Az akut embóliás eredetű MCA okklúziók rendszerint csak a korai szakban felismerhetők, ilyenkor az MCA szignál hiányzik meglévő és hiperkinetikus azonosoldali ACA és PCA keringés jelei mellett (az ellenoldali identikus erek áramlási átlagsebességét min. 20 cm/s-rel meghaladó sebességértékek). 3 nap elteltével az esetek 65%-ában már rekanalizáció következik be, a 3. hét végén ennek az aránya a 80%-ot is eléri. Ilyenkor rendszerint már csak redukáltabb áramlási átlagsebesség, esetleg megnövekedett PI érték utal a korábban lezajlottakra.

Az MCA másodlagos, harmadlagos ágai elzáródásának, szűkületének megbízható TCD ismérve nincs.

### **Intracranialis carotis interna (ICA C1) szűkülete, elzáródása:**

A szűkületek jellegzetességei megegyeznek az MCA-nál említettekkel.

A distalis ICA okklúzió jelei: Duplex ultrahangvizsgálat során az azonos oldali CCA-ban és az ICA bulbusában deprimált áramlási sebességértékek, hiányzó diastolés görbeszakasz. Az azonos oldali ACA rendszerint megfordult áramlású (funkcionáló communicans anterior esetén). Alkalmanként MCA okklúzió jelei kísérik mindezeket, ilyenkor trombus-propagáció feltételezhető.

ICA disszekció jelei: "normál ICA bulbus" esetleg ugyanitt presztenotikus jelek, submandibularis vizsgálattal magas grádusú sztenózis tapasztalható a rendszerint fiatal egyéneken. Klinikailag tünetek ( ptosis, myosis), nyaki fájdalom, pulzáló tinnitus, alsó agyidegtünetek észlelhetők. Kezelésében a mielőbbi antikoagulálás a választandó lépés.

13. ábra

### **Posterior keringési rendszer: arteria vertebralis (VA) és basilaris (BA)**

Az intracranialis VA és a BA sztenózisok Doppler jellemzői megegyeznek az előbb felsoroltakkal, az áramlási átlagsebesség határértékeiben a 70 illetve 80 cm/s érték az elfogadott. Súlyos basilaris sztenózis esetén az extrakraniális duplex ultrahangvizsgálat jellegzetes leletet adhat, deprimált,



diasztolében gyakorlatilag nulla, anterograd keringés detektálható a vertebralisokban (presztenotikus jelenségek). Típusos esetben mindkét oldali PCA-ban alacsony sebességű és pulzatilitású áramlást tapasztalunk.

A Willis-kör többi ereinek szűkülete rendkívül ritka, diagnózisuk TCD segítségével meglehetősen bizonytalan értékű.

### ***Az extracranialis nagyérszűkületek, okklúziók hatása a Willis-kör keringési viszonyaira***

A klinikailag szignifikáns arteria carotis interna sztenózisok (70%-ot meghaladó sztenózis a NASCET mérési módszere szerint) esetében a haemodinamikailag már elégtelen áramlás vagy a teljes okklúzió miatt a lehetséges kollaterális rendszerek megnyílnak. Ennek ténye TCD vizsgálattal legtöbbször biztonsággal alátámasztható. A posztsztenotikus áramlási jelenségek csökkent áramlási átlagsebesség, relatíve magas végdiasztolés áramlás, csökkent pulzatilizási (PI) érték formájában nyilvánulnak meg (pl. ACI sztenózis esetében értelemszerűen az azonos oldali MCA-ban).

#### **Magas grádusú ACI sztenózis (70% feletti) vagy okklúzió TCD jelei:**

- az azonos oldali MCA áramlási átlagsebessége és PI értéke csökkent
- az azonos oldali arteria ophthalmica áramlási iránya megfordult
- az ipszilaterális ACA retrograd áramlású, a kontralaterális ACA hiperkinetikus, amennyiben az arteria communicans anterior funkcionál
- és / vagy
- az azonos oldali PCA hiperkinetikus, az arteria communicans posterior vetületében turbulens, gyorsult keringés tapasztalható.

#### **Kétoldali ICA sztenózis/ okklúzió esetén**

- mindkét oldali arteria ophthalmica keringési iránya megfordult
- mindkét oldali MCA és ACA áramlási átlagsebessége és PI értéke csökkent
- mindkét oldali PCA és art. communicans posterior hiperkinetikus, utóbbiban masszív turbulencia jelei
- a vertebrobasilaris rendszer teljes lefutásában kompenzátoros hiperkinezis jelei
- 14. ábra

#### **VA sztenózis/ okklúzió**

- az azonos oldali VA intracranialis szakaszán csökkent áramlási átlagsebesség és PI érték
- az ellenoldali VA-ban kompenzátoros hiperkinezis jelei
- a BA-ban Doppler eltérés rendszerint nincs

#### **Kétoldali extracranialis VA stenosis**

- az intracranialis VA-ban és a BA-ban alacsony áramlási átlagsebesség és PI érték

### **VA steal**

A jelenség mind az intracranialis VA szakaszon, mind a BA teljes szakaszán megnyilvánulhat a súlyosságtól függő mértékben ( első, másod, harmadfokú steal), de gyakoribb, hogy intrakraniális jele mindennek nincs.

### ***Subarachnoideális vérzés- vazospasmus megítélése, követése TCD-vel***

Masszív subarachnoidális vérzést követően a betegek 30-70 %-ában vazospasmus fejlődik ki a Willis-kör nagyerein. A vazospasmus a betegség mortalitásában, az iszkémiás eredetű maradványtünetek súlyosságában meghatározó etiopatogenetikai tényező. A transcranialis Doppler (Aaslid 1982) módszerének kifejlesztése éppen ehhez a problémához köthető. A vazospasmus noninvaszív monitorozása volt a módszer kidolgozásakor az elsődleges cél.

Az érgörcs rendszerint a 3. napon mutatható ki először és egészen a második hét végéig tart. Mai tudásunk szerint a spasmus létrejöttéért a vér lebomlása során keletkező vazoaktív anyagok, gyulladáshoz lymphokinek, szabadgyökök a felelősek. A spasmus rendszerint a vérzéshez közeli nagyereken a legkifejezettebb, de gyakorta érinti a teljes Willis-kört is. A diagnózis megállapítását követően a betegség 3. napjától kezdve a beteg naponta vizsgálandó TCD módszerrel. Amennyiben az 5. napig TCD eltérés nincs, vazospasmus létrejöttének az esélye elhanyagolhatóan alacsony.

A legbiztosabb Doppler jelenség a vazospasmus tanulmányozásakor az áramlási átlagsebesség megnövekedettsége, a spasmus mértékével ez a paraméter korrelál a legmegbízhatóbban.

A súlyossági fokozatok szerint a 120 cm/s áramlási átlagsebesség enyhe (kb. 50%-os keresztmetszet csökkenés), 120-200 cm/s közötti érték mérsékelt (50-70%-os keresztmetszet csökkenés), 200 cm/s feletti érték súlyos szűkültre (70%-ot meghaladó) utal. A puzatilitás párhuzamos csökkenése kimerülő vazoreaktivitásra, ezzel együtt rossz prognózisra utal.

140 cm/s feletti áramlási átlagsebesség észlelésekor gyakorlatilag már minden esetben vannak neurológiai góctünetek, később ezekben az esetekben magas százalékban jön létre iszkémiás agyi infarktus. Naponta 25%-nyi áramlási átlagsebesség érték növekedési ütem súlyos vazospasmus előjele. Az említett sebesség-szűkületmérték összefüggés az arteria cerebri media-ra vonatkozik.

Intrakraniális nyomásfokozódás (oedema, hydrocephalus) társulása esetén a sebesség-gyorsulás kevésbé kifejezett, a jelenségre ilyenkor elsősorban a magas RI és PI érték utal. **(12.ábra)**

## **A leletezés**

A leletben az azonosított véredények neve, áramlási iránya, áramlási paramétereinek normális vagy kóros volta kell, hogy megemlítsen. Shunt funkcióra utaló jelenség vagy annak hiánya, az élettani mértéket (30%) meghaladó aszimmetria mindig értékelendő, részletezendő.

Kóros lelet esetében a következő ellenőrzés időpontját ajánlott meghatározni, illetve a funkcionális TCD vizsgálatok elvégzésére vonatkozó javaslat ugyanitt megadható.

A vizsgálati archívumban az azonosított véredények áramlási paraméterei, a szöveges lelet kell, hogy visszakereshető legyen, lehetőleg adatbázissá szervezett rendszerben.

## **Irodalom**

1. Aaslid R: Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. *J Neurosurg* 1982; 57:769-774.
2. Aaslid R: Transcranial Doppler sonography. Springer-Verlag Wien, New-York 1986.
3. Hennerici M. Neuerburg-Heusler D: Vascular diagnosis with ultrasound. Thieme 1998.

## 4. Fejezet: Functionalis transcranialis Doppler vizsgálatok

### ***Functionalis transcranialis Doppler alapjai, klinikai alkalmazása***

Az Aaslid és munkatársai által 1982-ben kifejlesztett transcranialis Doppler módszer révén lehetővé vált az intracranialis arteriák véráramlási sebességének a mérése. A módszert azzal a nem titkolt céllal fejlesztették ki, hogy segítségével lehetővé válik az agyi nagyerek occlusiv megbetegedéseinek nem invazív diagnosztikája. Alkalmazása során egyre inkább bebizonyosodott, hogy nem igazán felel meg ezen követelményeknek. Ezért a módszer továbbfejlesztése vált szükségessé. Az egyik irányú fejlesztés a multi-gate technika és a színekódolt transcranialis duplex ultrahang, melyekkel az occlusiv megbetegedések diagnosztizálásának pontossága növekszik. A másik fejlesztési irány a rögzíthető transducerek és megfelelő szoftverek kifejlesztése, melyek segítségével az agyi véráramlás, ill. azok változásának tartós monitorozására van lehetőség. Az agyi véráramlásra gyakorolt különböző stimulusok hatására létrejött véráramlási sebesség változás monitorozását functionalis transcranialis Doppler módszernek nevezzük. Irodalmi adatok szerint, amennyiben a vizsgált ér átmérője állandó, a véráramlás sebesség változása összefügg az aktuális vérátáramlás változással. A TCD-vel mért véráramlási sebesség változás és a SPECT-tel detektálható vérátáramlás változás egymással jól korrelálnak. A functionalis transcranialis Doppler módszerek közé soroljuk a microembolus detektálást is. Az alkalmazott kémiai és fizikai stimulációk alapján a következő functionalis TCD tesztek különböztetjük meg:

1. Acetazolamid provokáció
2. CO<sub>2</sub> inhaláció
3. Apnoe teszt
4. Hyperventilatio
5. Orthostaticus reactio
6. Vizuális stimuláció
7. Kognitív stimuláció
8. Embólia detektálás

### ***Cerebrovascularis reaktivitás (CVR), cerebrovascularis rezervkapacitás (CRC)***

A precapillaris arteriolák (resistentia erek) vasoconstrictiós és vasodilatatiós funkciója a cerebralis perfusiós nyomás széles határai között képes biztosítani az optimális agyi vérátáramlást. A vasodilatativ inger hatására a nyugalmi véráramlási értékhez (CBF) képest kialakuló maximális

vérátáramlás változás %-os kifejezése a cerebrovascularis rezervkapacitás. A vasodilatatív inger hatására létrejövő reakció időbeni lefolyása a cerebrovascularis reaktivitás.

A cerebrovascularis rezerv kapacitást vizsgáló tesztekben többféle ingert alkalmaznak. Hyperventilációt, légzés visszatartást, CO<sub>2</sub> belélegeztetést, acetazolamid terhelést, vizuális stimulációt, kognitív tesztet, kerékpár ergometriás fizikai terhelést. Mivel az agyi perfúziós nyomás csökkentése, vagy növelése veszélyes lehet, a klinikai gyakorlatban a CO<sub>2</sub> inhaláció és az acetazolamid terhelés - TCD - tesztek terjedtek el. A két módszer által nyert rezerv kapacitási értékek nagyságrendje azonos, de a széndioxid több kellemetlen szubjektív panaszt okozhat, ezért az acetazolamid - TCD - teszt alkalmazását javasoljuk.

Az acetazolamid a carboanhydrase enzim reversibilis inhibitora, az agyi arteriolák dilatációját okozza.

## **1. Cerebrovascularis rezervkapacitás meghatározása acetazolamid-terheléses TCD-teszttel**

### Indikációs területek:

- arteria carotis interna occlusiv megbetegedései
- haemodynamikai stroke (határterületi infarctus)
- carotis endarterectomia, intra/extracranialis bypass előtt
- stroke rizikófaktorok esetén (hypertonia, diabetes, hyperlipidaemia, stb.)
- szívműtét előtt (nem operálandó carotis stenosis esetén)

### Vizsgálat leírása:

A transcranialis Doppler vizsgálatokat a temporalis ablakra rögzített 2 MHz-es szondával, standard körülmények között kell végezni. Először a nyugalmi véráramlási paramétereket kell meghatározni. A szondát a temporalis ablakra helyezve mindkét oldalon az arteria cerebri mediában a nemzetközileg elfogadott 45, 50 és 55 mm-es vizsgálati mélység valamelyikében kell meghatározni a systolés csúcssebességet, a diastolés sebességet, az átlagsebességet és a pulzációs indexet. A sebesség maximumok detektálásával megkereshető az optimális acusticus ablak. Az ultrahang erősítését és a transducer dőlésszögét minden esetben úgy válasszuk meg, hogy a pulsus hullám alakja optimálisan ábrázolódjon. Ezt követően 1 g acetazolamidot adunk iv. lassan, kb. 2 perc alatt, majd a fenti paraméterek mérését 5, 10, 15 és 20 perccel az injectio beadása után megismételjük. Ezen időpontokban regisztráljuk a szívfrekvenciát és mindkét karon mérjük a vérnyomást (optimális a folyamatos vérnyomásmérés). A duplex módszer segítségével megmérjük az arteria

carotis internában a nyugalmi véráramlási paramétereiket és az acetazolamid beadását követő 20. percben ezt megismételjük. Az acetazolamid beadását követően mért áramlási paramétereiket és a nyugalmi értékeket kivonjuk egymásból, a különbséget a nyugalmi érték %-ban fejeztük ki. A különböző időpontokban mért sebesség értékeket az idő függvényében ábrázoljuk. A cerebrovascularis rezervkapacitást a következő képlettel számítjuk:

$$\text{CRC} = [(MCA_{vmax} - MCA_{vnyug}) / MCA_{vnyug}] \times 100,$$

ahol az  $MCA_{vmax}$  az acetazolamid adását követően mért maximális áramlási sebesség, az  $MCA_{vnyug}$  a nyugalmi véráramlási sebesség.

A teszt előtt érdemes részletes laboratóriumi vizsgálatot is végezni, meghatározni a hemoglobin-, haematocrit-, lipid-, haemostasis-, glucose értékeket, a vörösvértest- és a fehérvérsejt számot. Az acetazolamid beadása előtt és a beadást követő 20. percben javasolt capillaris vérből meghatározni a pH-,  $pCO_2$ -,  $pO_2$  és a base excess (BE) értékeket.

#### Leletezés:

Egészséges felnőttek esetében a cerebralis vérátáramlás fokozódása 25-60 % között van. Egyértelműen kóros a reactio, ha a véráramlási sebességnövekedés maximuma 10 %-nál kisebb. A rezerv kapacitás mértéke függ az életkortól és a nemtől. A különböző betegcsoportok rezerv kapacitásának meghatározásakor az értékeket azonos korú és nemű kontroll csoport értékeihez kell viszonyítani.

A TCD szenzitivitása SPECT-tel összehasonlítva 85 %-os.

## **2. CO<sub>2</sub> inhaláció**

#### Indikációs területek:

- arteria carotis interna, arteria vertebralis occlusiv megbetegedései
- haemodynamikai stroke (határterületi infarctus)
- carotis endarterectomia, intra/extracranialis bypass előtt
- cerebralis perfusio nyomásváltozást okozó egyéb betegségek (pl. AVM, agnyomás fokozódás)

#### Vizsgálat leírása:

A vizsgálat során különböző (fokozatosan emelkedő) koncentrációjú CO<sub>2</sub> – t lélegeztetnek be ventil szisztéma alkalmazásával, folyamatosan monitorozva a kilélegzés-végi  $pCO_2$  – t, valamint az acetazolamid-tesztnél leírtak szerint a kétoldali arteria cerebri media véráramlási sebességét. Leggyakrabban 2-4-6 %-os CO<sub>2</sub>-t lélegeztetnek be 2-2 percig, miközben 2-3 percig levegő belélegzése a „nyugalmi” periódus.

#### Leletezés:

A többféle vizsgálati módszer miatt az eredmények interpretálása nem egységes. A vasomotor reaktivitást leggyakrabban az egységnyi CO<sub>2</sub> változásra (%) létrejövő véráramlási sebességváltozás %-ban kifejezett változásával szokták kifejezni. A normálérték 24±5 %/Vol.% CO<sub>2</sub>.

### **3-4. Apnoe teszt és hyperventilatio**

#### Indikációs területek:

Megegyezik CO<sub>2</sub> inhaláció-nál leírtakkal.

#### Vizsgálat leírása:

A nyugalmi véráramlási sebességértékek meghatározása után 30-40 s-ig végeztetnek hyperventiliót, majd normális belégzést követően 30 s-ig tartó légzésvisszatartás következik. A TCD vizsgálatot ( az áramlási sebesség monitorozását) az acetazolamid reactio-nál leírtak szerint végzik.

#### Leletezés:

Súlyosan károsodott cerebrovascularis rezervkapacitásra utal, ha az arteria cerebri media véráramlási sebességének változása a provokációk során nem haladja meg a nyugalmi érték 15%-át.

## **5. Orthostaticus reactio**

Az ismeretlen eredetű syncopék - melyek valószínűleg az autoregulatio dysfunctioja következtében jönnek létre - diagnosztikájában egyre jelentősebb szerepet kap az agyi véráramlás monitorozása TCD-vel különböző testhelyzetekben. Míg egészségesekben a fekvő helyzetet követő felálláskor a cerebralis arteriákban, így az arteria cerebri mediában is csupán rövid ideig tartó és átmeneti minimális véráramlási sebességcsökkenés észlelhető, addig a vegetatív dysfunctio miatt a felállást követően tartósabb és jelentősebb véráramlási sebességcsökkenés észlelhető. Az orthostaticus TCD tesztek végzéséhez megfelelő analízisre képes szoftver-rel és fejre rögzíthető szondával rendelkező transcranialis Doppler készülék, valamint legalább 30-60 másodpercenként vérnyomás- és pulzus mérés és dönthető vizsgálóágy szükséges. Megbízhatóbb eredményt kapunk folyamatos vérnyomás monitorozás esetén, de a folyamatos vérnyomásmérésre alkalmas készülék ára miatt ez még nem mindenütt elterjedt módszer. Az end-tidal pCO<sub>2</sub> folyamatos monitorozása is feltétlenül javasolt, hiszen a betegek egy része a vizsgálat során hyperventilál, s ez jelentősen befolyásolja a véráramlási sebességet.

#### Indikációs területek:

Az orthostaticus TCD vizsgálatok legfontosabb indikációja az ismeretlen eredetű syncope átvizsgálása, de ajánlatos a vizsgálat elvégzése testhelyzet változtatáskor jelentkező bizonytalan

szédülésérzés, járászavar, látászavar esetén is. Az újabb adatok szerint érdemes a vizsgálatot elvégezni orthostaticus tünetek nélkül is az autonóm idegrendszer feltételezhető károsodása esetén (Parkinson syndroma, polyneuropathia, multi-systemás degeneratio).

#### Vizsgálat leírása:

A vizsgált személy 5-10 percig nyugalomban fekszik, majd a dönthető asztal segítségével függőleges testhelyzetet állítunk be legalább 10-15 percig. Erre azért van szükség, mert a pathológiás változások maximuma a testhelyzet változtatást követően gyakran csak 5-10 perc múlva jelentkeznek. 15 perc álló testhelyzet után (ill. syncope jelentkezése esetén azonnal) a vizsgált személyt a dönthető asztal segítségével ismét vízszintes pozícióba helyezük és a monitorozást még 5 percig folytatjuk. A vizsgálat közben ajánlott a szemek csukva tartása. Folyamatosan mérjük mindkét oldalon az arteria cerebri media véráramlási sebességét TCD-vel, 30-60 mp-enként (ha lehetséges folyamatosan) vérnyomást és pulzust mérünk, capnograph segítségével az end-tidal pCO<sub>2</sub>-t monitorozzuk.

#### Leletezés

4 reactio-typust különböztetünk meg:

##### *1. Normális regulatio*

Egészséges személyeknél a felállást követően az agyi erek véráramlási sebessége és a vérnyomás enyhén csökken. A véráramlási sebesség csökkenése nem haladja meg a nyugalmi érték 10 %-át, a vérnyomáscsökkenés pedig kevesebb 20 Hgmm-nél. A pulzusszám percenként 10-20-szal nő.

##### *2. Cardiovascularis dysregulatio*

A felállást követő első percekben a systoles vérnyomás kifejezetten csökken (több mint 30 Hgmm-rel). Amennyiben a vagus functio megtartott, a szívfrekvencia nő. Hiányzó vagus functio esetén a pulzusszám nem változik. A cerebralis autoregulatio megtartott, az agyi erek véráramlási sebessége változatlan, esetleg minimálisan csökken (kevesebb, mint 20 %-kal).

##### *3. Cerebrovascularis dysregulatio*

A systemás vérnyomás a testhelyzetváltoztatást követően érdemben nem változik, esetleg minimálisan csökken, a szívfrekvencia emelkedik. Az agyi erek véráramlási sebessége jelentősen, - egyes esetekben a nyugalmi érték felére – csökken (mindenképpen több, mint 20 %-kal). A véráramlási sebesség csökkenése a testhelyzet változtatást követően sokszor csak 5-10 perc múlva észlelhető.

##### *4. Kombinált dysregulatio*

Pandysautonomia következtében mind a systolés - diastolés - vérnyomás, mind az agyi erek véráramlási sebessége a testhelyzet változtatást követően kifejezetten csökken, egyes esetekben akár a nyugalmi érték 40-50 %-ra. A szívfrekvencia érdemben nem változik. Ilyenkor számítanunk kell syncope kialakulására. Mivel az agyi véráramlási sebesség csökkenése és a syncope kialakulása



között általában 2 perc latencia észlelhető, a nagyfokú sebességcsökkenés észlelésekor ajánlott a vízszintes pozíció visszaállítása.

A cerebrovascularis és cardiovascularis dysregulatio elkülönítésére a következő számítás is alkalmas:

Az átlagos véráramlási sebesség maximális %-os csökkenése/a középvérnyomás maximális %-os csökkenése. Amennyiben a hányados 1,4-nél nagyobb, cerebrovascularis dysregulációról beszélhetünk.

## **6. Vizuális stimuláció**

Fényinger hatására a nagy agyi erekben, legkifejezettebben az arteria cerebri posteriorban, a véráramlási sebesség gyorsul. A sebességnövekedés mértéke a vizuális inger komplexebbé válásával nő. Migrainesekben a véráramlási sebesség növekedése meghaladja az egészségesekét.

### Indikációs területek:

- posterior, ill. vertebrobasilaris területi ischaemiás keringészavar
- látómező funkciózavara
- migraine (elsősorban aurával járó)
- psychogen vakság gyanúja

### Vizsgálat leírása:

20 s-ig mindkét szemet becsukatjuk, majd 20 s-ig komplex vizuális stimulációt alkalmazunk (leggyakrabban forgódobot, vagy sakktábla szerű mintaváltást), majd ezt összesen 5 alkalommal elvégezzük. Az arteria cerebri posteriorban mindkét oldalon a korábbiakban leírt módon monitorozzuk TCD-vel a véráramlást. A készülék az öt görbét átlagolja, s ezt analysaljuk.

### Leletezés

Normális esetben a stimulus következtében 4-5s alatt 10-40%-os véráramlási sebességnövekedés észlelhető mindkét oldali arteria cerebri posteriorban.

## **7. Kognitív stimuláció**

Különböző neuropsychológiai tesztek végzése közben az arteria cerebri media véráramlási sebessége változik.

### Indikációs területek:

- féltekei asymmetria kimutatása
- agyműtét előtt a domináns félteke identifikálása

### Vizsgálat leírása:

Különböző neuropsychológiai tesztek végzése során folyamatosan monitorozzuk az arteria cerebri media véráramlási sebességének változását TCD-vel az előzőekben keírt módon. Folyamatosan mérjük a vérnyomást és a pulzust, capnograph segítségével az end-tidal  $p\text{CO}_2$  – t monitorozzuk.

### Leletezés:

A functionak megfelelő oldali arteria cerebri mediában a véráramlási sebesség növekedése 10-15 % a nyugalmi értékhez képest. A vizsgálat segítségével fontos adat nyerhető a domináns félteke identifikálásához.

## **Embólia detektálás**

A cerebrovascularis megbetegedések prevenciójának egyik legfontosabb lehetősége az agyi infarctusra hajlamosító faktorok kiküszöbölése, csökkentése. A stroke rizikófaktorok között nagy jelentősége van a potenciális embóliaforrásoknak, mivel az agyi keringésszavarok mintegy 75 %-a ischaemiás eredetű és az ischaemiás agyi laesiók több mint fele emboliás mechanizmusú. A leggyakoribb a szívből, vagy az arteria carotisokból származó embolisatio, de az agyi emboliák forrásaként systemás megbetegedések is szerepelhetnek. A klinikai tüneteket nem okozó microembolusok monitorozása transcranialis Doppler módszer segítségével az aktív embolia forrással rendelkező betegek csoportjának diagnosztizálását jelentheti. Az első TCD-vel megfigyelt embolus szignálok leírása óta számos betegcsoportban figyeltek meg embolisatiót: műbillentyűs betegekben, pitvarfibrilláló, és súlyos carotis stenosisban szenvedő betegben. Embolus szignálok detektáltak TCD-vel szívűtétek, carotis műtétek, és cerebralis angiographia során is. A TCD-vel végzett microembolus detektálás nemcsak a stroke pathomechanizmusáról nyújthat információt, hanem alkalmas annak vizsgálatára is, hogy az emboliaforrást megszüntető műtét vagy gyógyszeres beavatkozás eredményes volt-e? A detektálhatóság alapja, hogy a microembolusok mérete és akusztikus impedanciája különbözik az őket körülvevő vértől. A detektált microembolusok összetétele különböző, de a Doppler spektrumban minden esetben magas intenzitású átmeneti jelként (High Intensity Transient Signal, HITS) jelennek meg.

A Nemzetközi Konszenzus Bizottság 1995-ben megszabta a HITS-ek kritériumait:

- időtartama kevesebb, mint 300 ms (általában 10-100 ms)
- intenzitása legalább 3 dB-lel magasabb a háttér Doppler spektrum intenzitásánál (általában > 7 dB)
- csak az egyik oldali spektrumban jelenik meg
- a Doppler spektrumon belül helyezkedik el
- jellegzetes csattanó hanggal jár.

### Indikációs területek:

- potenciális embóliaforrás esetén

- carotis stenosis (> 50%)
  - vertebralis, basilaris stenosis (a. cerebri posterior)
  - intracranialis érszűkület (stenosistól distalisan kell monitorozni, ellenoldali, vagy azonos oldali proximalis kontrollal)
  - fiatalkori stroke
  - szívbetegségek (műbillentyű, billentyűdefektusok, szívthrombus, pitvarfibrillatio, nyitott foramen ovale)
- intraoperatív monitorozás (szívműtétek, carotis műtétek)

### Vizsgálat leírása, technikai feltételek:

A detektálást végző készüléken be kell állítani az optimális ultrahang teljesítményt (power), a szignál erősítésnek (gain) pedig a lehető legalacsonyabbnak kell lenni. A mérési tartomány (sample volume) a lehető legkisebb legyen (3-5 mm). A készülék rendelkezzen a 128 pontos Fourier transformatio lehetőségével, melynek megfelelő az időbeli feloldó képessége és az időbeli átfedése. A szűrőt 100 Hz-re kell beállítani. Fontos paraméter az un. relatív intenzitásnövekedés, mely az embolus és a körülvevő vér által visszavert energia különbsége dB-ben. A relatív intenzitásnövekedés függ a transzmittált ultrahang frekvenciájától, az embolus méretétől, összetételétől valamint a mérési térfogatban jelenlévő vér mennyiségétől és összetételétől. Egy adott embolus szignál esetében a különböző háttérintenzitás mérések használatával eltérő relatív intenzitásnövekedés értékek számíthatók ki. Ezért mindig ismernünk kell, melyik automata embolus-detektáló módszer van installálva a készülékre. Ez feltétlenül szükséges ahhoz, hogy a vizsgálat során megközelítőleg a valódi microembolus- számot detektáljuk.

Az optimális detektálási idő 30-60 perc. A nagyobb embolus számmal rendelkező műbillentyűs betegek, vagy invazív beavatkozások során a monitorozásra elegendő 30 perc, de az általában kisebb HITS-számmal járó carotis stenosisos, vagy pitvarfibrilláló betegekben az ajánlott detektálási idő 1 óra. Akut ischaemiás cerebrovascularis laesiók esetén (melyhez a beteg nyugtalansága is társulhat) a reális detektálási idő 15-20 perc.

### Detektálási módok:

- hagyományos (monogate, egykapus) embolia detektálási módszer, mellyel nemcsak a mikroembolusok artefactumtól való elkülönítése bizonytalan, hanem a HITS-ek jellemzői (összetétel, intenzitás, sebességtartam) sem ítéltelhető meg egyértelműen.

- multi-gate TCD technika, mely segítségével ugyanazon arteria két különböző pontján egyidejűleg lehetséges a tovahaladó HITS detektálása, így a mikroembolus artefactumtól való elkülönítése biztonságosabb és a HITS jellemzői jobban regisztrálhatók.

A monitorozás egyéb technikai részletei megegyeznek az előzőkben leírtakkal.

Összefoglalva: az agyi nagyerekben keringő microembolusok identifikálásának jelenleg legbiztosabb módszere a komputeres programmal rendelkező multi-gate TCD monitorozás, mely során a vizuális megfigyelést (128 pontos Fourier transformatio segítségével létrehozott monitorképről), valamint a folyamatos (vagy DAT magnóról történt) akusztikai megfigyelést, e technikában járatos vizsgáló végzi .

#### Leletezés:

Normális esetben a keringő vérben nincs mikroembolus.

### **Irodalom**

1. Diehl RR, Berlitz P: Funktionelle Dopplersonographie in der Neurologie. Springer, Berlin Heidelberg New York 1996; 66-78.
2. Hennerici M, Neuburg-Heusler D: Gefäßdiagnostik mit Ultraschall. Stuttgart, New York: Thieme; 1988.
3. Widder B: Doppler- und Duplexsonographie der hirnersorgenden Arterien. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 1999.

## Tartalomjegyzék

<b>1. Fejezet: Extracraniális Doppler vizsgálatok (Csányi Attila, Németh László)</b> -----	<b>2</b>
Alapfogalmak-----	2
A fontosabb nyaki verőerek és anatómiájának Doppler vizsgálat szempontjából fontos sajátosságai, vizsgálatuk technikája és a differenciálás lépései -----	5
A kompressziós manőverek típusai -----	7
A kóros Doppler görbék jellegzetességei-----	8
Szűkületek Doppler kritériumai (AG = angiográfiás stenosis mértéke)-----	8
Kompenzáló áramlásnövekedés hatása -----	9
Proximalis és distalis stenosis hatása -----	10
Steal-effektus fokozatai-----	10
Indirekt Doppler vizsgálat (periorbitalis Doppler, Doppler-ophthalmica teszt)-----	10
Az extracraniális Doppler vizsgálatok jövője-----	11
Minőségbiztosítás az extracraniális Doppler vizsgálatok végzése kapcsán -----	12
<b>2. Fejezet: Az agyat ellátó supraaorticus nagyartériák Duplex-UH vizsgálata (Kemény Vendel, Pánczél Gyula)</b> -----	<b>15</b>
Optimális beállítások -----	15
Indikációk-----	17
Általános leírás:-----	18
B-módban történő vizsgálat -----	18
Color Doppler Imaging (CDI), Power Doppler Imaging (-PDI) -----	19
Doppler spektrum -----	21
Egyes érterületek vizsgálata -----	23
Carotis rendszer -----	23
Az arteria subclavia és az arteria vertebralis extracranialis szakaszának vizsgálata:-----	25
Leletezés -----	26
<b>3. Fejezet: Transcranialis Doppler vizsgálat (Debreczeni Róbert)</b> -----	<b>27</b>
A transcranialis Doppler (továbbiakban TCD) vizsgálókészülék minimális műszaki követelményei	27
A TCD vizsgálatok indikáció:-----	27
A TCD vizsgálat menete-----	28
Áramlási paraméterek, indexek -----	30

Pulzatilitási index-PI-----	30
Rezisztencia index-----	30
Féltekei index-----	31
MCA/ACA áramlási arányszám-----	31
<b>Intracranialis szűkületek, elzáródások TCD jellemzői -----</b>	<b>31</b>
Anterior keringési rendszer-----	32
Posterior keringési rendszer: arteria vertebralis (VA) és basilaris (BA)-----	32
<b>Az extracranialis nagyrészkületek, okklúziók hatása a Willis-kör keringési viszonyaira -----</b>	<b>33</b>
<b>Subarachnoidealis vérzés- vazospasmus megítélése, követése TCD-vel-----</b>	<b>34</b>
<b>A leletezés -----</b>	<b>35</b>
<b>4. Fejezet: <i>Functionalis transcranialis Doppler vizsgálatok (Csiba László, Valikovics Attila)</i>---</b>	<b>36</b>
<b>Functionalis transcranialis Doppler alapjai, klinikai alkalmazása-----</b>	<b>36</b>
<b>Cerebrovascularis reaktivitás (CVR), cerebrovascularis rezervkapacitás (CRC) -----</b>	<b>36</b>
1. Cerebrovascularis rezervkapacitás meghatározása acetazolamid-terheléses TCD-teszttel -----	37
2. CO <sub>2</sub> inhaláció-----	38
3-4. Apnoe teszt és hyperventilatio-----	39
5. Orthostaticus reactio-----	39
6. Vizuális stimuláció -----	41
7. Kognitív stimuláció-----	41
<b>Embólia detektálás -----</b>	<b>42</b>
<b><i>Tartalomjegyzék</i>-----</b>	<b>45</b>