

Fizikai alapok a TCD megértéséhez – a teljesség igénye nélkül

Oláh László, DE, Neurológiai Klinika

A Doppler elv

A TCD vizsgálat ismertetése előtt hangsúlyozzuk, hogy a TCD lelet csak az extrakraniális, agyat ellátó erek statusának ismeretében értékelhető. Mivel a TCD vizsgálat során a koponyán belüli ereket vizsgáljuk, a vizsgálathoz **kis frekvenciájú (általában 2 MHz), nagy penetrációt biztosító ultrahangfejet használunk, mely a pulzus Doppler elven (PW) működik.** (A kis frekvenciájú ultrahang előnye, hogy ugyanolyan úton kevésbé gyengül, mint a nagy frekvenciájú ultrahang, ezért biztosít nagyobb penetrációt.) Mielőtt a TCD vizsgálatra rátérünk, elengedhetetlen néhány technikai alapelv ismertetése. A **Doppler elv** egyszerű: ha egy hangforrás által kibocsátott, majd egy mozgó felületről visszeverődő hanghullámokat egy nem mozgó detektorral észleljük, a visszavert hang frekvenciája magasabb lesz, ha a mozgó tárgy közeledik, s alacsonyabb lesz, ha távolodik. A kibocsátott és a visszavert hang frekvenciája közötti különbség a **Doppler shift**, mely az agyi erek véráramlási sebességét figyelembe véve, a hallható hangtartományba esik (kHz). A Doppler shift frekvenciája a következő képlet alapján számolható:

$$(f-f_0) = 2 v f_0 \cos\alpha / c$$

ahol f a visszavert, f_0 a kibocsátott ultrahang frekvencia, $f - f_0$ a Doppler shift frekvencia, c a **hang terjedési sebessége, mely a test szöveteiben kb. 1540 m/s, az α a Doppler ultrahangnyaláb és a vér áramlási iránya közötti szög.** (Megjegyzendő, hogy a csontszövetben a hang terjedési sebessége jóval nagyobb, mintegy 3 500 m/s, míg jól ismert, hogy levegőben a hang terjedési sebessége 330 m/s). A fenti képletből kiszámítható a sebesség, mely a Doppler shifttel ($f - f_0$) egyenesen arányos:

$$v = (f-f_0) c / 2 f_0 \cos\alpha$$

A transcranialis Doppler vizsgálatok során törekedni kell arra, hogy **az ultrahangnyaláb és a véráramlás iránya közötti szög 0 legyen**, vagy lehetőség szerint közelítse a 0-át. Ennek az az oka, hogy a 0 fok cosinusa 1, tehát ilyenkor pontosan a véráramlás sebességét mérjük, míg ha ettől eltérünk, az eltérés függvényében egyre nagyobb lesz a mérési hiba. Arról, hogy pontosan a véráramlás irányába esik-e az ultrahangnyaláb, úgy győződhetünk meg, hogy a mélységet változtatjuk, s ha a mélység változtatásával is jó jelet kapunk a szonda helyzetének változtatása nélkül, akkor a véráramlás és az ultrahangnyaláb közötti szög megközelítően 0. (Az úgynevezett M mód készülékek már ebben sokat segítenek.) Másik lehetőség, hogy mindig igyekszünk a lehető legjobb jelet nyerni.

A pulzus-Doppler elv

A gyakorlatban az ultrahangot kis kerámialapocskákkal állítják elő, melyek elektromos áram hatására mechanikai rezgést végeznek, s így bocsátanak ki hanghullámokat. A **pulzus Doppler** elven alapuló vizsgálófejekben ugyanazok a kerámialapocskák, melyek az ultrahangot kibocsátják, képesek a visszavert ultrahang detektálására, s ilyenkor a hanghullámokat, mint mechanikai rezgéseket, elektromos árammá alakítják vissza. Mindez azt jelenti, hogy a pulzus Doppler elven alapuló ultrahangfejek az ultrahang kibocsátása után „vételi” módra állnak át, s a visszavert ultrahang hullámokat detektálják. A módszer

lehetőséget ad a **vizsgálati mélység** és a **mintatérfogat** változtatására. Minél később áll ugyanis a vizsgálófej vételi módra az ultrahang kibocsátása után, annál nagyobb szöveti mélységből érkező jeleket fog detektálni, illetve minél hosszabb ideig detektálja a visszavert ultrahangjeleket, annál nagyobb mintatérfogat jeleit fogja venni.

A pulzus repetíciós frekvencia

Egy további fontos technikai paraméter a **pulzus-repetíciós frekvencia**, mely a kibocsátott stimulusok számát jelenti egy időegység (s) alatt, mértékegysége a Hz. (**A gyakorlatban a pulzus-repetíciós frekvenciát a skála változtatásával tudjuk elérni.**) A pulzus repetíciós frekvencia és a vizsgált vagy vizsgálandó szöveti mélység között szoros kapcsolat van. Ennek az oka, hogy minél nagyobb szöveti mélységben szeretnénk vizsgálni, annál több idő kell az ultrahangnyalábnak, míg ezt a mélységet eléri, illetve onnan visszatér. Mint említettük, a pulzus-Doppler elven alapuló készülékek az ultrahang kibocsátása után vételi módra állnak át, tehát „várnak” a visszaérkező jelre, s elvileg csak ezt követően bocsátanak ki újabb jelet. Mivel **nagyobb mélységből** több idő szükséges a jel visszatéréséhez, emiatt a **pulzus repetíciós frekvencia maximális értéke nem növelhető tetszőlegesen.**

Aliasing jelenség

A következő megismerendő jelenség, az úgynevezett **aliasing jelenség**. A jelenség megértéséhez a **Nyquist limit** ismerete szükséges. Eszerint egy hullám (sinushullám) frekvenciáját akkor tudjuk meghatározni, ha egy periódus alatt (egy 360 fokos sinushullám alatt) legalább 2 mintavételezés történik. Minél nagyobb a vizsgált frekvencia (Doppler shift frekvencia, ami az áramlási sebességgel arányos), annál gyakoribb mintavételezést kell végezni (egy sinushullám alatt legalább kétszer). Más szavakkal, **a pulzus repetíciós frekvenciának (mintavételezési gyakoriság) legalább kétszer nagyobbnak kell lenni, mint a Doppler shift frekvenciának.** Ha ez nem teljesül, a vizsgálni kívánt hullám frekvenciáját, s ezzel együtt a sebességet, nem tudjuk mérni. Ilyenkor a magasabb Doppler shift frekvencia nem fér a skálába, s a küszöb fölötti sebesség tartomány a zero vonal alá tolódik.

Az aliasing jelenséggel elsősorban akkor találkozunk, ha túl magas áramlási sebességet akarunk mérni és/vagy túl nagy mélységben vizsgálunk. Ha az áramlási sebesség magas (pl. súlyos sztenózis esetén), a mintavételezési frekvenciát is növelni kell, ami a pulzus repetíciós frekvencia növelését jelenti (növelni kell a skálát), ezt pedig nem lehet korlátlanul emelni. Különösen nem nagy mélységben, mivel nagyobb mélységben kisebb pulzus repetíciós frekvencia választható (lásd az előző bekezdést). Természetesen akkor is az aliasing jelenséggel találkozunk, ha túl alacsony pulzus repetíciós frekvenciát választunk, vagyis ha a skálát túl kicsire vesszük. Az **aliasing jelenség többnyire elkerülhető** a skála (pulzus repetíciós frekvencia) növelésével, vagy a zero vonal illetve lehetőség esetén a mélység csökkentésével.

Gain, power

A TCD készüléken állítható még a mélység, a skála és a mintatérfogaton túl, a power (teljesítmény) és a gain (erősítés). Ezen paraméterek változtatásával a készülék megfelelő érzékenysége beállítható, illetve a jel/zaj arány javítható. A **power** definíció szerint az az aktuális erő, mellyel a piezoelektromos lapocska vibrál, a mértékegysége a mW/cm². Ha a powert növeljük, erősebb lesz a visszatérő jel. A power szükség szerint növelhető, de figyelembe veendőek a **biztonsági szabályok**, hogy a nemkívánatos biológiai és biomechanikai hatásokat elkerüljük (melegedés, kavitáció). Különösen transorbitalis vizsgálat során kell ügyelnünk arra, hogy a powert a lehető legkisebbnek válasszuk (10 mW/cm²)!

A következő paraméter a **gain**, melynek állításával a készülék érzékenysége befolyásolható. Szokás a **gain** állításának hatását a fülhallgató készülék szabályozójához hasonlítani. Ha túl alacsony a gain, számos információ elvész (ha halkra állítjuk a fülhallgatót nem hallunk mindent), míg a túl magas gain a háttérzaj felerősödését is elősegíti, vagyis a jel/zaj arány csökken (ha túl hangosra állítjuk a fülhallgatót, nemcsak a beszédhang, hanem a háttérzaj is erősödik).