

Dopplerovská sonografie (2. LF UK)

Zadání úlohy

- Proměřte průtok krve v arterii radialis pomocí Dopplerovské sonografie.

Teoretický úvod

Jde o moderní, bezbolestnou a dnes již dobře přístupnou vyšetřovací metodu, která využívá dva principy a to ultrazvuku a Dopplerův jev. Objevitelem Dopplerova jevu byl rakouský fyzik a matematik, profesor Christian Doppler (https://cs.wikipedia.org/wiki/Christian_Doppler) (1803-1853). Každodenně se používá při vyšetřování cév krku, končetin a orgánů (například vyšetření křečových žil, trombóz, tepenných uzávěrů dolních končetin a horních končetin, cév v hlavě a mozku), ale také v porodnické a novorozenecké medicíně. Lékaři považují Dopplerovskou sonografii za velký pokrok v diagnostice cévních chorob. Je zde však stále otevřená otázka, zda můžeme tuto metodu považovat za opravdu bezpečnou hlavně při využívání ultrazvuku v těhotenství.

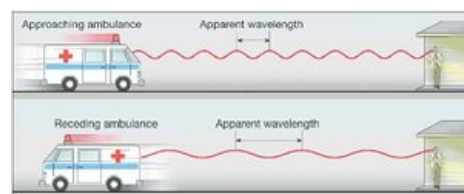
Výhodou tohoto postupu je, že vyšetření nevyžaduje ozáření pacienta ionizovaným ani vysokoenergetickým zářením. Další výhody jsou cena vyšetření, která je o mnoho nižší než cena vyšetření pomocí srovnatelných zobrazovacích metod, a také její široké využití.

Nevýhoda metody je spatřována v nízké prostupnosti oblastmi s rozhraním, které mají rozdílné akustické impedance (např. podkožní tuk, plyn ve střevě či plicní parenchym).

Ultrazvuk je druh mechanického vlnění s frekvencí vyšší než 20 kHz^[1], který je pro lidské ucho neslyšitelný. Více informací o ultrazvuku naleznete zde.

Dopplerův jev

Dopplerův jev je jev, který spočívá ve změně frekvence a vlnové délky přijímaného signálu oproti signálu vysílanému. Jeho důvodem je nenulová vzájemná rychlost *vysílače* a *přijímače* (pozorovatele). Dopplerův jev můžeme v praxi pozorovat při změně výšky tónů vydávaných sirénou na střeše projíždějícího vozidla. Jestliže se vozidlo přibližuje, vnímáme zvuk *vyšší* (kratší vlnová délka, vyšší frekvence), pokud se naopak oddaluje, vnímáme zvuk *nižší* (delší vlnová délka, nižší frekvence). Tento jev je využíván například při měření rychlosti automobilu pomocí radaru. Dopplerův jev ovlivňuje jak vlny zvukové, tak i elektromagnetické, což je využíváno zejména v astronomii při vzájemných pohybech Země a vesmírných těles. Kratší interval znamená větší počet vln za sekundu, a tedy vyšší frekvenci. V případě světla to znamená, že spektrum vzdalující se hvězdy bude přesunuto směrem k červené barvě^[2]. Využitím Dopplerova jevu lze dobře sledovat pohybující se akustické rozhraní, například pohyby srdečních chlopní.^[3]



Dopplerův efekt znázorněný pomocí výšky sirény přibližující a vzdalující se sanitky.

V dopplerovské sonografii se využívá Dopplerova jevu při srážce ultrazvukové vlny se základními odrazovými strukturami v proudící krvi - erytrocyty, které fungují jako bodové zdroje rozptylu vlnění a mají za důsledek vznik kruhových vlnoploch, šířících se do všech směrů. Pro vznik dopplerovského signálu je důležitá energie ultrazvukové vlny směřující zpět ke zdroji vlnění, která je nižší než energie vysílané ultrazvukové vlny. Rozdíl mezi vysílanou frekvencí zdroje vlnění a přijímanou se nazývá dopplerovský frekvenční posun (Δf).

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

- c rychlost šíření UZ v daném prostředí
- α dopplerovský úhel (mezi směrem dopadajícího UZ paprsku a směrem toku)
- v rychlost toku
- f_0 vysílaná frekvence
- f_r přijímaná frekvence
- $v \cdot \cos \alpha$ vektorová složka rychlosti toku rovnoběžná se směrem šíření UZ

Cílem Dopplerovských metod je měření rychlosti pohybujících se struktur. Jedná se především o měření rychlosti toku krve a v kombinaci s 2D zobrazením neinvazivní měření průtoku krve.

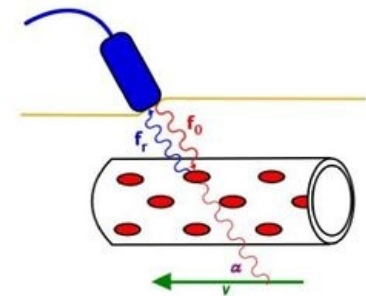
1. Spojité dopplerovské zobrazení - při tomto zobrazení je nutné použít odděleného vysílače a přijímače ultrazvukového vlnění vhodně akusticky oddělených
2. Pulzní dopplerovské metody - využívají se v kombinaci s echografickými metodám.

Dopplerův jev v medicíně

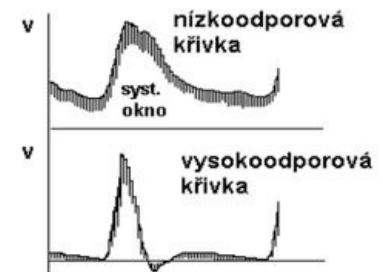
Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erytrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erytrocyty spíše jako bodové zdroje rozptylu, které dávají vznik kruhovým vlnoplochám, šířícím se všemi směry. Tyto vlny mezi sebou interferují a dochází k jejich časové i prostorové sumaci. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odráží zpět ke zdroji. Amplituda odražené vlny je úměrná druhé mocnině celkového počtu elementárních reflektorů (erytrocytů). Frekvence odražené vlny se v důsledku pohybu reflektorů liší od vyslané. Teče-li krev směrem ke zdroji vlnění – k ultrazvukové sondě, pak frekvence odraženého vlnění je vyšší než vysílaná frekvence, teče-li krev směrem od zdroje vlnění, frekvence je nižší.

Skutečná rychlost toku krve závisí na dopplerovském frekvenčním posunu Δf a dopplerovském úhlu α (svíraném směrem dopplerovského svazku a směrem pohybu pohybující se struktury, např. toku krve). Úhel dopadu dopplerovského signálu vzhledem ke směru pohybu v místě měření ovlivňuje tvar spektrální rychlostní křivky. Podcenění významu dopplerovského úhlu může vést ke značným chybám při měření rychlostí, které jsou kritické při úhlech vyšších než 60° .

Dopplerovské sonografie se využívá k jiným vyšetřením, např.: k odhalování tzv. silent bubbles (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24687484>),^[4] které mohou být průvodním znakem dekompresní nemoci vznikající při špatných postupech během přístrojového potápění (<https://cs>



Zobrazení Dopplerova principu pro měření průtoku krve.



Ukázková nízkoodporová vs. vysokoodporová křivka při Dopplerovském měření.

.wikipedia.org/wiki/P%C5%99%C3%ADstrojov%C3%A9_pot%C3%A1p%C4%9Bn%C3%AD).

Dopplerovské systémy

Dopplerovské systémy jsou v současné době konstruované jako směrové. U nich je rychlost toku směrem k sondě označována jako dopředná, směrem od sondy jako zpětná. Cévy a jejich větvení kladou krevnímu proudu určitý mechanický odpor, který je analogický odporu, který kladou elektrickému proudu vodiče. Periferní cévní odpor je nepřímo úměrný 4. mocnině poloměru cévy. Geometrie cévy určuje nejen velikost periferního odporu, ale ovlivňuje při ustáleném proudění i charakter toku. Pokud rychlost v v zúženém místě překročí určitou kritickou hodnotu, laminární proudění se změní v turbulentní – vířivé. Rychlostní profil se v místě turbulence oplošťuje, čímž vzniká velký rychlostní gradient v sousedství cévní stěny. V barevném obraze se turbulentní proudění projeví mozaikou obrazových strukturních jednotek různých barev, svědčící o různosměrných tocích. Na rozdíl od stacionárního proudění, při němž je tekutina uváděna do pohybu stále stejnou silou, má proudění krve v cévním systému pulsační charakter. V období systoly dochází k akceleraci toku s maximem rychlosti, v období diastoly dochází k jeho deceleraci s minimální rychlostí na konci diastoly. Souvislý pulsační tok je udržován díky pružným vlastnostem aorty a některých dalších velkých cév. Tyto artérie představují krevní rezervoár a díky pružnosti svých stěn transformují v průběhu systoly dočasně část kinetické energie proudící krve v jejich pružné napětí a v diastole tuto energii opět proudící krvi vracejí. Dalším faktorem ovlivňujícím pulsační charakter toku krve a tedy i dopplerovské spektrum (http://www.urel.feec.vutbr.cz/MTRK/?Komunika%E8n%ED_kan%E1ly:Model_r%E1dio%E9ho_kan%E1lu:Dopplerovsk%E9_spektrum_a_jeho_modelov%E1n%ED), je periferní cévní odpor. Podle toho rozlišujeme křivky nízkoodporové (artérie zásobující mozek a parenchymatósní orgány) a vysokoodporové (artérie zásobující kosterní svaly).

Obvykle nezískáme skutečné rychlosti, ale pouze složky rychlosti ve směru k sondě nebo od sondy. Proto pokud bude sonda měřící průtok krve cévou umístěna kolmo na cévu, naměří nulovou rychlost. Odraz vzniká na stěně cévy a dále při průchodu krví (suspensí krvinek) dochází k jevu rozptylu zejména na erytrocytech – množství vlnění, které se dostane zpět k sondě je malé (krev je téměř anechogenní), ale stačí k určení posunu frekvence; z něj lze odvodit rychlost toku krve i charakter proudění (laminární, turbulentní).

Spektrální dopplerovská křivka umožňuje semikvantitativní analýzu krevního toku a posouzení hemodynamiky. Pro odpovědné posouzení hemodynamických změn je nezbytné určit některé parametry dopplerovských spektrálních křivek. Patří sem maximální systolická rychlost S , minimální diastolická rychlost D , poměr S/D (systolic/diastolic ratio), akcelerační index AI (acceleration index), akcelerační čas AT (acceleration time), pulsační index PI (pulsatility index) a odporový index RI (resistivity index, resistance index). Tyto parametry mají velkou diagnostickou cenu za

předpokladu, že měření je dostatečně přesné. Velmi důležité je správné nastavení tzv. dopplerovského úhlu, tj. úhlu mezi směrem toku a dopplerovským svazkem. Význam těchto kvantitativních parametrů vynikne při jejich komplexním zhodnocení s přihlédnutím k anamnéze a aktuálnímu klinickému stavu pacienta. Isolované použití jen jediného parametru může ale vést k diagnostickému omylu. Po označení průběhu rychlostní křivky přístroj vypočítá uvedené hodnoty automaticky.

Definice některých parametrů

Maximální systolická rychlost S – maximální rychlost v systole. Většinou tato rychlost odpovídá časnému systolickému píku (ESP – early systolic peak).

Minimální diastolická rychlost D (tediastolická rychlost) – rychlost toku na konci diastoly.

Mean velocity V_{mean} , okamžitá nebo za časový úsek. Určení okamžité hodnoty je většinou založeno na analýze dopplerovského spektra – rychlosti jsou váženy amplitudami ech, která jsou určena počtem červených krvinek podílejících se na vzniku ech. Průměrná rychlost za časový úsek je pak průměrem okamžitých rychlostí za časový úsek, obvykle alespoň jeden srdeční cyklus.

Poměr S/D (systolic/diastolic ratio) – poměr maximální systolické rychlosti S a rychlosti toku na konci diastoly D .

Odporový index RI (resistivity index, resistance index) – rozdíl maximální systolické rychlosti S a rychlosti toku na konci diastoly D , dělený maximální systolickou rychlostí S . Zvyšování periferního odporu vede ke snižování diastolické rychlosti a hodnota odporového indexu se zvyšuje. Odporový index může poskytnout informace o periferním odporu i v částech vyšetřovaného povodí, které nejsou přístupny přímému pozorování.

Pulzační index PI (pulsatility index), tepový index – rozdíl maximální systolické rychlosti S a rychlosti toku na konci diastoly D , dělený průměrnou rychlostí (mean velocity, V_{mean}); vyjadřuje energii pulzačně proudící krve. Pro jednotlivé artérie má poněkud odlišné hodnoty a jeho diagnostický význam není zatím ještě zcela doceněn.

Srdeční frekvence HR (heart rate) je počet srdečních stahů za časovou jednotku, nejčastěji za minutu. $HR = 1/T$, kde T je délka srdeční periody.

Obecně lze dopplerovské měření provádět ve dvou módech.

Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou

Jiným názvem spojitě (kontinuální) dopplerovské zobrazení – (CW; continuous wave). Mají vyšetřovací sondu se dvěma elektroakustickými měniči, z nichž jeden funguje trvale jako vysílač, druhý jako přijímač. Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, vysílaný i přijímaný, překrývaly v tzv. citlivé oblasti, která je poměrně dlouhá (i několik cm). Vysílač s jedním měničem spojitě generuje akustický signál, nelze ho proto přepínat do režimu přijímače. Pro rychlosti toku krve je frekvenční posun ve slyšitelné oblasti, dopplerovské průtokoměry jsou vybaveny akustickým výstupem. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály toku vycházejících z různých hloubek, není možné odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách. Přístroje jsou jednoduché a cenově dostupné, nelze ale zobrazit uspořádání a umístění sledovaných cév, jejich překryv atd. Metoda se používá především ke sledování toku krve v končetinách.

Systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou

Zkratkou pro tyto systémy je PW, podle anglického pulsed wave. Vysílající měnič vysílá v pulzech. Systémy s modulovanou nosnou vlnou jsou kombinací impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od proudící krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulsy. Na rozdíl od ultrazvukových zobrazovacích impulsů mají dopplerovské impulsy poněkud větší délku a jsou vysílány s větší opakovací frekvencí. Mód umožňuje měřit nejen změnu frekvence mezi vysílaným a přijímaným signálem, ale i dobu, za jakou se odražený signál vrátil k sondě. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, v níž lze měřit rychlost toku. To umožňuje určit nejen rychlost toku, ale i hloubku, ve které došlo k odrazu. Přístroje umožňují přímkami zobrazit směr šíření ultrazvukové vlny i označit směr toku krve; to vede k automatickému odečtení úhlu svíraného těmito přímkami. Lze také vymežit oblast, ve které je rychlost měřena – tzv. vzorkovací objem. To umožňuje sledovat i rozložení rychlosti. Velikost vzorkovacího objemu (gate) a jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem, umístěný v centru tepny, měří maximální rychlost, široký, zahrnující celý průměr cévy, rychlost průměrnou. Dopplerovské měření v PW módu je možné na většině běžně používaných přístrojů, výsledek se zobrazuje jako dvojrozměrný obraz naměřených rychlostí. Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem.

Více informací o dopplerovských systémech a fyzikálním principu dopplerovské sonografie naleznete [zde](#).

Postup

Vybavení

- *dopplerovský ultrazvukový měřicí přístroj* **Bidop Hadeco ES-100V3**
- *sonda*

- kabel k sondě
- gel pro ultrazvukové vyšetření
- program na PC **Smart-V-Link 4.1**, program **Gimp 8.2**

Postup práce

Prezentace k návodu Dopplerovská sonografie návod prezentace

Během těchto praktik pracujeme s přenosným dopplerovským ultrazvukovým měřícím přístrojem Bidop Hadeco (ES-100V3).

1. Diskuze:

- a) Porovnáme délky srdečních period, jestli jsou realistické a liší se od sebe jen málo. (Velká odchylka pravděpodobně ukazuje na nějakou chybu v zadání hodnot.)
- b) Stejně tak posoudíme ostatní hodnoty a indexy.
- c) Porovnáme výsledky naší podrobné analýzy grafu s automaticky vypočtenými hodnotami a indexy.

2. Závěr

- a) Zvážíme, zda výsledky odpovídají normálním hodnotám.
- b) Vyhodnotíme, zda se jedná o nízkoodporovou anebo vysokoodporovou křivku.

3. Vrátime se na *Titulní stranu* a protokolu znovu uložíme.

4. Soubor s protokolem XXX *Dopplerovska sonografie.ods* uložíme na moodle po rozkliknutí položky *Dopplerovská sonografie (Odevzdání protokolu)*



Bidop Hadeco ES-100V3

Parametry změřené pulsové vlny:

- **HR** (*Heart rate* = tepová frekvence)
- **RI** (*Resistance index* = odporový index)
- **SD** (*Systolic / Diastolic ratio* = poměr S / D)
- **MEAN** (*Mean flow* = mean velocity Vmean)
- **PI** (*Pulsatility index* = pulsační index)

Důležité poznámky k experimentální části

- Nepoužívejte přístroj v oblasti hrudníku, břicha, hlavy a krku.
- Pro zamezení nežádoucího odrazu ultrazvukových vln naneste na místo kontaktu sondy s tělem vyšetřovaného asi 3 mm vrstvu gelu. Jakmile začne gel vysychat, aplikujte nový. Gel ale nesmí pokrývat příliš rozsáhlou plochu, sonda pak špatně snímá.
- Pomocí sondy opatrně a trpělivě vyhledejte signál. Místo pro vyšetření je dobré předem určit např. pohmatem jako místo, kde přiloženými prsty ucítíte puls.
- Po nalezení vhodného místa měření sondou nepohybujte (na rozdíl od klasické sonografie).
- V programu mohou neočekávaně přestat fungovat jednotlivá tlačítka (nereagují). Obvykle lze problém vyřešit restartováním programu.

Protokol

- Pro vypracování protokolu použijeme šablonu protokolu po Dopplerovskou sonografii ze serveru Moodle. Již před začátkem měření můžeme vyplnit titulní list protokolu.
- Naměřené hodnoty zapisujeme v průběhu vyšetření rovnou do tabulek.
- V diskuzi můžeme porovnat námi spočtené hodnoty s hodnotami automaticky spočtenými a teoretické předpoklady s naším měřením. Dále uvedeme okolnost mající vliv na výsledek vyšetření.
- V závěru stručně uvedeme, zda byla naměřena *nízkoodporová* nebo *vysokoodporová* křivka. Vyplněný formulář *uložíme* a *vložíme* na určené místo.

Kontrolní otázky

Odkazy

1. SVOBODA, Emanuel, et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 4. vydání. Prometheus, 2006. 532 s. Kapitola 4.3 Zvukové vlnění. s. 232. ISBN 978-80-7196-307-3.
2. HAWKING, Stephen, *Stručná historie času v obrazech*, 1.vydání, Argo 2002, 256 s. ISBN-80-7203-422-7
3. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4
4. BLOGG, SI, GENNSER, M. et. al. Ultrasound detection of vascular decompression bubbles: the influence of new technology and considerations on bubble load. Diving Hyperb Med. 2014 Mar;44(1):35-44. PMID: 24687484

Literatura

- AMLER, Evžen, et al. *Praktické úlohy z biofyziky I*. 1. vydání. Ústav biofyziky 2. LF UK, 2006.

- BARTŮNĚK, Filip. *Dopplerův jev* [online]. [cit. 2015-11-19]. <<http://www.fyzika007.cz/mechanicke-kmitani-a-vlneni/doppleruav-jev>>.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- SVOBODA, Emanuel, et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 4. vydání. Prometheus, 2006. 532 s. ISBN 978-80-7196-307-3.
- HRAZDIRA, Ivo. Úvod do Ultrasonografie v otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty. 2008 36s.
- BLOGG, SI, GENNSER, M. et. al. Ultrasound detection of vascular decompression bubbles: the influence of new technology and considerations on bubble load. *Diving Hyperb Med*. 2014 Mar;44(1):35-44. PMID: 24687484 (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24687484>)

Související stránky

- Portál:Biofyzikální praktikum (2. LF UK)