

STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST

Obor č. 2: Fyzika

Analýza proudění krve s využitím Dopplerovské
ultrasonografie a zpracování obrazu

Michal Netík
Jihomoravský kraj

Brno 2023

STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST

Obor č. 2: Fyzika

Analýza proudění krve s využitím Dopplerovské
ultrasonografie a zpracování obrazu

Bloodflow analysis using Doppler ultrasound and
image processing

Autor: Michal Netík

Škola: Gymnázium Brno, Křenová, příspěvková organizace, Křenová
36, 602 00

Kraj: Jihomoravský

Konzultanti: Ing. Jiří Kohút, RNDr. Valerie Richterová, PhD.,
RNDr. Pavel Boháč, PhD.

Brno 2023



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

ANALÝZA PROUDĚNÍ KRVE S VYUŽITÍM DOPPLEROVSKÉ ULTRASONOGRAFIE A ZPRACOVÁNÍ OBRAZU

BLOODFLOW ANALYSIS USING DOPPLER ULTRASOUND AND IMAGE PROCESSING

STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST

OBOR Č. 2: FYZIKA

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAL NETÍK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ KOHÚT

BRNO 2023

Anotace

Tato práce se zabývá analýzou proudění krve s využitím Dopplerovské ultrasonografie a zpracováním obrazu. Rešeršní část podrobně shrnuje potřebné kapitoly hemodynamika, ateroskleróza a Dopplerovská ultrasonografie. Zároveň je uvádí do kontextu s praktickou částí, která se věnuje zpracování rychlostních map obdržných ze sonogramu. Je vytvořena metodika zobrazující rychlostní profil v daném místě tepny (společné krkavice), z něž stanovuje důležité veličiny z hlediska proudění a aterosklerózy, zejména smykové napětí působící na stěnu.

Anotation

This thesis deals with bloodflow analysis using Doppler ultrasound and image processing. The theoretical part summarizes necessary chapters such as Hemodynamics, Atherosclerosis and Doppler Ultrasound. In addition, it contextualizes with practical part dealing with image processing of velocity color maps obtained from the sonogram. Developed methodology is able to reconstruct a velocity profile in a specific location of an artery (common carotid artery). Moreover, corresponding physical properties are calculated, namely the wall shear stress, which plays a significant role in atherosclerosis.

Klíčová slova

Hemodynamika, smykové napětí, ateroskleróza, Dopplerovská ultrasonografie, zpracování obrazu.

Keywords

Hemodynamics, shear stress, atherosclerosis, Doppler ultrasonography, image processing.

Citace

NETÍK, Michal. *Analýza proudění krve s využitím Dopplerovské ultrasonografie a zpracování obrazu*. Brno, 2023. Středoškolská odborná činnost. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Jiří Kohút

Analýza proudění krve s využitím Dopplerovské ultrasonografie a zpracování obrazu

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou práci SOČ vypracoval samostatně pod vedením pana Ing. Jiřího Kohúta. Uvedl jsem všechny literární prameny, publikace a další zdroje, ze kterých jsem čerpal. Prohlašuji, že tištěná verze a elektronická verze soutěžní práce SOČ jsou shodné. Nemám závažný důvod proti zpřístupnění této práce v souladu se zákonem č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších předpisů.

.....
Michal Netík
14. května 2023

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval panu Ing. Jiřímu Kohútovi za cenné rady, poznámky a především trpělivé vedení mé práce. Dále děkuji svým dalším konzultantům paní RNDr. Valerii Richterové, PhD. a panu RNDr. Pavlu Boháčovi, PhD. za jejich doplňkové informace při tvorbě této práce. V neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům za psychickou a neúnavnou podporu.

Obsah

Úvod	2
1 Hemodynamika	3
1.1 Reologie krve	6
1.2 Rychlostní profil	9
2 Ateroskleróza	13
2.1 Aterogeneze	14
2.2 Prevence	17
3 Dopplerovská ultrasonografie	18
3.1 Ultrasonografie	18
3.1.1 Ozvěna ultrazvuku (echo)	20
3.1.2 Transduktory (převodníky)	21
3.1.3 Generování obrazu	22
3.2 Obecný princip Dopplerovské ultrasonografie	24
3.3 Systémy Dopplerovské ultrasonografie	27
3.3.1 Kontinuální Dopplerovské systémy - CW mód	27
3.3.2 Pulzní Dopplerovské systémy - PW mód	28
4 Praktická část	31
4.1 RGB obrázek	31
4.2 Zpracování obrazu v programu MATLAB	32
4.2.1 Hloubková škála	36
4.2.2 Rychlostní profil	36
Závěr	44
Seznam použitých zdrojů	48
Seznam použitých symbolů	51
Seznam použitých zkratk	53

Úvod

Cévní mozková příhoda, ischemická choroba srdeční a následný srdeční infarkt, angina pectoris, embolie plic apod. – nemoci, které jsou předmětem výzkumu již po několik let, a to z důvodu množství zemřelých jejich příčinou. Tyto nemoci jsou většinou spojeny s **aterosklerózou**. V současné době dochází k mnoha výzkumům jak zabránit, popřípadě jak jí předcházet, aby se zabránilo k milionům úmrtím ročně. K vyšetření zmíněných onemocnění slouží celá řada přístrojů od ultrasonografie (resp. Dopplerovské ultrasonografie), přes počítačovou tomografii (CT – Computer Tomography), magnetickou rezonanci (MRI – Magnetic Resonance Imaging), echokardiografii po angiografii, koronarografii či scintigrafii.

Úkolem dnešní doby a výzkumu je neustálé zdokonalování a příchod s inovacemi, které budou zlepšovat vyšetření, s novými medikamenty, jež tyto problémy spolehlivě vyléčí, a samozřejmě také s novými postupy, jejichž úkol je pomoci lékařům a ti svým pacientům zachránit život, eventuálně jej zkvalitnit a prodloužit.

Tato práce podrobně shrnuje a propojuje nejdůležitější informace z oblasti hemodynamiky, aterosklerózy a Dopplerovské ultrasonografie a uvádí je do kontextu s praktickou částí.

Hlavním předmětem práce je neinvazivní vyšetření – **Dopplerovská ultrasonografie**, jež je nedílnou součástí každého specializovaného neurologického pracoviště, ale využívá se také v kardiologii na vyšetření srdce a jeho chorob, angiologii na vyšetření cév, v hydromechanice např. na posouzení průtoku potrubím či ve veterinární praxi. Jedním z cílů této středoškolské odborné činnosti je sestavit jednoduchý program pomocí systému **MATLAB**, díky kterému se rozšíří využití dostupných dat (zobrazení rychlostního profilu v určitém místě, vyhodnocení smykového napětí na stěně, stanovení akutálního průtoku). Výchozí obrázky (sonogramy) jsou provedené v brněnské Nemocnici u Svaté Anny.

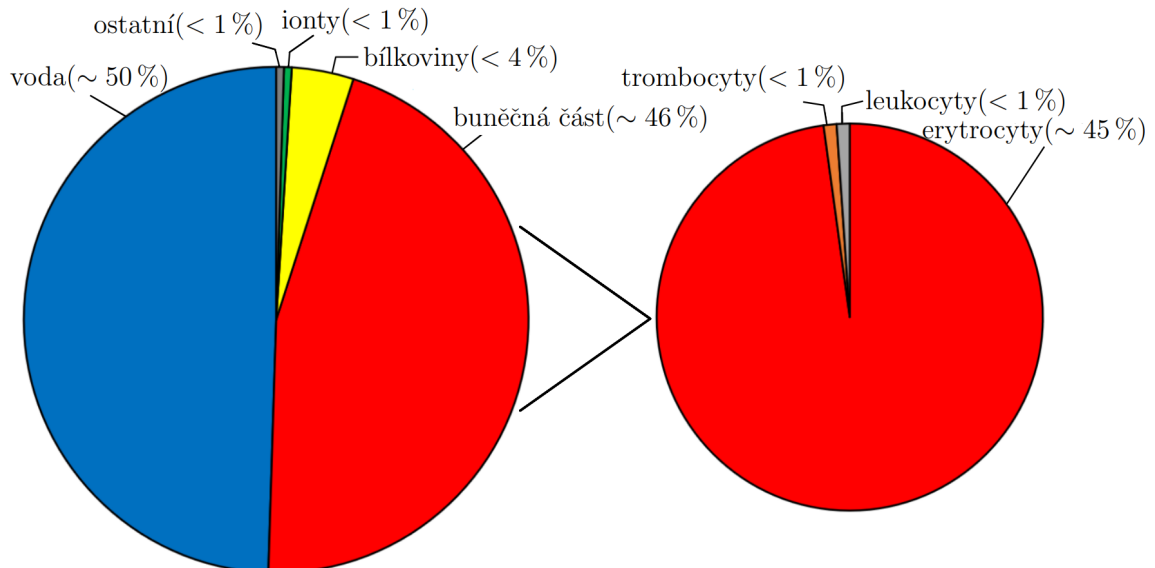
Výsledky této a budoucí práce by mohli přinést doktorům nástroj, pomocí kterého je možné přibližně odhadnout náchylnost tepny na aterogenezi.

Kapitola 1

Hemodynamika

Hemodynamika pochází ze spojení dvou starořeckých slov *haima* – krev a *dunamis* – síla. Studuje a popisuje proudění krve v krevním řečišti a všechny aspekty, které mají na daný průtok vliv – neustálé změny tlaku, činnost srdce, patofyziologické jevy (aterosklerózy, stenózy, ruptury cév), apod. Tato práce řeší zmíněnou problematiku hlouběji, neboť biofyzikální děje, které se pojí s krevním řečištěm, jsou základem studovaného oboru – reologie¹. Pro porozumění proudění krve je nejdříve nutné vysvětlit její složení, jenž činí krev z hlediska jejích vlastností unikátní kapalinou. Také popisuje prostředí, kterým krev protéká – krevní řečiště složené z tepen (*arteriae*), žil (*venae*) a kapilár (*vas capillare*).

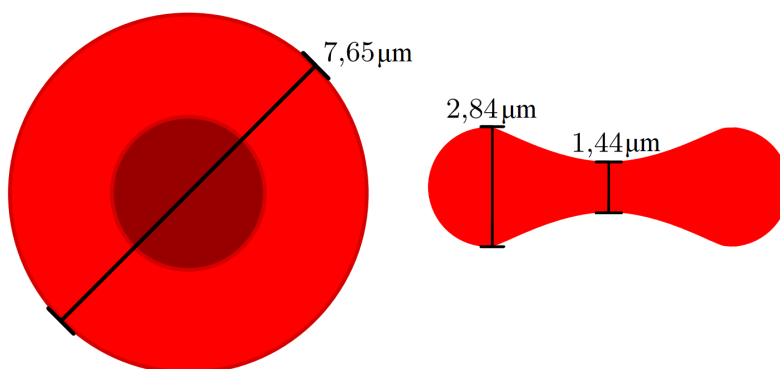
Krev je složená z mnoha komponent (obrázek 1.1), přičemž každá z nich má svoji nenahraditelnou roli. Největší zastoupení zaujímá krevní plazma, což je tekutá složka krve. Plazma se skládá z vody a v ní rozpuštěných látek – bílkovin, iontů a dalších organických i anorganických látek, např. vitaminů, tuků, cukrů a podobně. Dále obsahuje buněčnou část, kterou tvoří především červené krvinky – erytrocyty, bílé krvinky – leukocyty a v neposlední řadě krevní destičky – trombocyty [5].



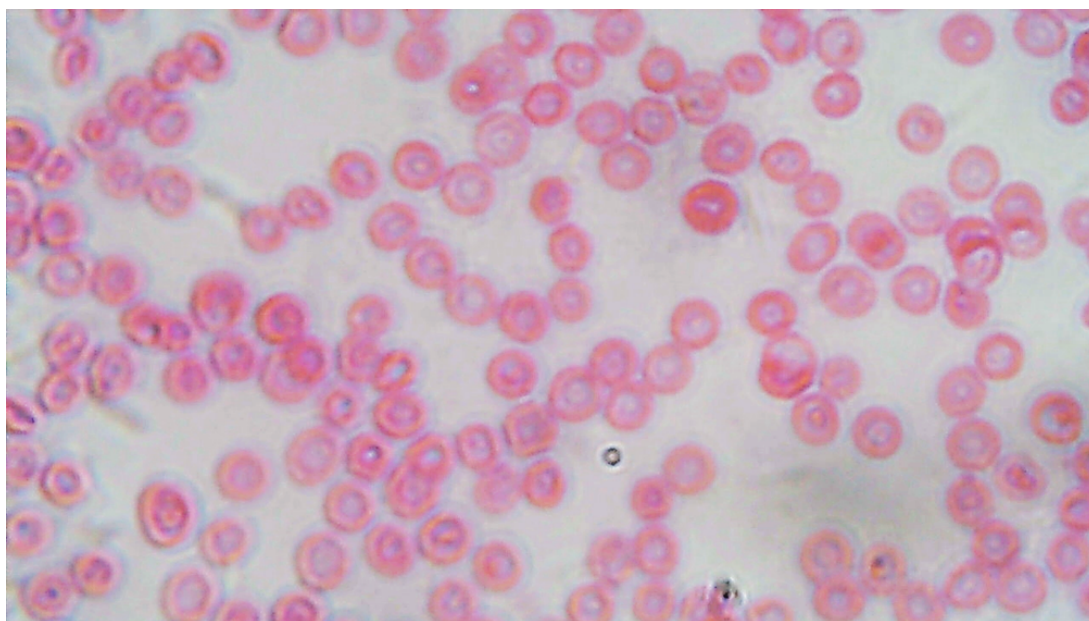
Obrázek 1.1: Graf procentuálního zastoupení látek v krvi. Data převzata z [5].

¹Reologie je vědní obor, který studuje deformaci a proudění materiálů v reakci na aplikované síly, které jsou kvantifikovány veličinou zvanou **napětí** – podrobněji prozkoumáno níže.

Největší roli v krvi zastávají **červené krvinky**. Mají velice speciální vlastnosti, jimiž také značně ovlivňují tok krve. Erythrocyty mají tzv. bikonkávni (dvojdutý) tvar (ve středu se prohlubují, zatímco při okrajích se rozšiřují – obr. 1.2), který jim umožňuje snazší průchod i těmi nejtěsnějšími kapilárami. Pod optickým mikroskopem lze tvar erythrocytů snadno pozorovat (obr. 1.3).



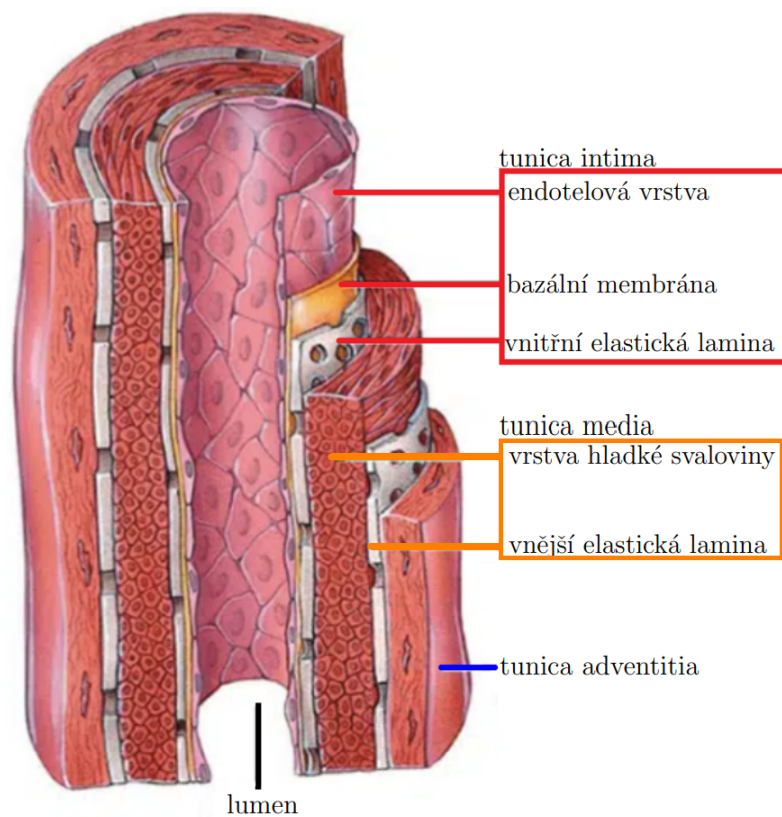
Obrázek 1.2: Rozměry červené krvinky, které byly zjištěny na základě porovnání 1 581 buněk od 14 subjektů [5].



Obrázek 1.3: Erythrocyty pod mikroskopem – zvětšeno 1280×. Fotografie autora

Krev protéká krevním řečištěm, jak již bylo řečeno výše, pro tuto práci jsou však nejpodstatnější velké tepny (*arteriae*), jejichž stavbu znázorňuje obrázek 1.4. Pod vnější vazivovou vrstvou (*tunica adventitia*) se nachází prostřední vrstva (*tunica media*), která se skládá ze dvou částí – vnější elastické laminy (blány) a hladké svaloviny. Poslední vrstvou je vrstva vnitřní (*tunica intima*), kterou tvoří vnitřní elastická lamela, pod níž se nachází bazální membrána. Tato membrána obaluje endotelovou vrstvou. Endotelová vrstva je složena z tzv. **endotelových buněk**, právě na tyto buňky má tok krve zásadní vliv, neboť s nimi má

přímý kontakt a je tedy nejsledovanější vrstvou z hlediska diagnostiky (např. morfologie jednotlivých endotelových buněk, smykového napětí apod.). Prázdná dutina uvnitř tepny se nazývá lumen a jeho průměr výrazně ovlivňuje mj. rychlost krve. [14]



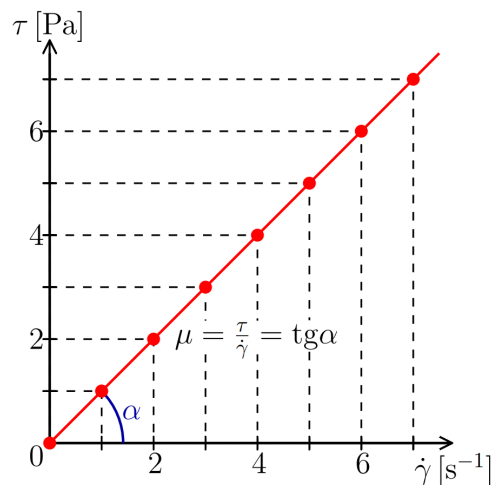
Obrázek 1.4: Stavba tepny popisující její části a lumen. Obrázek převzat z [14], upraveno.

1.1 Reologie krve

Krev je z reologického hlediska **neneutronská kapalina**. Tento fakt se opírá o Newtonův zákon viskozity, někdy také nazývaný lineární Newtonův zákon. Viskozitu je možno považovat jako odpor, který brzdí kapalinu v jejím toku (v tomto případě krev při průtoku tepnami). Viskozita je definována pomocí **smykového napětí** (τ) a smykové rychlosti ($\dot{\gamma}$). Smykové napětí roste úměrně se smykovou rychlostí, kde viskozita μ udává míru růstu (vztah 1.1 a obrázek 1.5). Ve zmíněném zákoně figuruje μ jako konstanta [5]:

$$\tau = \mu \dot{\gamma}, \quad (1.1)$$

kde τ popisuje smykové napětí na stěně tepny ($[\tau] = \text{Pa}$), μ konstantní viskozitu ($[\mu] = \text{Pa} \cdot \text{s}$) a $\dot{\gamma}$ vyjadřuje smykovou rychlost ($[\dot{\gamma}] = \text{s}^{-1}$).



Obrázek 1.5: Graf přímo úměrné závislosti smykového napětí na smykové rychlosti. Uvedený je zde také úhel α , který udává úhel mezi smykovou rychlostí a viskozitou, jedná se tedy o směrnici přímky.

Neneutronskou kapalinu lze tedy chápat jako kapalinu, pro kterou zmíněná závislost neplatí, tedy že Newtonův lineární zákon zde není možné použít [5].

Nahradí-li se ve vztahu 1.1 viskozita μ efektivní hodnotou μ_{ef} , vznikne následující rovnice:

$$\tau = \mu_{ef} \dot{\gamma}. \quad (1.2)$$

Na rozdíl od μ ze vzorce 1.1 μ_{ef} již není konstantní, ale závisí právě na smykové rychlosti a od ní odvozeném smykovém napětí. Platí tedy, že čím silněji působí krev na stěnu cévy, tím vyšší je smyková rychlost, čímž se zvýší smykové napětí, neboť endotelová vrstva klade odpor toku.² [5]

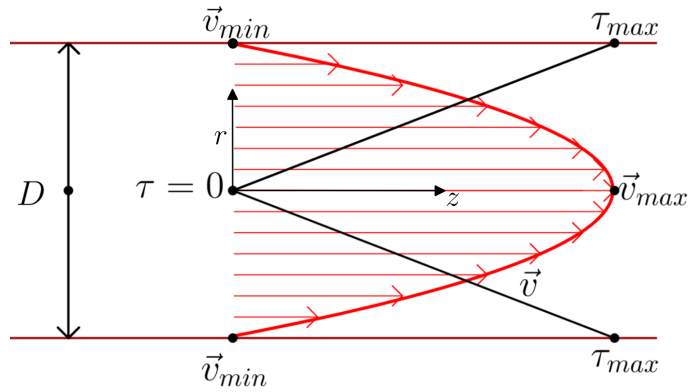
Jelikož tepny připomínají tvar válce, je vhodné použít pro popis proudění tzv. válcový souřadnicový systém. Zároveň je nutné dodat, že rychlost kopíruje parabolickou křivku, což je ideální stav laminárního proudění (viz podkapitola 1.2). Z onoho důvodu je průběh smy-

²Záleží však na tom, jakým směrem krev protéká. Narazí-li do stěny (např. v bifurkaci – rozvětvení), na stěnu žádné smykové napětí nepůsobí. [5]

kové rychlosti lineární (obr. 1.6).³ Je-li proudění jednosměrné, tedy rychlost krve v se mění pouze s válcovou souřadnicí r , je smyková rychlost $\dot{\gamma}$ právě rovna gradientu rychlosti [5]:

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dr}. \quad (1.3)$$

Zde lze tedy říci, že gradient rychlosti slouží k popisu změny rychlosti v závislosti na souřadnici r . Vezme-li se v úvahu složení krve (zejména role erytrocytů) a charakteristika toku krve, je jasné, že se krev chová odlišně při různých hodnotách smykové rychlosti. [5]



Obrázek 1.6: Obecné vyjádření smykového napětí a rychlosti toku v podélném průřezu tepny (jedná se o 3D obrázek). D zde představuje průměr tepny, τ smykové napětí, τ_{max} maximální smykové napětí, \vec{v} okamžitou rychlost krve v cévě, \vec{v}_{max} maximální rychlost krve, \vec{v}_{min} minimální rychlost krve, u které zároveň platí, že $v \rightarrow 0$. Symboly r a z představují válcové souřadnice.

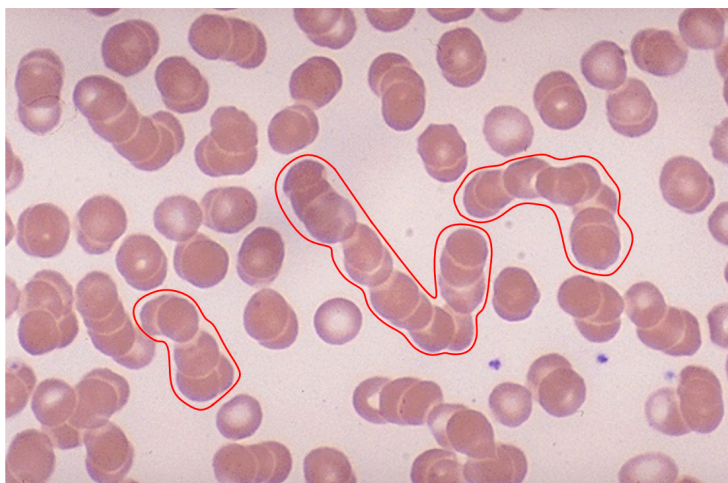
Z experimentů plyne, že při nízkých až nulových hodnotách smykové rychlosti $\dot{\gamma}$ se erytrocyty asociují a tvoří „válečkovité“ útvary spojených erytrocytů zvané **rouleaux** (obr. 1.7). Tyto struktury zajišťují mechanické spojení mezi krevními komponenty, čímž zvyšují odpor proti jejich deformaci. Odtud plyne, že hodnoty μ_{ef} jsou vyšší při přítomnosti rouleaux v krvi.⁴ Naopak zvýší-li se hodnoty smykové rychlosti $\dot{\gamma}$, dojde k rozpadu válečkovitých formací a erytrocyty se pohybují jednotlivě. [5] Jejich tok doprovází dva dominantní vlivy⁵ (obr. 1.8):

1. **Brownův pohyb** – jeho vlivem se erytrocyty pohybují neuspořádaně,
2. **smykové síly** – způsobují pohyb erytrocytů ve směru proudnic. [5]

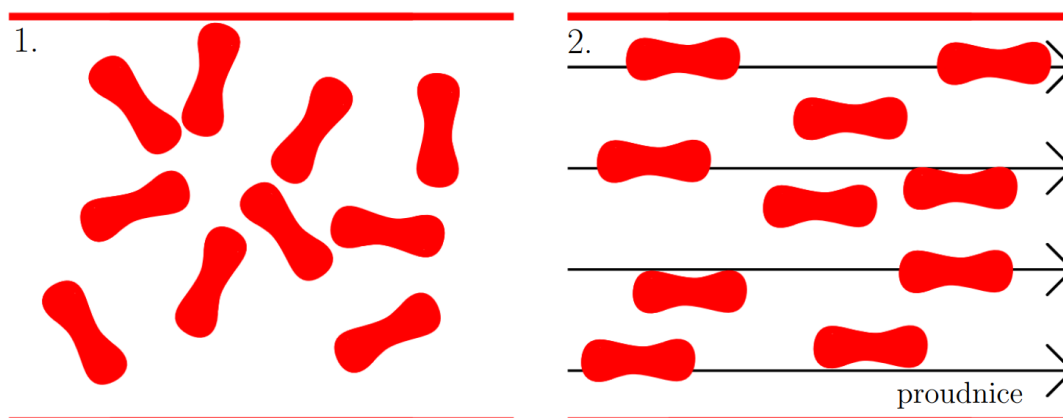
³V této práci je pro jednoduchost popsán stav, kdy se uvažuje dlouhá nepoddajná trubice s konstantním průměrem D . Rychlost v se tedy mění se souřadnicí r , změna na ose z a úhlu, který tyto dvě osy svírají (θ), je nulová.

⁴Některé erytrocyty se nemusí přeformovat do těchto struktur, ale vyskytují se jako samostatné červené krvinky.

⁵Uvedené 2 aspekty přirozeně nejsou jediné, ale mají na tok dominantní vliv (dále zde působí např. tepová frekvence, která zvyšuje či snižuje rychlost krve apod.).



Obrázek 1.7: Formace rouleaux za stagnujících podmínek krve. Foto převzato z [20].



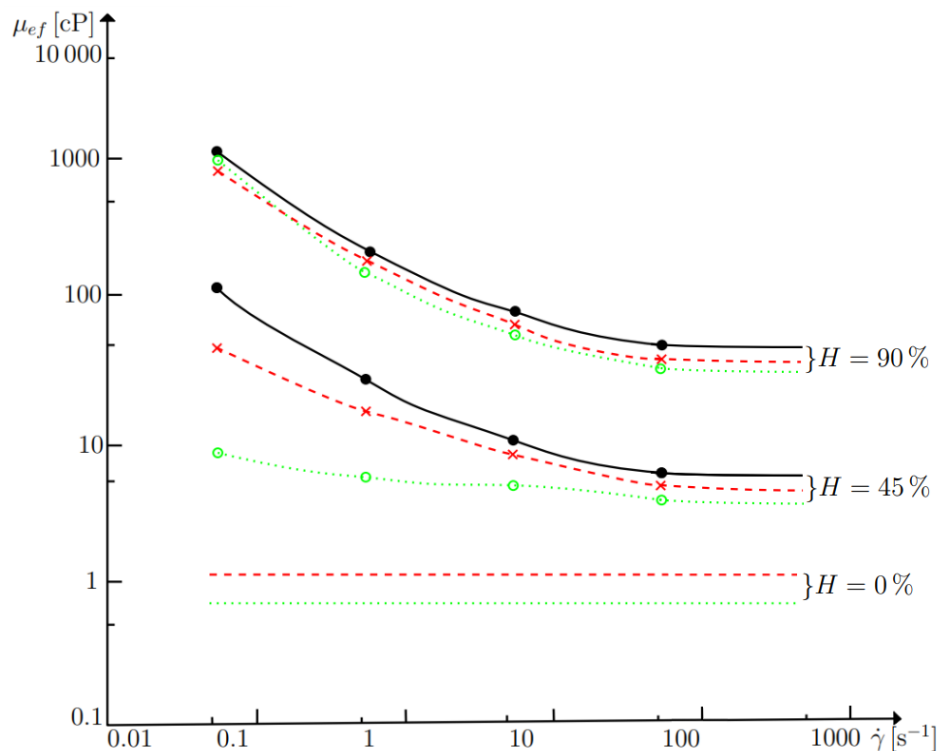
Obrázek 1.8: Srovnání dvou typů pohybů erytrocytů při převládajícím Brownově pohybu (vlevo – číslo 1) a převládajících smykových silách (vpravo – číslo 2).

Je však nutné dodat, že tok je ovlivněn také **hematokritem** (H) vyjadřující podíl červených krvinek na celkovém objemu krve:

$$H = \frac{\text{objem erytrocytů v krvi}}{\text{celkový objem krve}}, \quad (1.4)$$

kde $[H] = 1$ (nejčastěji se uvádí v procentech). Hodnoty H se u mužů obvykle pohybují okolo 38,6–48,6 %, kdežto u žen v rozmezí 35,5–44,9 % [16]. Čistá plazma má hodnotu $H = 0$, z čehož plyne, že se chová jako Newtonská kapalina, naopak krev se s rostoucí hodnotou hematokritu chová více jako neneutonská. Zmíněný jev se nazývá shear thinning („smykové řidnutí“), kdy s rostoucí smykovou rychlostí klesá viskozita.⁶ Pro lepší představu slouží obrázek 1.9, kde je však namísto jednotky pro efektivní viskozitu μ_{ef} (Pa·s) užitá jednotka centipoise — cP (1 Cp je ekvivalentní 0,001 Pa·s) [5]:

⁶Splňuje-li kapalina zmíněný předpoklad, označuje se jako pseudoplastická. Krev se tedy svým chováním nejvíce podobá právě pseudoplastickým kapalinám. [27]



Obrázek 1.9: Graf závislosti efektivní viskozity μ_{ef} na smykové rychlosti $\dot{\gamma}$ při rozdílných hodnotách hematokritu H . Symbol \bullet značí krev obsahující všechny její přirozené složky, symbol \times popisuje krev neobsahující koagulační protein fibrinogen a \circ symbolizuje buňky očištěné v Ringerově roztoku. Data převzata z [5].

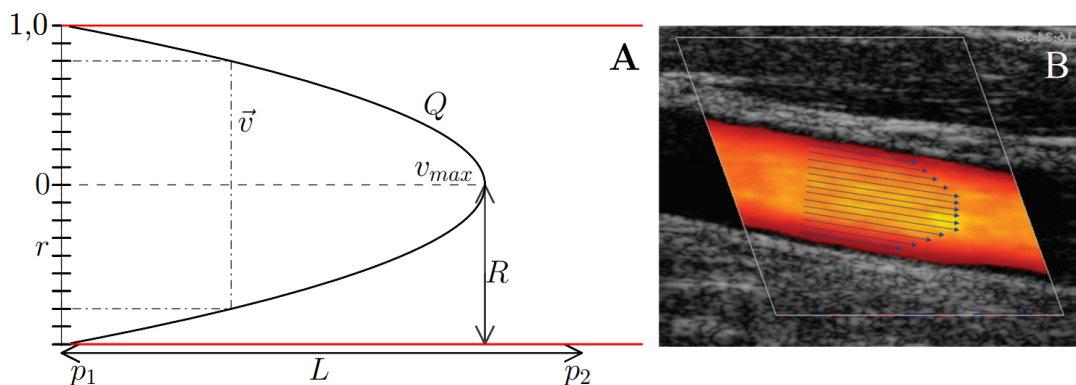
Z uvedeného grafu lze vyčíst, že je možné plazmu, jak bylo řečeno dříve, klasifikovat jako Newtonskou kapalinu. Zároveň vysvětluje změnu chování μ_{ef} při rozdílných hodnotách $\dot{\gamma}$. Přesáhne-li smyková rychlost hodnotu přibližně 100 s^{-1} , efektivní dynamická viskozita se nemění. Lze ji tedy klasifikovat jako konstantu μ , která má hodnotu přibližně 3,5 cP (platí rovnice 1.1), a tak může být krev považována za Newtonskou kapalinu. [5]

1.2 Rychlostní profil

Jelikož má rychlost směr i velikost, lze ji matematicky vyjádřit pomocí vektoru, což je důležité při popisu charakteru proudění v cévách. Obecně se rozlišují dva typy proudění – **laminární a turbulentní**.

Laminární rychlostní profil

Laminární rychlostní profil je z pohledu toku ve všech malých a středních tepnách nejobvyklejší (je fyziologický). Při ideálních podmínkách kopíruje parabolickou křivku, tedy každá buňka se pohybuje rovnoběžně v závislosti na buňce druhé. Rychlost v průřezu se liší na oblasti proudění – uprostřed cévy je rychlost nejvyšší, naproti tomu při stěnách je rychlost nejnižší (viz obr. 1.10). [7]



Obrázek 1.10: Jednoduché schéma rychlostního profilu, který kopíruje parabolickou křivku (A). Veličina Q představuje objemový průtok ($[Q] = \text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$), R poloměr tepny ($[R] = \text{m}$), L délku měřeného úseku tepny ($[L] = \text{m}$), p_1 a p_2 tlak na začátku a na konci daného úseku ($[p_1; p_2] = \text{Pa}$). Čárkovanou čarou je zde zvýrazněna maximální rychlost (v_{max}) – jelikož se jedná o parabolu je právě uprostřed profilu. Písmeno r symbolizuje stejně jako v obrázku 1.6 vřadovou souřadnici. Obrázek vlevo (A) znázorňuje ideální případ laminárního proudění, obrázek vpravo (B) znázorňuje záznam z Dopplerovské ultrasonografie (převzat z [24], upraveno).

Z některých veličin uvedených v obrázku 1.10 lze vypočítat rychlost v konkrétní souřadnici r pomocí následujícího vztahu:

$$v = v_{max} \left(1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right), \quad (1.5)$$

kde v_{max} je maximální rychlost v tepně, r představuje vřadovou souřadnici a R symbolizuje poloměr tepny. Průměrnou rychlost \bar{v} v parabolické křivce pak lze vypočítat vztahem:

$$\bar{v} = \frac{1}{2} v_{max}. \quad (1.6)$$

Obrázek 1.10 také ukazuje objemový průtok Q , jenž lze kvantifikovat rovnicí 1.7. První část vztahu (vlevo) popisuje obecný tvar pro výpočet průtoku, kde R_o představuje odpor tepny ($[R_o] = \text{kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$). Druhá část výpočet aplikovaný. Uvedený vztah se někdy také označuje jako Poiseuillův či Hagen–Poiseuillův zákon. Platí ale pouze pro stacionární (s časem neměnné) proudění v tuhé trubici⁷. [23]

$$Q = \frac{p_1 - p_2}{R_o} = \frac{\pi R^4 (p_1 - p_2)}{8\mu L}. \quad (1.7)$$

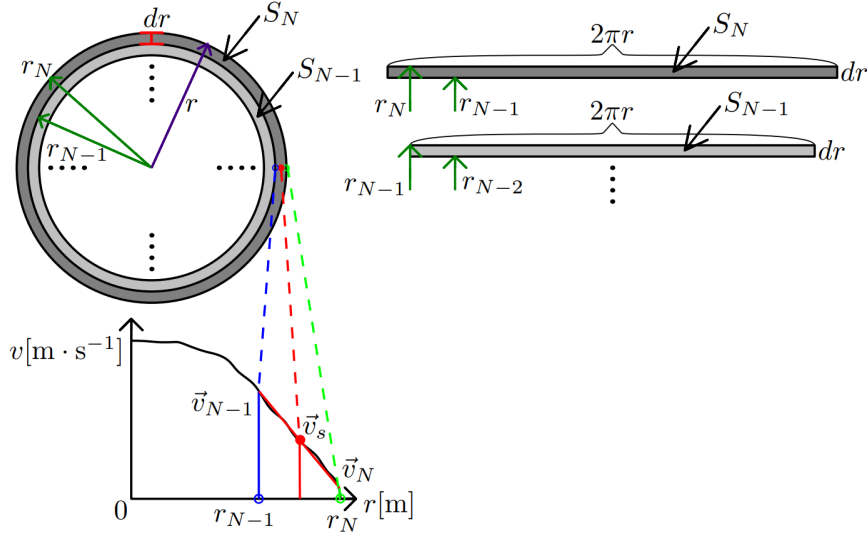
Průtok je možné také vypočítat integrací přes rychlostní profil, kdy rychlost v je funkcí r , neboli $v(r)$. Samotný výpočet je poté definován následovně:

$$Q = \int_S v dS = \int_0^R v 2\pi r dr = 2\pi \int_0^R v r dr \quad (1.8)$$

Je-li známo rozložení rychlosti přes danou souřadnici pouze v určitých bodech, lze průtok dopočítat numericky, např. pomocí lichoběžníkové metody. Princip spočívá v sumaci jednotlivých průtoků Q_i , které odpovídají průměrné rychlosti v_{s_i} a ploše mezikruží S_i (viz obr.

⁷Tuhá trubice je trubice, která nemění svůj průměr při proudění určité kapaliny. Jelikož nejsou tepny tuhé, nýbrž poddajné, nelze průtok převést na správný model. Zavedený vztah je tedy čistě orientační.

1.11). Příklad výpočtu obsahu mezikruží je znázorněn rovnicí 1.9, zatímco sumace průtoků je uvedena v následující rovnici 1.10.



Obrázek 1.11: Znázornění výpočtu průtoku v trubici pomocí numerické lichoběžníkové metody. Symbol S_N značí obsah plochy N -tého mezikruží a v_s je jeho odpovídající rychlost, jejich vynásobením je obdrženo průtok Q_N plochou. Celkový průtok trubici je dán součtem průtoků v jednotlivých mezikružích.

$$S_N = \int_S dS = 2\pi \int_{r_{N-1}}^{r_N} r dr = 2\pi \left[\frac{r^2}{2} \right]_{r_{N-1}}^{r_N} = \pi(r_N^2 - r_{N-1}^2) \quad (1.9)$$

$$Q = \sum_{i=1}^N Q_i = \sum_{i=1}^N v_{s_i} S_i = \sum_{i=1}^{N-1} \left(\frac{v_{i+1} + v_i}{2} \right) \pi(r_{i+1}^2 - r_i^2) \quad (1.10)$$

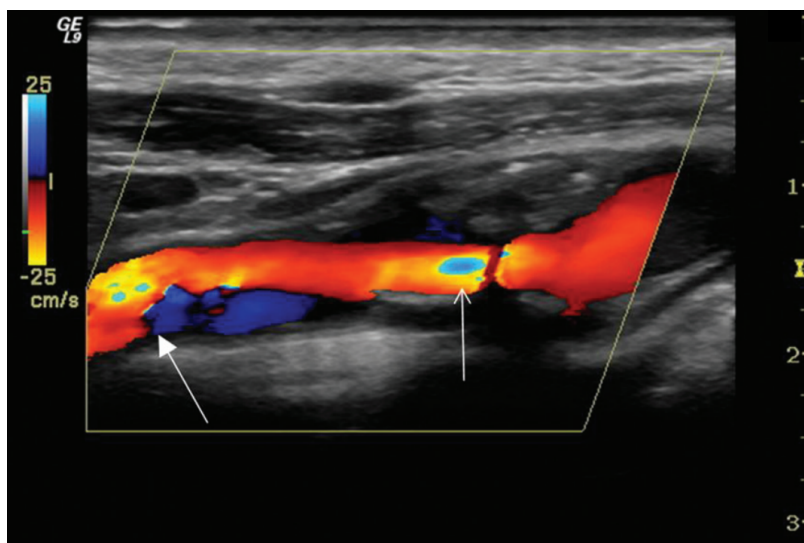
Zda-li je tok stále laminární, či je možno klasifikovat profil jako turbulentní, určuje **Reynoldsovo číslo** (Re), jehož hodnotu lze spočítat pomocí vztahu:

$$Re = \frac{\rho D v}{\mu}, \quad (1.11)$$

kde ρ je hustota prostředí – krve ($[\rho] = \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$), D **průměr** tepny, v okamžitá rychlost krve a μ představuje viskozitu (obvykle se hodnota pohybuje okolo 0,35–0,45 Pa·s [22]). Avšak je nutno dodat, že zmíněné kritérium nelze s přesností určit pro tok v tepnách a cévách obecně, neboť platí pouze pro stacionární proudění v tuhé, rovné trubici. Pro tento komplexní problém (nestacionární a pulsující proudění newtonské kapaliny v poddajné tepně) je realita jiná. Cévy, respektive tepny, jsou po dlouhou dobu zkoumány z hlediska turbulencí, i přes to je v současnosti stále velmi obtížné s jistotou použít přesnou mezní hodnotu laminárního a turbulentního proudění. [24]

Turbulentní rychlostní profil

Jestliže hodnota Reynoldsova čísla přesáhne určitou mez⁸, je možno profil nazývat **turbulentním**. Takový profil doprovází turbulence, což je chaotický děj tekutiny (krve), kde se nachází vírové struktury o různých škálách rychlosti, které se vzájemně ovlivňují (předávají si energii, navzájem do sebe naráží apod.). K takovému proudění dochází především v bifurkacích tepen. Při vyšetření v zónách mezi jejich větvením je brána zvýšená pozornost právě na turbulence, neboť k nim v těchto místech dochází pouze v případě, že se zde nachází určitá patologie, např. ateroskleróza a následná stenóza tepny nebo ucpání trombem⁹ – obr. 1.12. [23], [24]



Obrázek 1.12: Turbulence ve vnitřní krkavici. Zde jsou šipkami vyznačeny patologické oblasti, které způsobují turbulence, a tím tak nefyziologicky snižují přirozený nápor na stěny a endotelové buňky, což může být předzvěstí vážnějších onemocnění (viz. kapitola 2). Snímek převzat z [24].

Na závěr této kapitoly je vhodné doplnit, že probíraná témata závisí na mnoha faktorech. Především tedy na:

- typu tepny (oblouk aorty ve srovnání právě s krkavicí – v každé z nich se bude lišit průměr, tlak, smykové napětí, rychlost krve apod.),
- stavu tepny (nemoci jako např. ateroskleróza či aneurisma; věk pacienta – starší lidé mají zpravidla cévy méně poddajné a smykové napětí je nižší; životní styl – lidé dodržující zdravou stravu mají cévy v lepším stavu než kuřáci, alkoholici apod.). [9]

⁸V různých literaturách se hodnota uvádí obvykle okolo 2000–2500, jak již ale bylo řečeno, toto číslo je pouze orientační. [23], [24]

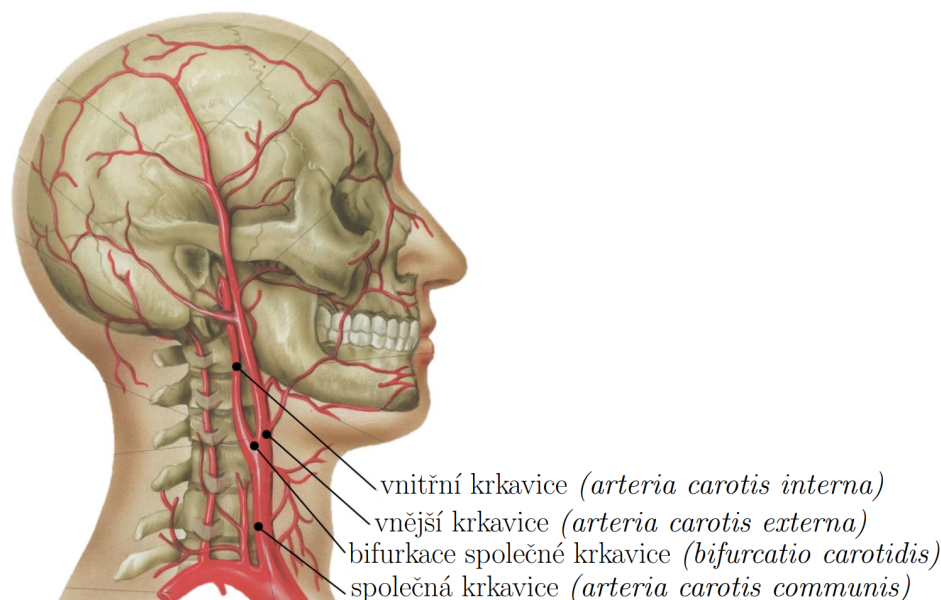
⁹Sraženina vznikající například kvůli narušení struktury endotelové vrstvy a její následnou kumulací, díky které může ucpat tepny.

Kapitola 2

Ateroskleróza

Ateroskleróza je zánětlivé chronické onemocnění¹ nejrozšířenější především v nejrozvinutějších zemích. [33] Nejčastěji postihuje velké a střední tepny (především v bifurkacích, ohybech a zúžených místech). Právě z popsaného důvodu je ateroskleróze věnována zvýšená pozornost i v předešlé kapitole, neboť větvení (*bifurcatio carotidis*) společné krkavice (*arteria carotis communis* – ACC) ve dvě tepny – vnitřní krkavici (*arteria carotis interna* – ACI) a vnější krkavici (*arteria carotis externa* – ACE), je jedním z nejnáchylnějších míst právě pro vznik zkoumaného onemocnění. Lokalizaci zmíněných tepen znázorňuje obrázek 2.1.

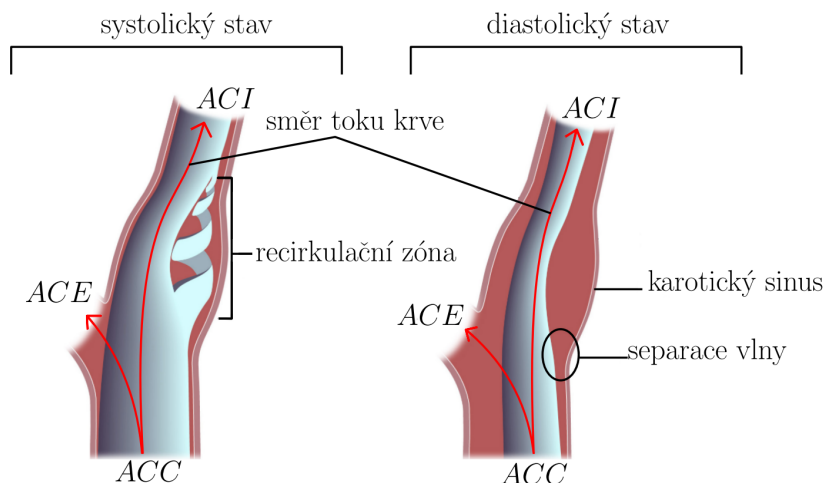
Dalšímu místu, kterému je věnována zvýšená pozornost, je takzvaný **karotický sinus** (obr. 2.2). V dotyčném místě dochází k recirkulaci (víření) krve, kde je nízké smykové napětí, což způsobuje zdržování LDL (viz níže). Zároveň jsou zde uloženy baroreceptory (receptory tlaku)², jež jsou schopny do určité míry regulovat tlak (s pomocí různých regulátorů), čímž do určité míry předcházejí vzniku vážnějších problémů. [8], [23]



Obrázek 2.1: Znázornění hlavních krčních tepen. Obrázek převzat z [31], upraveno.

¹Onemocnění, které zpravidla trvá déle než 3–6 měsíců a může mít za následek nevratné změny v těle. [8]

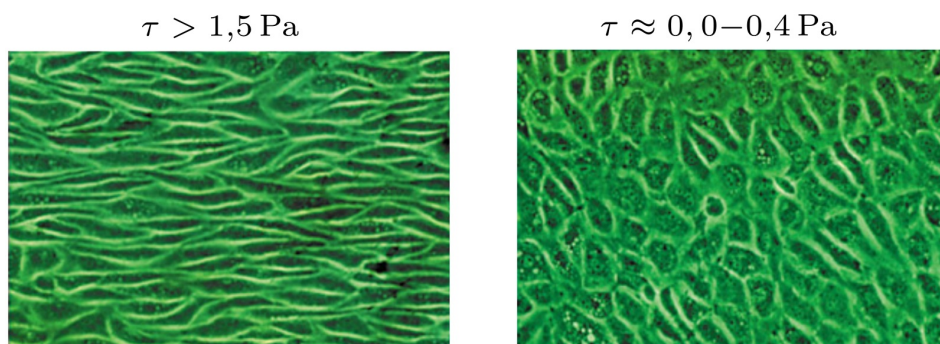
²Baroreceptorům v karotickém sinu se také říká aortokarotické receptory.



Obrázek 2.2: Umístění karotického sinu v bifurkaci společné krkavice při dvou různých stavech – systole (kontrakce) a diastole (relaxace). Obrázek převzat z [2], upraveno.

2.1 Aterogeneze

Vývoj aterosklerotické léze (poškození) je dlouhodobý proces (může trvat několik měsíců až let, zpravidla 2–3 roky [28]). V první řadě musí dojít k rozrušení endotelové vrstvy, tzv. iniciační vrstvy, k němuž dochází většinou následkem neustálého mechanického působení krve – především změny hodnot smykového napětí (obr. 2.3). Způsobuje narušování endotelu, čímž ovlivňuje jeho morfologii. Při vyšších smykových napětích (fyziologickém laminárním proudění) se endotelové buňky zarovnávají do podélného tvaru a zmenšují tak rozšířený prostor mezi nimi. Naopak při nízkých napětích zaujímají buňky polygonální (mnohoúhelníkový) tvar, tím se zvětšuje prostor mezi jednotlivými buňkami, což umožňuje snadší průnik lipoproteinů³ (především LDL⁴ a VLDL⁵) pod intimu.



Obrázek 2.3: Odlišné formování endotelových buněk v závislosti na různých hodnotách smykového napětí. Obrázek převzat z [3], upraveno.

³Proteiny (bílkoviny) sloužící k transportu v krvi nerozpustných tuků.

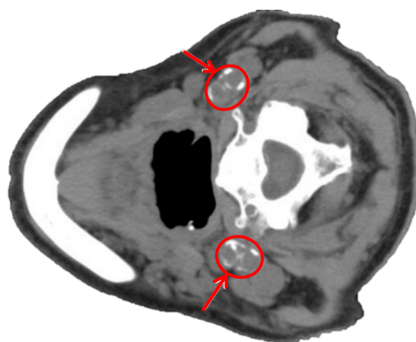
⁴LDL (Low-density lipoprotein) je protein o nízké hustotě, jehož zvýšená hladina je ve většině případů způsobena nezdravým životním stylem. Jeho úkolem je transportovat cholesterol k buňkám.

⁵VLDL (Very low-density lipoprotein) je další z proteinů, které mají negativní vliv na vývoj aterosklerózy. Jeho hlavní funkcí je transport dalších typů tuků (především triglyceridů) do tkání.

Dalším aspektem je např. arteriální hypertenze⁶ či náhlé změny v proudění z laminárního na turbulentní, které mohou mít za následek porušení endotelové vrstvy. Vzápětí se spouští řetězec mnoha biochemických reakcí⁷, kdy se v místě narušení endotelové vrstvy začíná tvořit tukové ložisko kvůli postupnému hromadění lipoproteinů bohatých na cholesterol (LDL a VLDL), jež jsou obsaženy v krevní plazmě. Neustálé ukládání lipoproteinových částic je především způsobené jejich chemickými vlastnostmi a přítomností oxidativních prvků, které s nimi reagují, a „drží“ cholesterol v intimě. Součástí oxidovaného LDL jsou také proteiny představující motiv patogenosti, což spouští zánětlivou reakci. Na popsanou situaci začnou reagovat mj. i monocyty (typ leukocytu) postupně pronikající do endotelu, kde se mění v makrofágy (buňky přirozené imunity). Makrofágy neustále fagocytují (pohlcují) lipoproteiny a stávají se z nich tzv. **pěnové buňky**, které se akumulují a tvoří **lipoidní proužky**. [8]

Současně s popsányi ději dochází ke změnám buněk hladké svaloviny, které ztrácejí schopnost se kontrahovat, a získávají schopnost proliferace (hojného množení) a produkce látek tvořících extracelulární matrix (mezibuněčnou hmotu). Takto fenotypově změněné buňky se diferencují více než obvykle a také produkují větší množství extracelulární matrix v místech s výskytem plaků. Svalové buňky se navíc začnou přemísťovat z medie do intimy, kde se ukládají, a fagocytují zde navíc lipoproteiny, díky čemuž se ateroskleróza dále rozšiřuje do okolí, především do lumenu. [8], [23]

Akumulované svalové a pěnové buňky obvykle časem podléhají apoptóze (plánované neboli naprogramované buněčné smrti) nebo nekróze (neplánované buněčné smrti), čímž uvolňují intracelulární (vnitrobuněčný) obsah, následkem čehož se dále akumuluje LDL a cholesterol uprostřed lipoidního ložiska, jež se v tuto fázi označuje jako **aterosklerotický plát** nebo také tukové ložisko. Udrží-li se plát po delší dobu, dochází k jeho kalcifikaci, což lze pozorovat na CT vyšetření (obr. 2.4). V pozdní fázi je plát tvořen kašovitým jádrem z živé i nekrotické tkáně, které je stále kryté endotelem (obr. 2.5). [8], [25]



Obrázek 2.4: Šipkami a kolečkem je znázorněna společná krkavice postihnutá aterosklerózou, kdy jsou pláty kalcifikované. Obrázek převzat z [2], upraveno.

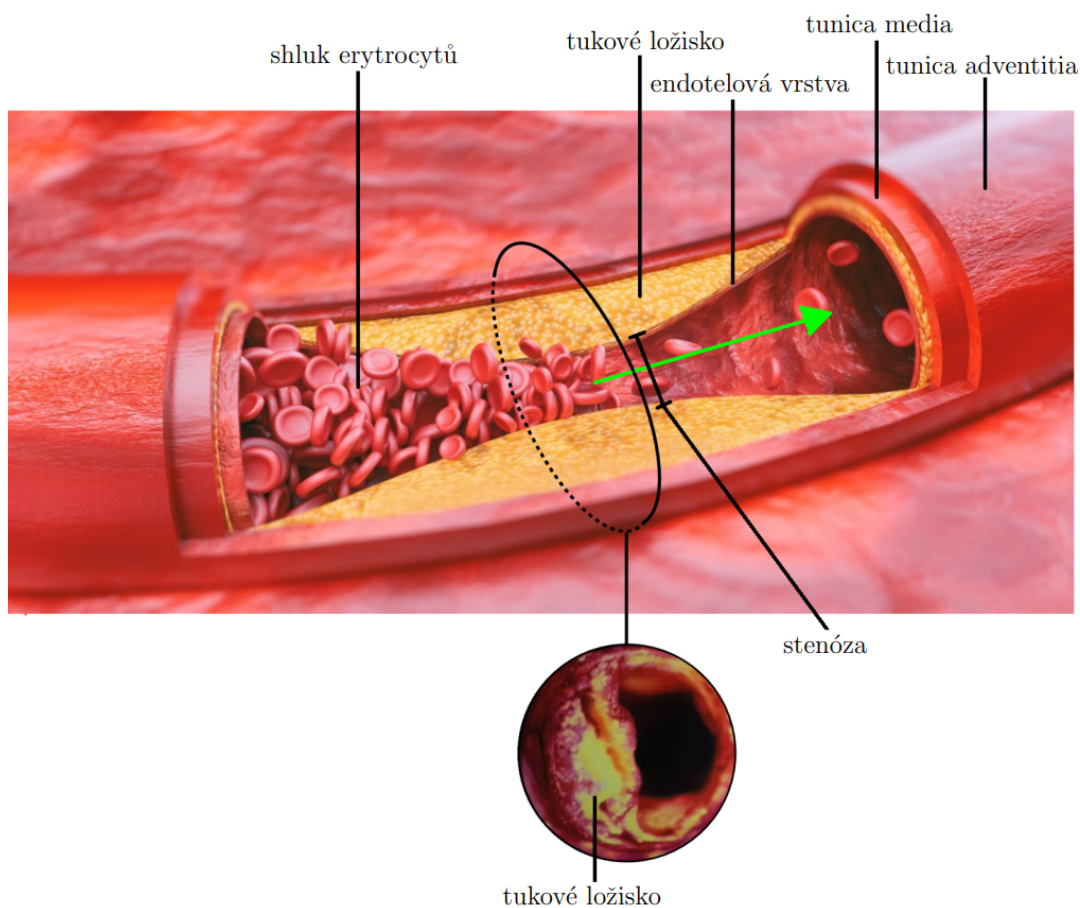
⁶Stav, kdy při měření tlaku dochází k opakovaně vysokým hodnotám, obvykle převyšujících 140/90 mm Hg (milimetrů na rtuťovém sloupci). [21]

⁷Reakce nejsou pro účely této práce tak podstatné, proto byly vynechány a je zde vysvětlen pouze biofyzikální vývoj.

V konečných fázích poté může dojít k mnoha scénářům:

- výsledná stenóza nakonec zcela ucpe tepnu, což zamezí přístupu kyslíku do okolní tkáně,
- dojde k ruptuře plátu a vylití obsahu do krevního řečiště (možnost sepse – celotělové infekce), popřípadě k úplnému prasknutí cévy, které může být spouštěčem dalších závažných problémů; v místě se poté akumulují červené krvinky a vznikne trombus (sraženina), který se následně uvolní a může ucpat tenčí tepny.

Všechny zmíněné scénáře ale vedou ke stejnému problému – infarktu (kde nedochází k prokrvení srdečního svalstva následkem ucpání koronární/věňčité tepny [25]) či mrtvici (kdy se neprokrvuje mozek, nebo jeho část), což jsou vážné stavy, které bez včasné lékařské pomoci způsobí při nejlepším trvalý handicap, v horším případě smrt. Z tohoto důvodu je ateroskleróza velice závažné onemocnění, které způsobuje miliony úmrtí ročně. [8]



Obrázek 2.5: Schéma aterosklerózy, v horní části je znázorněna stenóza tepny a reakce červených krvinek → shluk; v dolní části je fotografie [25] průřezu tepny, tukové ložisko (aterom) je v její levé části. Obrázek převzat z [11], upraveno.

2.2 Prevence

Byť se to možná na první pohled nemusí zdát, je téměř nemožné se proti ateroskleróze bránit, neboť stárnutí tepen zvyšuje pravděpodobnost jejího vzniku, ale neznamená to, že nelze provést nic. Při zdravém životním stylu a podpoře kvality cév je možno aterosklerózu výrazně oddálit, dokonce tak, že k výrazným problémům nemusí dojít nikdy. To vše lze podpořit kvalitní a zdravou stravou (omezit především příliš tučná a nezdravá jídla s vysokým obsahem soli či tuku), omezením pití alkoholu, vyhýbáním se místům se znečištěným ovzduším a samozřejmě také žádným kouřením, k tomu se stačí už jen pravidelně hýbat. [17]

Na druhou stranu pokud již k tomuto onemocnění dojde a stenóza je významná či pacient mrtvici prodělal, je často třeba invazivního chirurgického zákroku – endarterektomie, spočívající v mechanickém odstranění ateromu a následným zprůchodněním tepny. [15]

Kapitola 3

Dopplerovská ultrasonografie

V této kapitole jsou popsány hlavní principy ultrazvuku, respektive ultrasonografie se zaměřením právě na DU, a to na konkrétním případu, který se využívá v praxi – společně krkavici a jejích dvou rozvětvených tepnách (vnitřní krkavici a vnější krkavici).

Dopplerovská ultrasonografie je neinvazivní diagnostická metoda užívaná v mnoha oborech¹, především v medicíně², a to na vyšetření ateroskleróz v krčních tepnách, která je druhou nejčastější příčinou úmrtí nebo trvalé invalidity na světě, vztáhne-li se úmrtí následkem aterosklerózy obecně, jedná se o absolutně nejčastější příčinu úmrtí na světě. [33]. To je jedním z důvodů vytvoření předložené práce, jelikož zdokonalování vyšetření a metod pro rozpoznání zmíněných nemocí je potřebné pro snížení počtu zemřelých jejich následkem.

3.1 Ultrasonografie

Ultrasonografie je lékařské vyšetření postavené na principu vysílání vysokofrekvenčních ultrazvukových vln. Zvuk je mechanické vlnění, které lze kvantifikovat pomocí vztahu 3.1:

$$p_a = vZ, \quad (3.1)$$

kde p_a je akustický tlak ($[p_a] = \text{Pa}$), v představuje rychlost krve ($[v] = \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) a Z je akustická impedance prostředí ($[Z] = \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$), což je veličina popisující vzájemné působení (interakci) ultrazvuku a prostředí, kterým vlnění proniká. [23] Pro homogenní prostředí platí rovnice 3.2:

$$Z = \rho c, \quad (3.2)$$

kde ρ vyjadřuje hustotu média, kterým se ultrazvuk šíří ($[\rho] = \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$), a c představuje rychlost ultrazvuku v daném prostředí ($[c] = \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$). Pro lepší představu hodnot akustické impedance v různých typech tkáně slouží tabulka 3.1.

¹Kromě medicíny je využíván také např. v hydromechanice.

²DU se využívá především v neurologii, angologii, kardiologii, nefrologii či chirurgii.

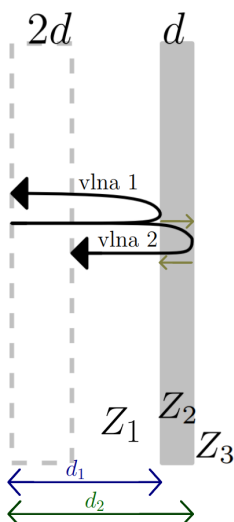
tkáň	$Z [\times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}]$	$c [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]$	$\alpha_e [\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}]$
krev	1,50	1 580	0,2
kost	7,88	3 500	10,0
sval	1,60	1 560	1,1
tuk	1,38	1 480	0,6

Tabulka 3.1: Tabulka hodnot akustické impedance v různých typech tkání (při teplotě 37°C); rychlostí zvuku v daných tkáních a hodnot koeficientu extinkce (popsáno níže). Data převzata z [23].

Pro výpočet nejen frekvence f ($[f] = \text{Hz} = \text{s}^{-1}$), resp. periody T vysílané vlny, ale i vlnové délky λ ($[\lambda] = \text{m}$) slouží vztah 3.3:

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT. \quad (3.3)$$

Odtud tedy vyplývá, že při konstantní vlnové rychlosti c a zvyšující se frekvenci f se vlnová délka λ zkracuje. Při vyšší frekvenci je tedy rozlišení kvalitnější (čím kratší vlnová délka, tím kvalitnější obraz), přičemž kvalita systému se nezmění. Chování vlny se liší v závislosti na tom, jakými prostředími prochází (obr. 3.1). [23]



Obrázek 3.1: Schéma odrazu a přenosu zvukových vln na základě rozdílných impedancí. Námět převzat z [23].

Zde je možno pozorovat, že na hranici dvou různých oblastí s odlišnými akustickými impedancemi ($Z_1 \neq Z_2 \neq Z_3$) se vlny částečně odraží a částečně přenášejí. Částice na obou stranách rozhraní jednotlivých akustických impedancí Z_1 a Z_2 mají stejnou rychlost a působí na ně stejný tlak. Vlna také při styku s rozhraním mezi impedancemi neztrácí svoji energii. [23] Z těchto předpokladů lze sestavit rovnici pro koeficienty odrazu (γ_o):

$$\gamma_o^2 = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (3.4)$$

a přenosu (γ_p):

$$\gamma_p^2 = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}. [13]^3 \quad (3.5)$$

Zároveň pro γ_o^2 a γ_p^2 platí:

$$\gamma_o^2 + \gamma_p^2 = 1 \Leftrightarrow \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} + \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} = 1. \quad (3.6)$$

Výše uvedené vztahy kvantifikují odražený nebo přenášený tlak vůči tlaku dopadajícímu. Odtud tedy vyplývá, že homogenní pole nevykazuje žádnou odrazivost. Odraz se vyskytuje pouze v případě, kdy je rozhraní oblasti, kudy prochází, několikanásobně větší než délka vysílané vlny λ . V opačném případě je vlnová délka přenesena do všech směrů, což se označuje jako **rozptyl**. Ve většině tkání dochází k oběma zmíněným jevům současně. [23] Vysílání ultrazvuku je ale také doprovázeno jeho pohlcováním, veličina popisující míru pohlcování se nazývá **koeficient extinkce** a značí

³Ve zdroji [23] je vzorec pro výpočet koeficientu odrazu uveden chybně, jelikož nesedí jednotková analýza, proto bylo třeba využít jiný článek.

se α_e ($[\alpha_e] = \text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$). Akustická impedance a koeficient extinkce jsou si veličiny blízké (z hlediska jejich definic), ale přesto rozdílné, jak ukazuje tab. 3.1. Z jednotky koeficientu extinkce je zřejmé, že závisí na frekvenci – při vyšších frekvencích je vlna více tlumena, proto se frekvence při vyšetření mění v závislosti na hloubce, ve které je třeba vyšetření. Platí, že čím nižší je frekvence, tím větší hloubka bude zabírána. Obecně také platí, že při ultrazvukovém vyšetření se využívá frekvenční rozsah v rozmezí 2–40 MHz.⁴ [23]

Při vysílání vlny sondou se však některé z nich mohou odrážet vlivem odporu prostředí, a ovlivňovat tak výsledky diagnózy. Z tohoto důvodu se na místo vyšetření nanáší gel, který má hodnotu akustické impedance velmi blízkou hodnotě tkáně, čímž nemá pro ultrazvuk tak velký odpor prostředí, díky čemuž není informace o rychlosti natolik zkreslena. [23]

3.1.1 Ozvěna ultrazvuku (echo)

V ultrasonografii existuje také jev, který se nazývá ozvěna (echo). Zmíněný jev je způsoben právě odražením a pronikáním zvukových, v tomto případě ultrazvukových (UZ), vln různými typy prostředí. Rychlost c závisí na vzdálenosti (resp. hloubce), kterou vlna urazí (Δd), a tomu odpovídajícím čase (Δt). [23]

V ideálním stavu je rychlost ultrazvuku v krvi c konstantní, tedy $c = 1580 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Vysílaná vlna prochází i přes kůži, tukovou a svalovou tkáň, které její rychlost zanedbatelně mění. To umožňuje využívat režim odrazu⁵ zakládající se na vysílání ultrazvukových vln, jež se poté odrazí od nehomogenního prostředí a jsou zpětně snímány. V obrázku 3.1 je však uvedena vlna, která se na první hranici rozdělí na dvě – vlna 1 se odrazí od prvního rozhraní mezi Z_1 a Z_2 , zatímco vlna 2 pronikne a odrazí se až na rozhraní Z_2 , Z_3 . První vlna urazí vzdálenost d_1 za čas t_1 , zatímco druhá vlna pronikne vrstvou s akustickou impedancí Z_2 se vzdáleností d_2 za čas t_2 . [23] Pro vzdálenost d_2 tedy platí:

$$d_2 = d_1 + 2d. \quad (3.7)$$

Rychlost UZ přes jednotlivé prostředí je stejná z důvodu podobnosti prostředí Z_1 , Z_2 , Z_3 , z čehož plyne:

$$c = \frac{d_1}{t_1} = \frac{d_2}{t_2}. \quad (3.8)$$

V rovnici 3.8 je rychlost c uvedena pro obě zmíněné vlny. [23] Dosadí-li se vzdálenosti, které vlny 1 a 2 urazí (d_1 a d_2) do rovnice 3.7, získá se:

$$\begin{aligned} d_2 &= d_1 + 2d \\ ct_2 &= ct_1 + 2d \\ c(t_2 - t_1) &= 2d \\ c &= \frac{2d}{t_2 - t_1} = \frac{2d}{\Delta t}. \end{aligned}$$

⁴Hranice slyšitelnosti lidského ucha je v rozmezí 0,016 kHz až 20 kHz, 2–40 MHz (tzv. ultrazvuková frekvence) tedy leží výrazně za touto hranicí. [26]

⁵Např. v röntgenovém vyšetření se využívá režim přenosu, který spočívá v užívání přenášených vln pro vytvoření obrazu. Ovšem pro ultrasonografii by se vlivem difrakce (ohýbání) vln, vysokého koeficientu extinkce a akustické impedance lebky stal obraz téměř nevyužitelným. [23]

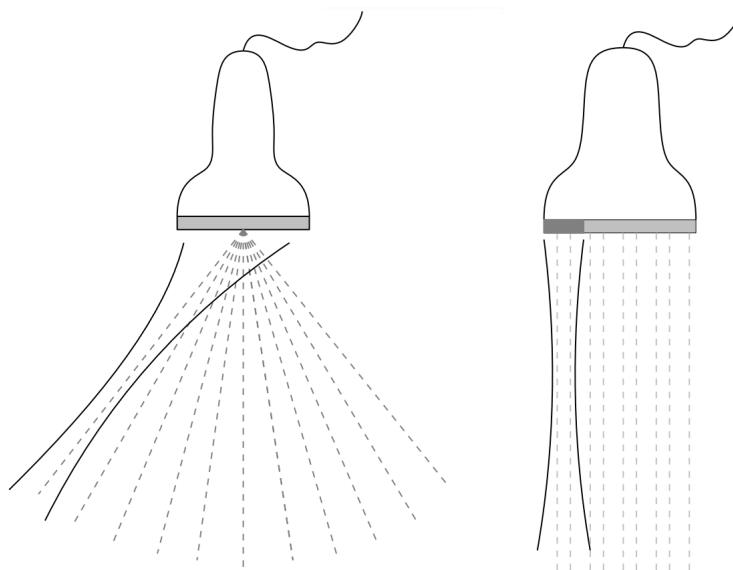
3.1.2 Transduktory (převodníky)

Každý vysílaný signál je produkován určitým vysílačem. V případě ultrazvuku to jsou tzv. **piezoelektrické transduktory**, které fungují na principu převodu elektrické energie v energii akustickou a obráceně. V současné době existuje více druhů těchto převodníků, nejjednodušším je plochý diskový snímač využívaný pro transkraniální Dopplerovské vyšetření⁶, kdy je méně důležitá změna směru (orientace) a polohy paprsku. Avšak práce s uvedeným zařízením si vyžaduje určité znalosti a praxi. Z tohoto důvodu byla vytvořena sofistikovanější a na praxi jednodušší pole – fázové a lineární (obr. 3.2). [23]

Fázové pole má šířku a výšku přibližně 30 vlnových délek. V šířkovém pásmu (přes rovinu skenování) se nachází 64 prvků (vysílačích elementů), přičemž šířka jednoho elementu je menší než vlnová délka. Z tohoto důvodu bude každý z oněch prvků rozptylovat vysílané vlny. Výsledkem je tedy sektorový obraz⁷, který má ovšem malý půdorys, což se v praxi uplatňuje např. při vyšetření srdce či plic v mezižebním prostoru. [23], [30]

Lineární pole je na rozdíl od pole fázového širší a delší (od 128 do 256 prvků), kdy se šířka přibližně rovná vlnové délce. Výsledný obraz poté ale není sektorovaný, ale elongovaný (protáhlý), díky čemuž je vhodný pro použití v měkkých tkáních (především při diagnostice břicha) a povrchových místech.

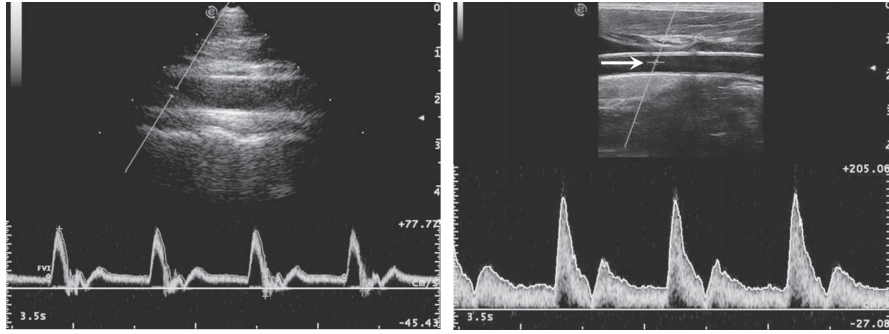
Během vyšetření uvedenými sondami poté vznikají dva různé obrazy – fázový a lineární (obr. 3.3), celý proces vzniku obrazu je podrobněji dále v textu. [23], [30]



Obrázek 3.2: Fázová sonda (vlevo) a lineární sonda (vpravo) vyznačující směry vysílání paprsků. Tvarování paprsků závisí na nastaveném poli a způsobu aktivace prvků snímače. Námět převzat z [30].

⁶Ultrasonografické vyšetření mozkových tepen.

⁷Sektorový obraz je obraz, který má tvar kruhové výseče – obr. 3.3 vlevo.

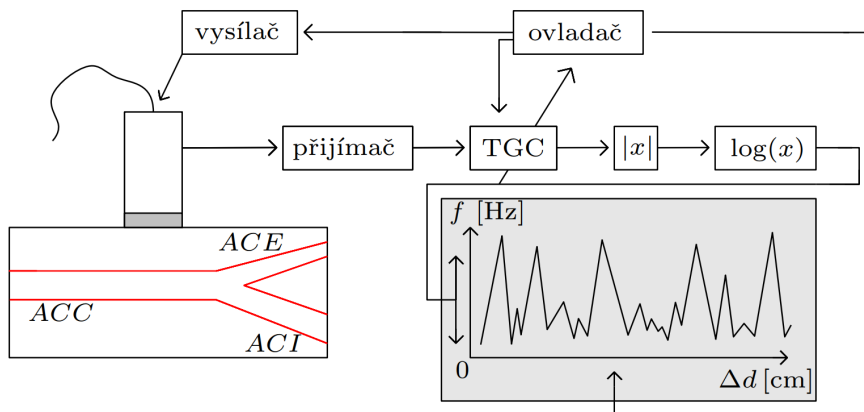


Obrázek 3.3: Fázový obraz ACC vzniklý využitím fázovou sondou (vlevo), kdežto použitím lineární sondy (vpravo) vzniká obraz lineární. Šipkou je znázorněn kurzor, přičemž napříč obrazem vede bílá tenká linie – tzv. Dopplerova linie. Fotografie převzaty z [23].

3.1.3 Generování obrazu

Již bylo vysvětleno, jak jsou vlny vysílány a nyní je nutné z těchto vln vytvořit obraz (sonogram). Princip se zakládá na přijímání radiofrekvenčního signálu (RF), který se vypočítá jako suma všech prvky přijatých signálů. Také již bylo řečeno, že vlny jsou zeslabovány pohlcováním a odrazy, což musí být kompenzováno zesilovači, které je zesilují v závislosti na čase (čím více času uběhne od vyslání vlny, tím více je potřeba zesílení). Proces zesilování se také nazývá kompenzace časového zisku (angl. time gain compensation – TGC). Dále platí, že s kratší vlnovou délkou roste také kvalita výsledného obrazu. Avšak frekvence, respektive hodnoty frekvence jsou značně vysoké, proto je nutné, aby byla každá hodnota zlogaritmována, a tím se tak zabrání zkreslení vlivem enormně vysokých hodnot. [30]

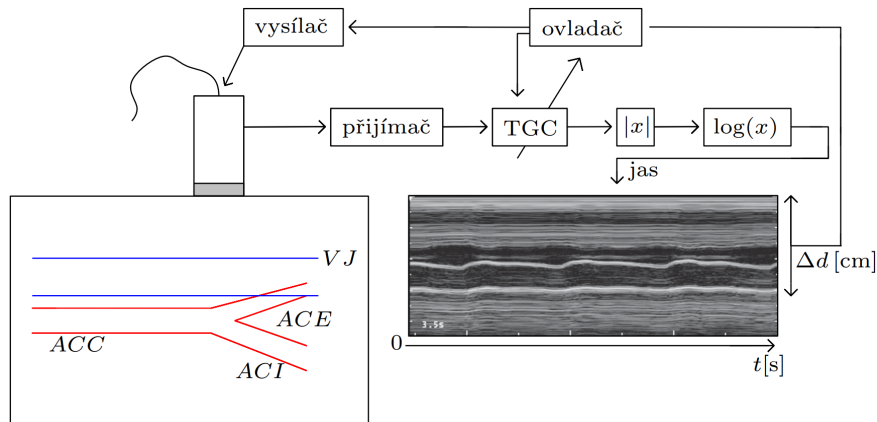
Zobrazení amplitudy RF signálu oproti hloubce se označuje jako **A-mód** (A-amplituda) – obr. 3.4. [23], [30]



Obrázek 3.4: Vznik obrazu pomocí A-módu. Logaritmičticky upravená frekvenční křivka f je závislá na hloubce Δd . Námět převzat z [30].

V A-módu je ovladačem vysílána diagnostikem zadaná frekvence, kterou vysílá vysílač do tkáně. Přijímač poté zpracuje získané vlny, jež musí přejít přes TGC. Získaná data jsou zlogaritmována, a výsledný obraz tak zaujímá pouze závislost frekvence f na změně hloubky Δd . Jedná se tedy pouze o jednorozměrné (1D) zobrazení. [30] A-mód je vhodný mj. na vyšetření močového měchýře (*vesica urinaria*). [19]

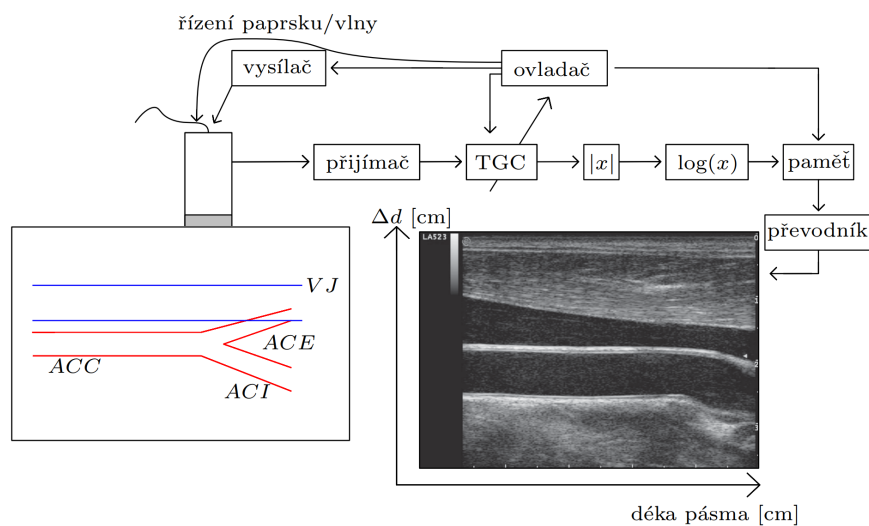
Další pokročilejší metodou je tzv. **M-mód** (M – motion, neboli pohyb), který na rozdíl od A-módu odhaluje také dynamické rozhraní – obr. 3.5.



Obrázek 3.5: Vygenerování obrazu pomocí M-módu. V levém dolním rohu je schéma společné krkavice a její větve, nad nimiž vede hrdelní žíla (*vena jugularis*) – VJ. Vložená fotografie převzata z [23], námět z [30].

Proces vytvoření obrazu v M-módu je identický s A-módem, avšak A-mód je ve frekvenční doméně, kdežto M-mód v časové. Tato zobrazovací metoda slouží např. pro záznam pohybu srdeční chlopně apod.

U obou módů si lze všimnout, že výsledný obraz neodpovídá požadovanému výsledku, neboť nezobrazují 2D obraz, nýbrž 1D (tyto módy jsou tedy zastaralou metodou). V současné době se spíše využívá tzv. **B-mód** (B – brightness, neboli jas) – obr. 3.6, který je odvozen od A-módu. Obraz je konstruován juxtapozicí (skládáním těsně vedle sebe) velkého počtu řádků, kdy jeden řádek představuje jeden echogram v A-módu. [30]



Obrázek 3.6: Vznik obrazu pomocí B-módu. Na rozdíl od předešlých módů jsou paprsky řízeny nejen vysílačem, ale také ovladačem, což umožňuje měnit vysílanou frekvenci paprsků. Vložená fotografie převzata z [23], námět z [30].

Různé řádky jsou získány buď pohybem snímače tak, aby cesty šíření ultrazvuku vždy zůstaly ve stejné rovině, nebo použitím pole snímačů, což umožňuje prozkoumat několik řádků bez pohybu pole. Kvůli nízké echogenitě krve se jeví jako černá, čímž s vyšší odrazivostí daného místa roste jasnost odpovídajících pixelů. Lze tedy i na černobílém obrázku odlišit, o jakou strukturu se jedná – krev oproti tepně či tkáni, ale pouze s jistými anatomickými znalostmi. [30]

Pro tuto práci je B-mód nejpodstatnější, neboť se v něm zobrazuje i DU, konkrétně **barevná Dopplerovská ultrasonografie** (viz níže).

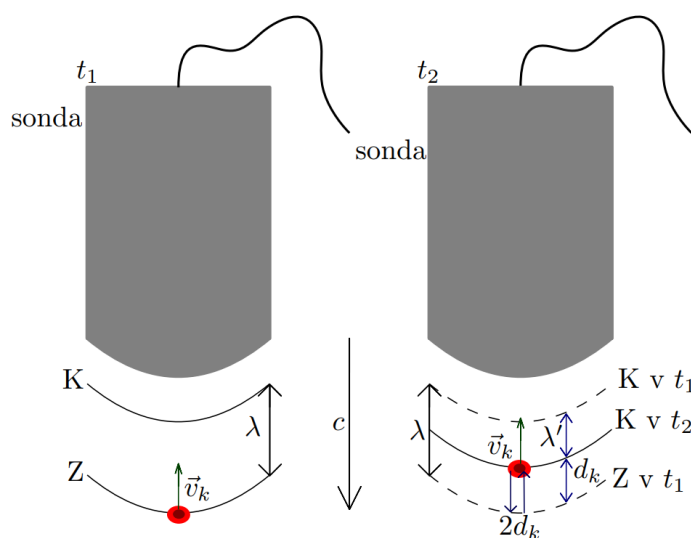
3.2 Obecný princip Dopplerovské ultrasonografie

Dopplerovská ultrasonografie je diagnostická metoda postavená na Dopplerově jevu za užití ultrazvukových vln v rozmezí 2–10 MHz⁸. [7] Princip se zakládá na rozdílu frekvencí odeslané f_o a přijímané vlny f_p , který je zapříčiněn pohybem pozorovaného objektu (erytrocytu). Pro lepší porozumění a následné odvození rovnice pro výpočet rychlosti krve v je uveden praktický příklad:

Sonda vysílá frekvenci f_o a přijímá frekvenci f_p , které se šíří rychlostí c , a erytrocyt se pohybuje s určitou rychlostí v_k (obr. 3). Rozdíl přijaté a odeslané frekvence udává vztah 3.9:

$$f_D = f_p - f_o, \quad (3.9)$$

kde f_D představuje tzv. frekvenční (Dopplerovský) posuv. Nyní jsou uvažovány dva po sobě jdoucí okamžiky, ve kterých se pozoruje jedna vyslaná vlna s vlnovou délkou λ (obr. 3.7). První okamžik popisuje vyslání ultrazvukové vlny, zatímco druhý stav, kdy se konec vlny setká s erytrocytem. Čas, za který se konec vlny střetl s erytrocytem je pro vlnu i erytrocyt stejný ($t_1 - t_2 = t$), jelikož je sledováno chování vlny, je čas nahrazen periodou ($t = T_p$). [23]



Obrázek 3.7: Schéma dvou po sobě jdoucích okamžiků, přičemž v prvním dochází k prvotnímu kontaktu vyslané vlny s erytrocytem. V druhé situaci je znázorněno posunutí červené krvinky směrem k sondě a posunutí vyslané vlny směrem k ní. Symboly K a Z značí konec a začátek vyslané vlny.

⁸Každý přístroj má vysílaný signál jiný, z toho důvodu je tato hodnota čistě orientační (mj. závisí také na nastavení ovladače) – viz poznámka pod čarou na straně 19.

Dále je znázorněna řeckým písmenem λ vlnová délka, přičemž vlnová délka λ' je její zkrácení o vzdálenost d_k , o kterou se krvinka přiblíží k sondě:

$$\lambda' = \lambda - d_k. \quad (3.10)$$

Vlna je vysílána s určitou periodou T_p , která značí okamžik, kdy se vlna a erytrocyt střetnou. Zatímco se erytrocyt s rychlostí v_k přiblížil o d_k , vlna pohybující se rychlostí c se přiblížila o vzdálenost λ' (v tomto okamžiku dochází ke střetu – vztah 3.11)

$$T_p = \frac{\lambda'}{c} = \frac{\lambda - d_k}{c} = \frac{d_k}{v_k}. \quad (3.11)$$

Vyjádrí-li se tato vzdálenost samostatně, vzniká:

$$d_k = \frac{\lambda v_k}{c + v_k}. \quad (3.12)$$

Ze znalosti závislosti periody na frekvenci (perioda je převrácenou hodnotou frekvence) vyplývá:

$$f_p = \frac{1}{T_p} = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{\lambda - d_k}. \quad (3.13)$$

Jelikož se erytrocyt přiblíží k sondě o d_k a vlna se přiblíží k němu o λ' , je nutné znovu zkrátit vlnovou délku λ' , neboť ve skutečnosti krvinka „ušetří“ vlně vzdálenost $2d_k$ (viz obr. 3.7, analogie s obr. 3.1):

$$f_p = \frac{c}{\lambda' - d_k} = \frac{c}{\lambda - 2d_k}. \quad (3.14)$$

Úvodní vztah 3.9 se nyní využije na odvození výsledné frekvence f_D při zavedení předešlých vztahů:

$$f_D = f_p - f_o \Rightarrow f_p = f_D + f_o. \quad (3.15)$$

Dosazením vztahu 3.14 do rovnice 3.15 se získá:

$$f_p = f_D + f_o = \frac{c}{\lambda - 2d_k}. \quad (3.16)$$

Postupným dosazováním předešlých rovnic vzniká:

$$f_D + f_o = \frac{c}{\lambda - 2\frac{\lambda v_k}{c+v_k}} = \frac{c}{\frac{\lambda(c+v_k) - 2\lambda v_k}{c+v_k}} = \frac{c}{\frac{\lambda c - \lambda v_k}{c+v_k}} = \frac{c}{\frac{\lambda(c-v_k)}{c+v_k}} = \frac{c(c+v_k)}{\lambda(c-v_k)} \quad (3.17)$$

$$= \frac{\lambda f_o (\lambda f_o + v_k)}{\lambda (\lambda f_o - v_k)} = \frac{f_o (\lambda f_o + v_k)}{\lambda f_o - v_k} \quad (3.18)$$

$$f_D = f_o \left(\frac{\lambda f_o + v_k}{\lambda f_o - v_k} \right) - f_o = f_o \left(\frac{\lambda f_o + v_k}{\lambda f_o - v_k} - 1 \right) = f_o \left(\frac{\lambda f_o + v_k - (\lambda f_o - v_k)}{\lambda f_o - v_k} \right) \quad (3.19)$$

$$= f_o \frac{2v_k}{\lambda f_o - v_k} = \frac{2f_o v_k}{c - v_k} \quad (3.20)$$

V rovnici 3.19 je ve jmenovateli zlomku rychlost šíření vlny odečítána rychlostí krve v . Avšak v porovnání jejich velikostí lze rychlost krve zanedbat a ponechat tedy pouze rychlost šíření vlny, čímž se získá:

$$f_D = \frac{2f_o v_k}{c}. \quad (3.21)$$

Avšak DU zachytí pouze průmět rychlosti erythrocytu v_p do směru, pod kterým je vlna vysílána (obr. 3.8), frekvence je tedy ovlivněna pouze touto složkou a informace o rychlosti v pozorovaném místě je neúplná. Z tohoto důvodu je nutno zavést korekci pomocí úhlu β .⁹ Závislost rychlosti krvinky na průmětu rychlosti v_p a úhlu β udává následující vztah:

$$\cos \beta = \frac{v_p}{v_k} \Rightarrow v_p = \cos \beta \cdot v_k \quad (3.22)$$

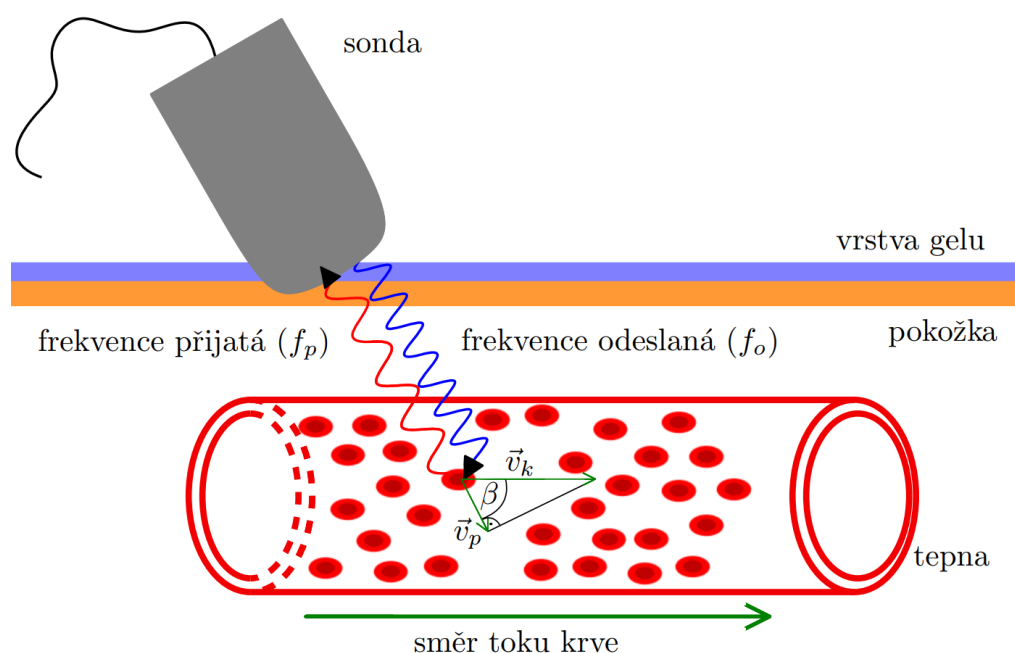
Po zavedení rovnice 3.22 do vztahu 3.21 vzniká **Dopplerova rovnice**:

$$f_D = \frac{2f_o v_p}{c} = \frac{2f_o v_k \cos \beta}{c}. \quad (3.23)$$

V praxi jsou však kromě rychlosti krve¹⁰ všechny ostatní veličiny známé, čímž vzniká vztah:

$$v_k = v = \frac{f_D c}{2f_o \cos \beta}, \quad (3.24)$$

který kvantifikuje Dopplerův posuv f_D , jehož hodnota v tomto případě vyjde kladná (viz obr. 3.7). [23] Naměří-li se však hodnoty f_D záporné, přijímaná vlna má nižší frekvenci (vlnová délka se prodlužuje), a musí tak urazit větší vzdálenost (čas střetu erythrocytu s vlnou T_p se prodlouží).¹¹ To značí, že proudění krve je směrem od sondy. Celé schéma funkce Dopplerovské ultrasonografie je zachyceno na obrázku 3.8.



Obrázek 3.8: Schéma principu Dopplerovské ultrasonografie.

⁹Tento úhel je někdy označován jako tzv. Dopplerovský úhel, který představuje úhel mezi směrem toku krve a směrem vyslané vlny. Jeho hodnota by v zájmu spolehlivosti neměla přesáhnout 60° . [7]

¹⁰Rychlost krve v daném místě v se rovná rychlosti odpovídající krvinky v_k .

¹¹Vlnová délka λ' se prodlouží o d_k , tudíž musí vlna urazit její dvojnásobek (viz rovnice 3.10 a 3.14).

Pro lepší porozumění hodnotě Dopplerovského posuvu f_D je dán jednoduchý příklad:

Nechť je sonda vysílající ultrazvukové vlny s frekvencí 5 MHz o rychlosti $1580 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Sonda svírá s pokožkou úhel 60° a rychlost toku krve činí $30 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ (obvyklá hodnota pro krkavici [12]). Při dosazení do vztahu 3.23 se vypočítá Dopplerův posuv f_D :

$$f_D = \frac{2f_o v \cos \beta}{c} = \frac{2 \cdot 5 \cdot 10^6 \text{ Hz} \cdot 30 \cdot 10^{-2} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \cos(60^\circ)}{1580 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}} \doteq 949 \text{ Hz}$$

Hodnota Dopplerova zdvihu je zde přibližně 1 kHz, z čehož plyne, že rozdíl vyslané a přijaté vlny je v porovnání s hodnotou f_o malý, nikoliv však zanedbatelný.

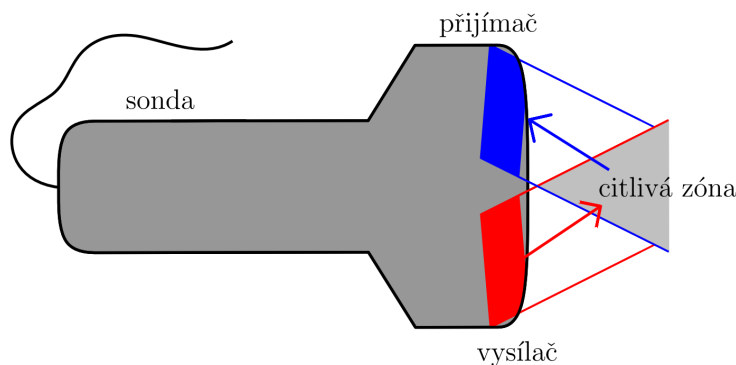
Veličinou, která má vliv na diagnostiku, je kromě Dopplerovského úhlu **akustická impedance** (zavedená vztahem 3.1, str. 17). V některých případech, např. při vyšetření jater či transkraniálním (vnitrolebečním) vyšetření cév, se pro vyšší echogenitu (zviditelnění cévy) používají **echokontrastní látky** – plynové mikrobubliny, jejichž velikost se pohybuje od $1 \mu\text{m}$ do $10 \mu\text{m}$, což umožňuje jejich snadný průnik do krevního řečiště po intravenózní (vnitřilní) aplikaci. [4]

3.3 Systémy Dopplerovské ultrasonografie

V dnešní době existují hlavní 2 systémy DU – kontinuální Dopplerovské systémy (angl. continuous wave Doppler systems), pulzní DS (pulsed Doppler systems) a z něj odvozený barevný DS (color Doppler system), které se liší, jak z jejich názvu vypovídá, způsobem vysílání vln.¹²

3.3.1 Kontinuální Dopplerovské systémy - CW mód

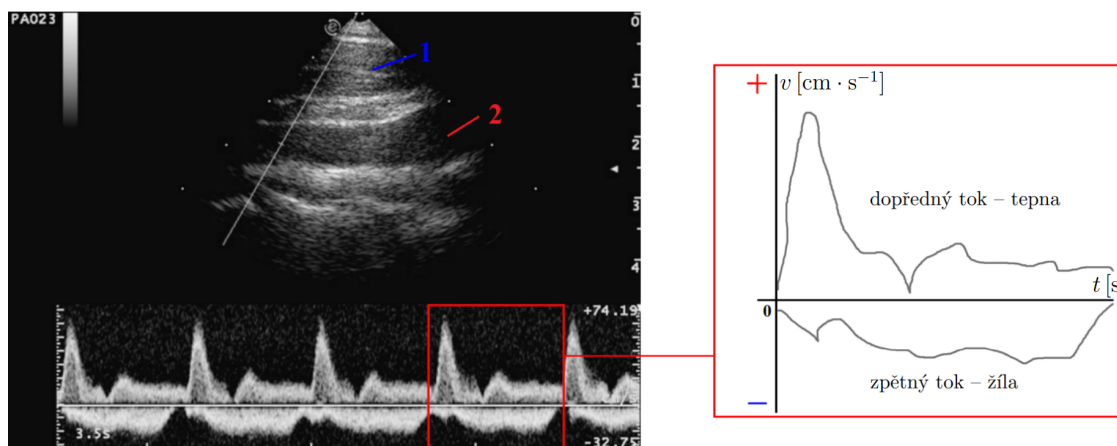
Jedná se o technicky jednodušší systém než systémy ostatní. V CW sondě (obr. 3.9) se nachází dva krystaly (snímače); jeden snímač slouží jako vysílač vln, druhý jako jejich přijímač. Tyto elektroakustické měniče jsou navzájem skloněny pod velmi tupým úhlem tak, aby se oba signály (vysílaný a přijímaný) překrývaly v tzv. **citlivé zóně** (oblasti zájmu – např. krční tepně). Vysílané ultrazvukové vlny jsou nepřetržité a detegují frekvenčně posunutý signál – Dopplerův posuv (f_D). [6]



Obrázek 3.9: Sonda využívaná při vyšetření prostřednictvím CW módu.

Při počátku vyšetření se vytvoří obraz, který se nazývá **spektogram** (obr. 3.10).

¹²Při diagnostice se ve většině případů používá kombinace uvedených metod.



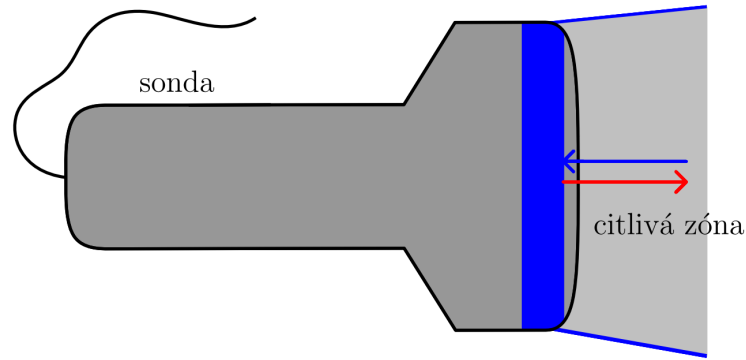
Obrázek 3.10: CW spektrogram. V horních dvou třetinách je možno pozorovat fázový snímek hrdelní žíly (1) a společné krkavice (2). Červeným čtvercem je zvýrazněn **graf rychlostní vlny** v závislosti na čase, která má kladnou a zápornou hodnotu. Kladná platí pro tok dopředný, tzn. míří k sondě – v tomto případě **tepna**, naopak záporné rychlosti platí pro tok od sondy, je tedy zpětný – **žíla**. Snímek převzat z [23], upraveno.

Mezi hlavní výhody CW módu (v porovnání s PW módem) lze jmenovat, že vyšetření je snadnější a rychlejší¹³ díky své vysoké citlivosti. Může být použit k záznamu velmi vysokých rychlostí proudění a tím k analýze maximální rychlosti proudění s velkou přesností. Nevýhodou však zůstává, že bez znalosti anatomie nelze s jistotou určit konkrétní místo snímání a také není možné bezpečně stanovit přesnou rychlost v konkrétní cévě, neboť ultrazvukové vlny pronikají celou tkání i přes více cév. CW mód se dnes využívá k vyšetření povrchových cév (většinou nohou). V kombinaci s jinou metodou slouží jako směrový údaj (o dopředném či zpětném toku). [23], [32]

3.3.2 Pulzní Dopplerovské systémy – PW mód

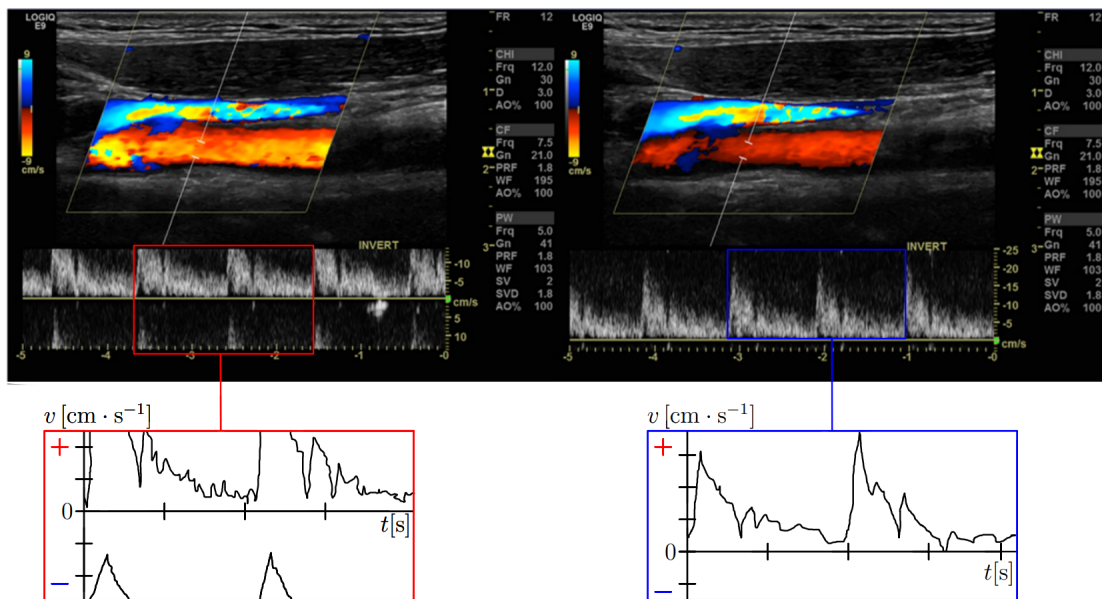
Pulzní DS umožňují, na rozdíl od CW módu, určit přesné místo, respektive hloubku, měření. Jinými slovy si lékař může kurzorem sám zvolit vzorkovací objem, který chce vyšetřit (na základě B-módu), což činí PW mód více flexibilní. Lze ale měřit jen rozměr (délku) vzorkovacího objemu ve směru shodném s šířením ultrazvukového vlnění. PW sonda (obr. 3.11) je odlišná od sondy užívané při CW módu. Zde se nachází pouze jeden piezoelektrický převodník, který plní roli vysílače i přijímače. Vlny jsou vysílány a přijímány stejným směrem ve formě krátkých impulzů ultrazvukového vlnění, které se šíří po určitý čas, dokud se neodrazí od erytrocytů a nevrátí se zpět za stejnou dobu, ale s jinou frekvencí. Frekvence opakování pulzů (PRF) je omezená, proto nejsou ozvěny jednoho pulzu zaměňovány s ozvěnami dalšího. PRF ale musí být dostatečně vysoká, aby bylo možné odhadnout nejvyšší maximální rychlosti. [23], [32]

¹³Z tohoto důvodu se nejčastěji využívá pro rychlé vyšetření průchodnosti cévy. Například během urgentní pomoci pacientovi s mrtvicí není nutné znát rychlost krve, nýbrž stav tepny, zda-li je stále průchodná. [7]



Obrázek 3.11: Sonda využívaná při vyšetření prostřednictvím PW módu.

PW mód však nedokáže přesně měřit vysoké rychlosti toku krve, což může způsobovat tzv. **aliasing**, který se projevuje zobrazením určité části rychlostní křivky (špičky) v opačné oblasti grafu (obr. 3.12). Aliasing lze redukovat tak, že se sníží oblast nulové linie, čímž se zvýší rozsah měření, ale pouze do určité míry. Překročí-li rychlost určitou hranici (danou rychlostní škálou v příslušném zařízení), není možné aliasing zredukovat. [7]



Obrázek 3.12: Aliasing (vlevo) a jeho redukce snížením nulové linie (vpravo). Obrázek převzat z [29], upraveno.

Barevný Dopplerovský systém (CD mód)

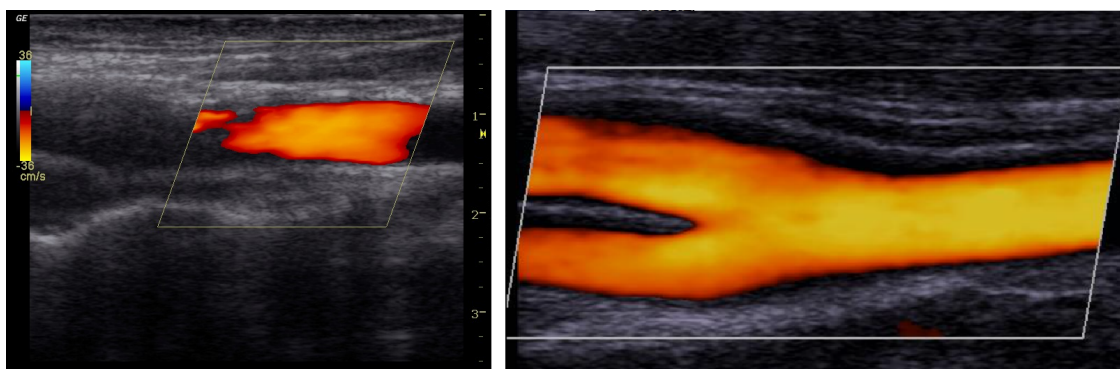
Barevný Dopplerovský systém je ze všech předešlých systémů nejvyužívanější, neboť kromě rychlosti ukazuje také směr (dopředný a zpětný) pomocí barev na škále od modré po žlutou¹⁴. Také je nejdůležitější pro praktickou část této práce, neboť sonogram z barevného Dopplerovského systému je zpracován a následně je z něj tvořena průtoková vlna. Jak již

¹⁴Obvykle jsou hodnoty modré pro tok směrem od sondy a žlutočervené hodnoty pro tok k sondě. Jak je možno pozorovat z obrázku 3.12, kde je tomu přesně naopak, záleží na nastavení systému.

bylo řečeno v paragrafu 3.1.3 (str. 21), sonogram CD je tvořen prostřednictvím B-módu. [23]

Princip zobrazení rychlosti v každém pixelu obrazu je totožný s PW módem, ale od roku 1980 docházelo k četným metodickým a technologickým vylepšením. V současné době je již možné získat vizualizace map toku v reálném čase (obr. 3.13 – vlevo), díky čemuž může být na klinických systémech zobrazeno více režimů současně. CD je nyní nejčastěji využíván při diagnostice kardiovaskulárních onemocnění, především aterosklerózy. Odhad rychlosti je však méně přesný než u PW módu, jelikož každý pixel je založen na omezeném počtu vzorků. Lékaři si také musí být vědomi Dopplerovského úhlu, který je stejný v celé oblasti zájmu, zatímco cévy mohou mít různé orientace. [23]

Jednou z dalších variant barevného DS je tzv. energetický Dopplerovský systém (power Doppler – PD), jehož princip je podobný s CD režimem, ale nezobrazuje směr. Zaznamenává pouze hodnoty rychlostí, díky čemuž je vhodný pro zjištění vaskularizace, tj. „míry prokrvení“ v malých tkáních (např. ledvin, placenty apod.). [32]



Obrázek 3.13: Sonogram v režimu CD (vlevo), kdy je znázorněn kromě údajů o rychlosti v daných místech také směr toku (na škále je rychlost v intervalu od $-36 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ do $36 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$), přičemž dopředný tok je znázorněn modrou barvou a zpětný tok naopak barvou žlutooranžovou. Vpravo se nachází obraz v energetickém Dopplerovském systému. Snímek vlevo byl pořízen v Nemocnici u Svaté Anny v Brně, snímek vpravo převzat z [1].

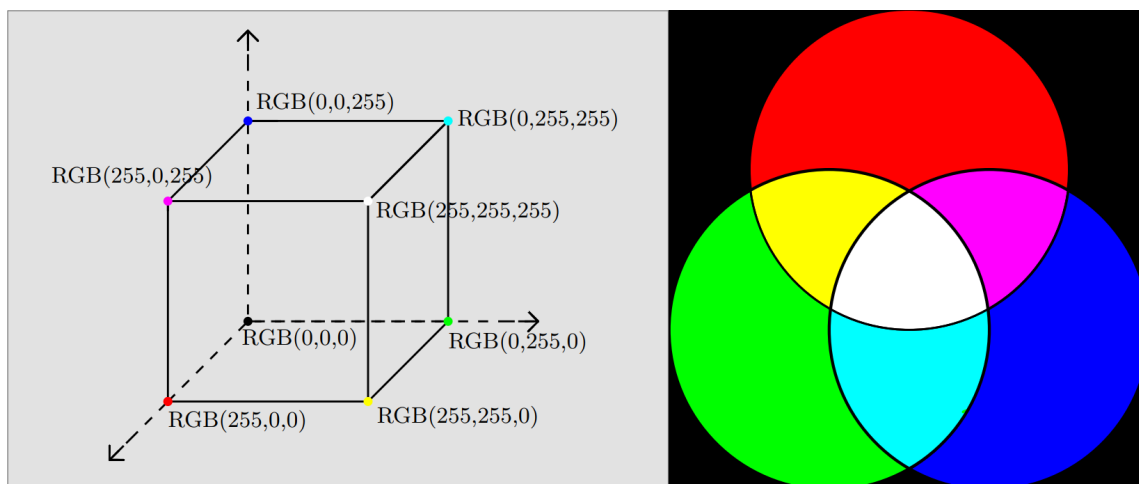
Kapitola 4

Praktická část

První podkapitola praktické části se zabývá popisem základních parametrů v RGB obrázcích. Jejím hlavním cílem je však podkapitola druhá, tedy podrobné zpracování sonogramu v programu MATLAB – informace o aktuálním průtoku a smykovém napětí na stěně diagnostikované tepny. Zároveň také porovnává zjištěné hodnoty mezi různými místy na tepně, navíc jsou porovnány dřívější snímky se snímky, které byly zaznamenány na nově pořízeném DU přístroji disponující modernějším vybavením.

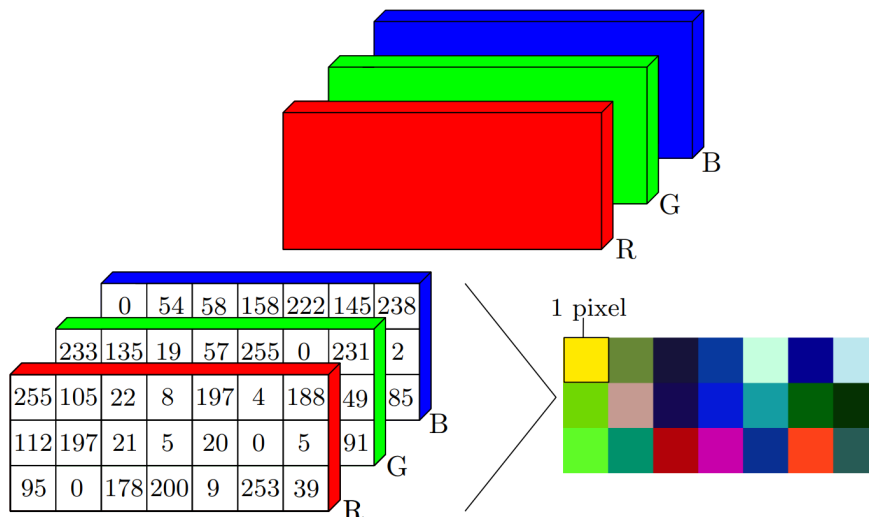
4.1 RGB obrázek

RGB, neboli „red, green, blue (červená, zelená, modrá)“ je jeden z mnoha způsobů míchání barev.¹ Tento aditivní („skládací“) systém se využívá především pro barevné monitory a jakékoli jiné projektory, které vyzařují světlo bez přijímání světla jiného. Hraniční hodnoty a barvy lze vyjádřit pomocí jednoduchého schématu krychle (obr. 4.1). Každá hodnota RGB je vyjádřena celým číslem v rozmezí $\langle 0-255 \rangle$. Kombinací tří čísel ve zmíněném rozmezí je určena jedna konkrétní barva pro jeden konkrétní pixel. Jednotlivé skládání si je možno představit obrázkem 4.2. [18]



Obrázek 4.1: Anatomie hraničních RGB hodnot v 3D modelu krychle (vlevo). Vpravo schéma základních tří barev při vzájemné kombinaci. Námět převzat z [18].

¹Dále se uvádí např. CMYK, který se využívá v různých barevných tiskárnách apod.

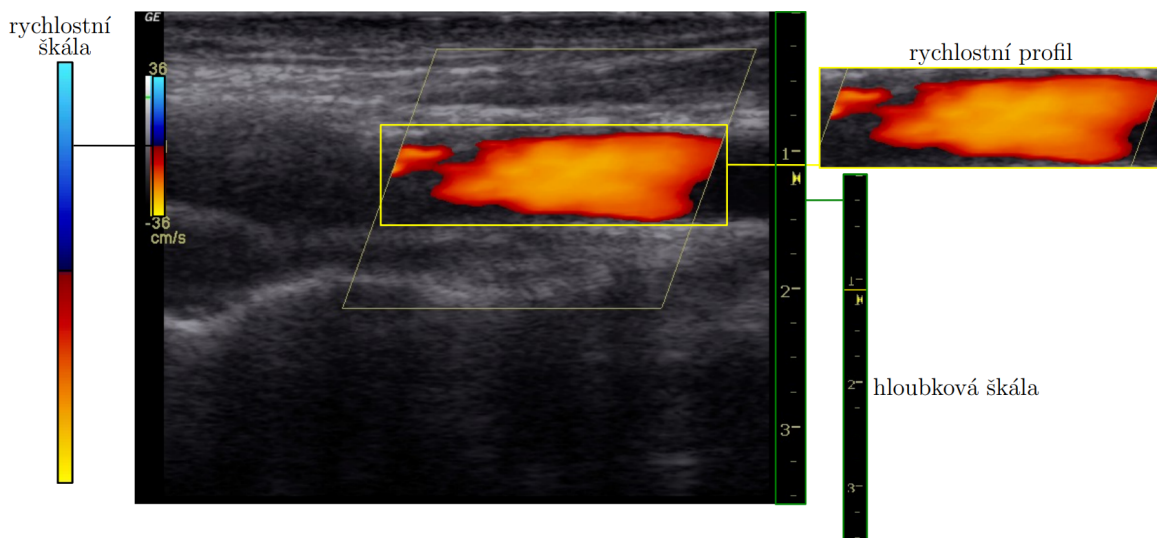


Obrázek 4.2: Schéma vrstvení RGB do souvislého barevného obrázku (horní polovina). V dolní polovině je uveden příklad vytvoření obrázku. Námět převzat z [18].

Z obrázku 4.2 lze vypořadovat, že jednotlivé vrstvy je možné interpretovat **maticemi**, kdy jedna barva zaujímá matici s rozměry 7×3 , při kombinaci do RGB obrázku vznikne trojrozměrná (3D) matice s rozměry $7 \times 3 \times 3$. Zmíněným způsobem vznikají všechny počítačové barevné obrázky, čehož se využije právě při vytvoření programu pro zpracování sonogramu. [18]

4.2 Zpracování obrazu v programu MATLAB

V této části je zpracován sonogram (obr. 4.3) obdržný v Nemocnici u Svaté Anny v Brně, ze kterého se jednotlivě zpracuje barevná rychlostní škála, rychlostní profil a škála hloubková, která je důležitá pro výpočet smykového napětí a stanovení průměru, respektive poloměru tepny.

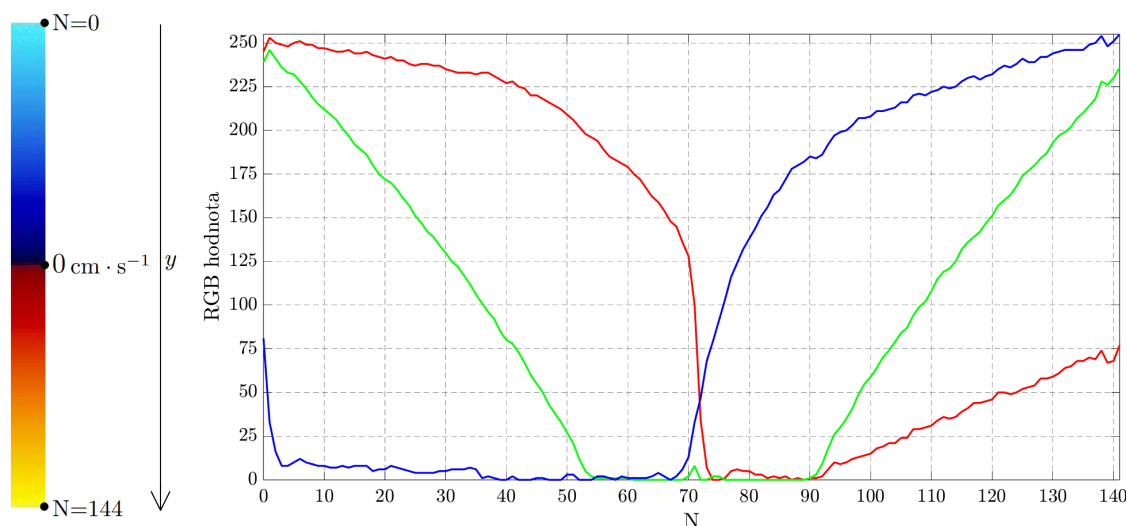


Obrázek 4.3: Sonogram z barevného DS využitý ke zpracování průtokové vlny.

Rychlostní škála

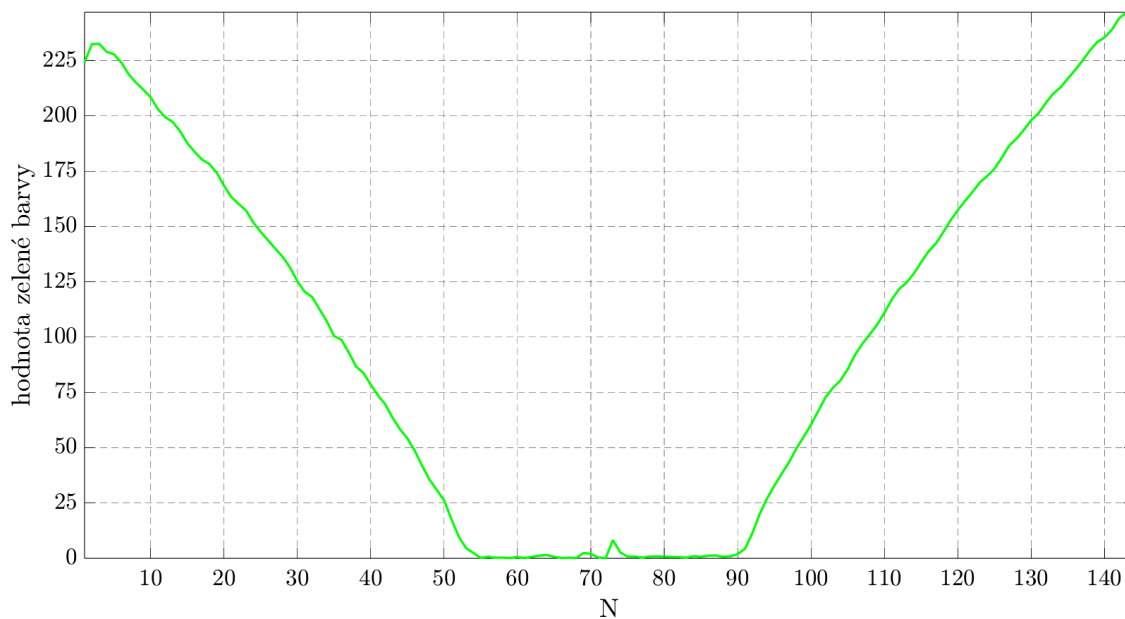
V prvé řadě se zpracuje rychlostní škála, která je důležitým základem pro stanovení výsledného rychlostního profilu. Pro tento účel byla využita funkce `imread`, která do skriptu načte zvolený obrázek. Pro zpracování škály je vhodné sonogram oříznout právě jen do podoby jako je v obrázku 4.3 vlevo, tedy samostatný přechod barev. Zde se využije funkce `imcrop`, jež ořízne určitou oblast ohraničenou čtyřmi souřadnicemi – levou a pravou horní a levou a pravou dolní. Pro určení jednotlivých bodů je možno využít jednoduché převedení na proměnou, např. `a = [10, 35]` nebo `b = [159, 22]`. Zmíněná podmínka ve výsledku vytvoří pouze ořezanou barevnou škálu.

Pro přiřazení konkrétní rychlosti ke konkrétnímu pixelu byl nejprve vytvořen graf závislosti RGB na N -tém pixelu na vertikální ose y , kdy nulový pixel ($N = 0$) odpovídá rychlosti $36 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ a poslední pixel ($N = 144$) odpovídá rychlosti $-36 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$. V MATLABu je ke zmíněnému účelu vestavěna funkce `improfile`. Určením dvou mezních hodnot – nejvyšší a nejnižší hodnoty na ose y , poté vznikne následující obrázek:

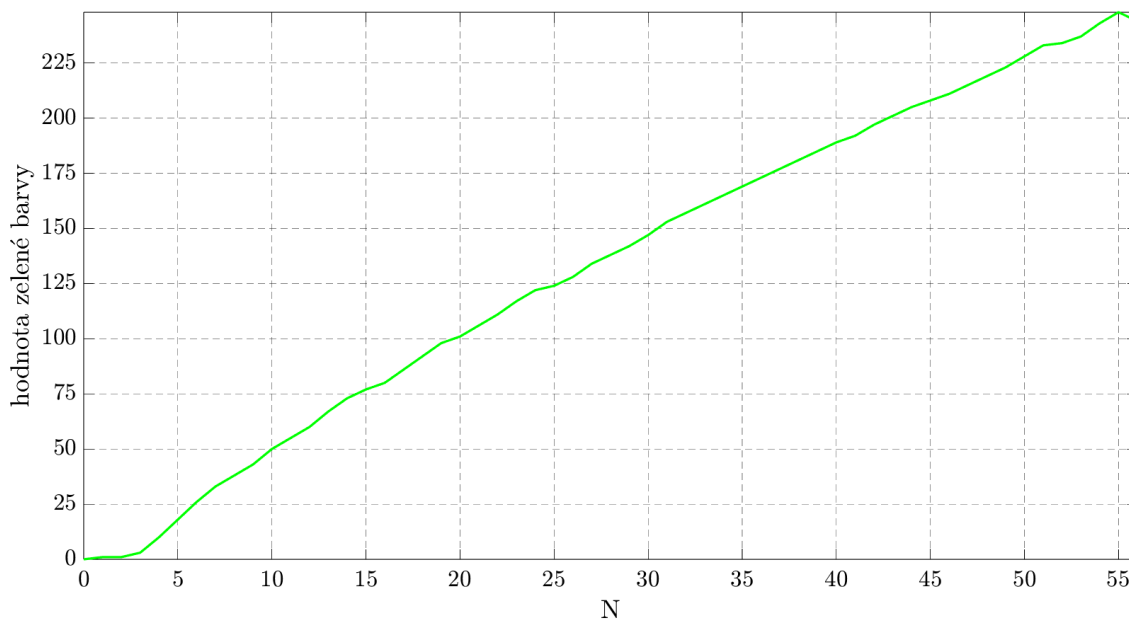


Obrázek 4.4: Graf závislosti jednotlivých hodnot pro červenou, zelenou a modrou barvu v rychlostní škále na ose y .

Jelikož jsou v obrázku 4.4 zaznamenány všechny hodnoty RGB, je vhodné pro další práci využít pouze jednu z hodnot, která bude nejlépe reprezentovat hodnoty celé rychlostní škály. Rychlostní škála uvedená v sonogramu je ze své podstaty lineární – je udáno pouze maximum, minimum a nulová hodnota. Nejlépe reprezentující barva bude zelená, jelikož modrá i červená barva pouze určitým způsobem „dobarvuje“ graf, zatímco zelená udává lineární závislost pixelu na rychlosti v . Pro jednodušší práci s grafem se pomocí funkce `plot` vytvoří graf závislosti pouze zelené barvy na ose y (obr. 4.5). Nyní se osamostatní část grafu, která začíná na poslední nulové hodnotě zelené barvy a končí poslední hodnotou N , čímž vznikne obrázek 4.6.



Obrázek 4.5: Graf závislosti zelené barvy na N-tém pixelu.

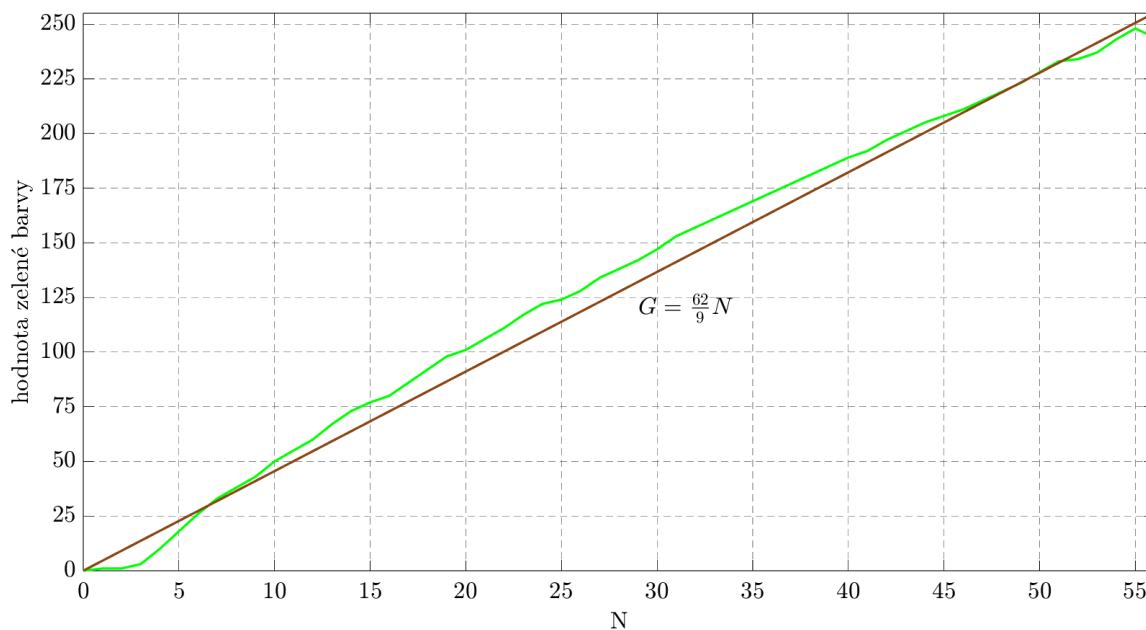


Obrázek 4.6: Graf závislosti zelené barvy na N-tém pixelu.

Jak již bylo řečeno výše, závislost zelené barvy je lineární a lze ji proložit přímkou. Zmíněnou podmínku je možné využít právě pro následné kroky, a to s využitím rovnice přímky:

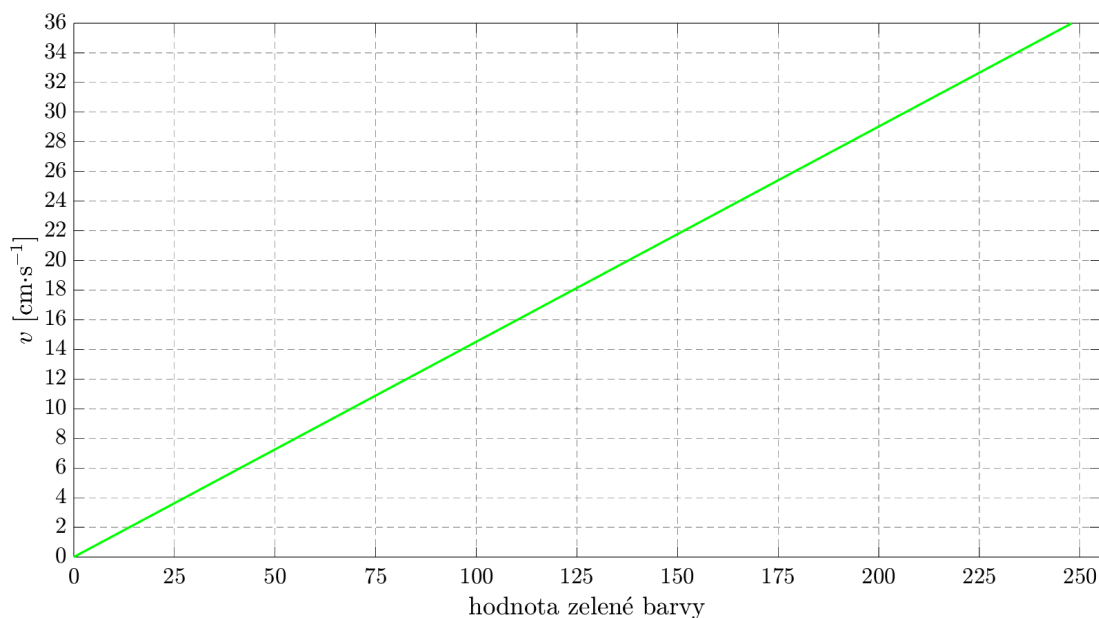
$$y = kx, \tag{4.1}$$

kdy y představuje hodnotu zelené barvy (G), k směrnici přímky a x N-tý pixel. Pro další kroky je podstatný právě koeficient k , jehož hodnota se zjistí využitím vestavěné aplikace **Basic Fitting**, pro tuto rychlostní škálu se k rovná $\frac{62}{9}$, tedy $G = \frac{62}{9} \cdot N$ (obr. 4.7).



Obrázek 4.7: Graf závislosti zelené barvy na N-tém pixelu proložený přímkou udávající lineární závislost hodnoty zelené barvy na ose y .

Avšak stále jsou hodnoty na ose y dané z údajů na jednotlivých pixelech, což není pro výsledek žádoucí. Nyní je nutné přeměnit ony hodnoty tak, aby korespondovaly s rychlostní škálou. Tedy začátek na hodnotě $0 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ a konec na hodnotě $36 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$, čehož se docílí vynásobením celé osy x právě směrnici přímky k uvedenou výše. Výslednou závislost rychlosti v zelené barvě ukazuje obrázek 4.8.²



Obrázek 4.8: Závislost rychlosti v na zelené barvě.

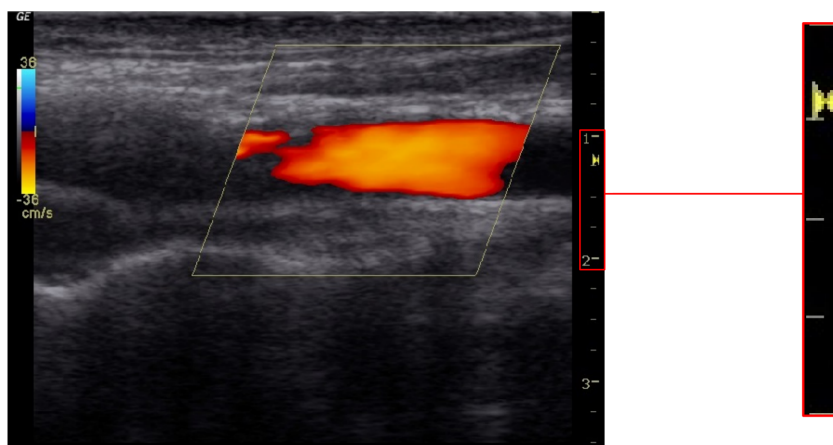
²V práci budou všechny grafy obsahující hodnoty rychlosti v značeny jednotkou $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$, aby korespondovaly s hodnotami v sonogramech.

4.2.1 Hloubková škála

V pravé části sonogramu si lze všimnout hloubkové škály (měřítka) nepřímou udávající velikost pixelu. S využitím hloubkové škály bude v následujícím zpracování rychlostního profilu nutné znát velikost jednoho pixelu. Ve využívaném sonogramu je osa y v centimetrech, konkrétně prostor mezi jednotlivými hodnotami (viz červený rámeček) je právě jeden centimetr. Nejdříve se pomocí funkce `imcrop` ořízne škála (obr. 4.9 vpravo), následně se opět využitím `improfile` vypočítá počet pixelů na ose y , čímž se tedy zjistí:

$$1 \text{ cm} = 139 \text{ pixelů.}$$

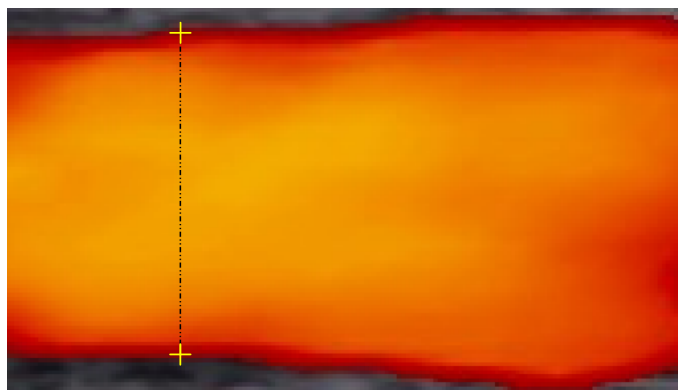
Odtud plyne, že délka jednoho pixelu l_{pix} je rovna právě $\frac{1}{139}$ cm.



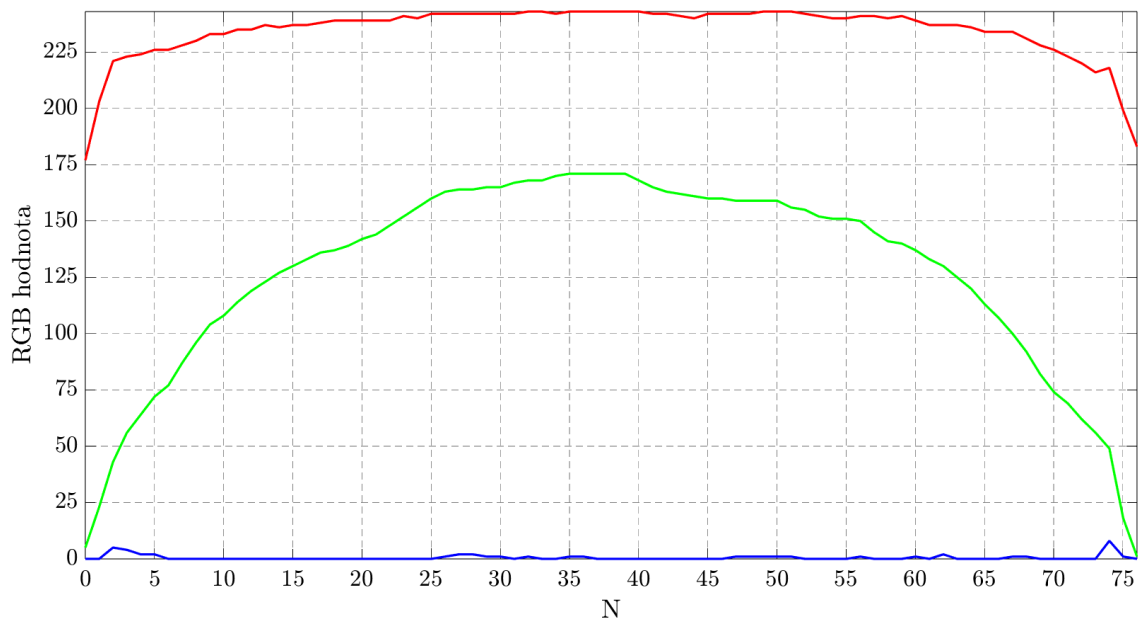
Obrázek 4.9: Znárodnění umístění hloubkové škály (vlevo) a oříznutou část, ze které byly zjištěny rozměry jednoho pixelu.

4.2.2 Rychlostní profil

Poslední částí bude zpracování rychlostního profilu propojením údajů z rychlostní a hloubkové škály. Nejdříve se opět funkcí `improfile` zvolí konkrétní dva body v profilu (obr. 4.10). Následně vznikne podobně jako u obrázku 4.4 graf závislosti jednotlivých hodnot na ose y (obr. 4.11).

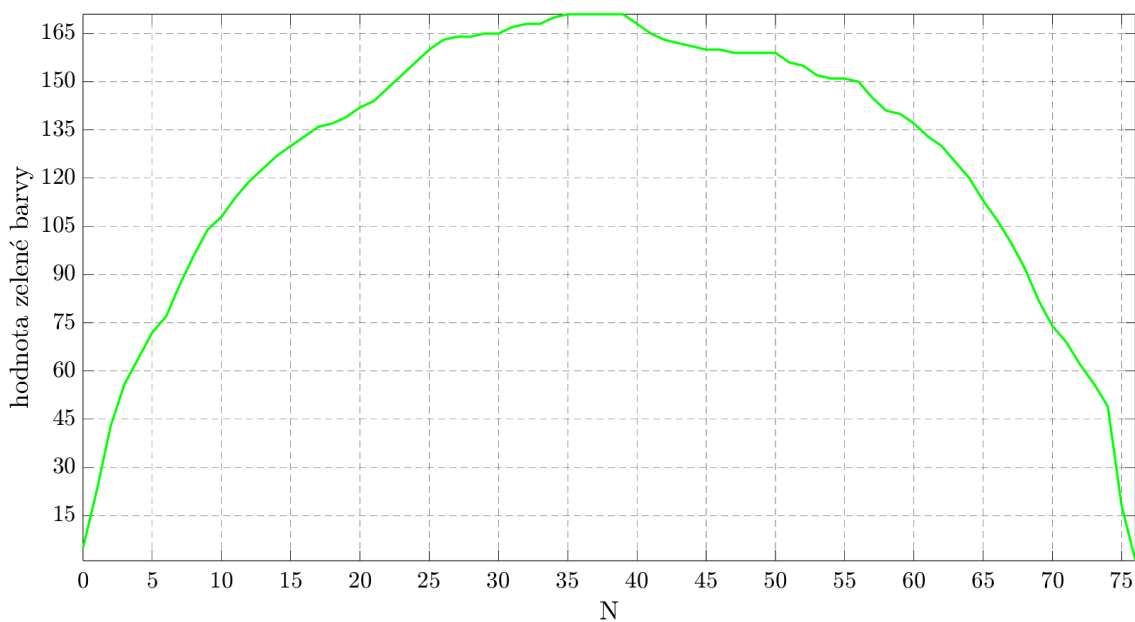


Obrázek 4.10: Znárodnění výběru dvou bodů z oříznuté rychlostní škály.

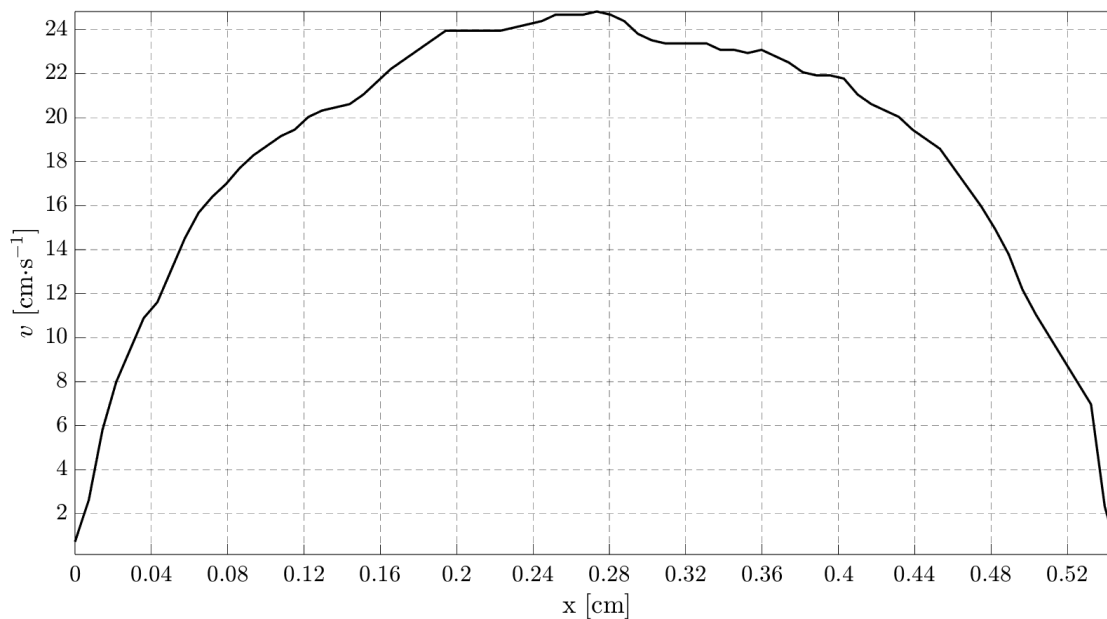


Obrázek 4.11: Graf závislosti hodnot RGB rychlostního profilu na N-tém pixelu.

Podobně jako tomu bylo u rychlostní škály se i nyní osamostatní pouze závislost zelené barvy na N-tém pixelu, neboť hodnoty červené i modré barvy jsou jen těžko využitelné. Následně vznikne obrázek 4.12, který již vizuálně připomíná výslednou podobu rychlostního profilu. Nyní se však musí jednotlivé osy x a y převést na hodnoty pro rychlost a rozměr průřezu x , čehož se docílí využitím směrnice přímky k pro osu y a délky jednoho pixelu l_{pix} pro osu x . Výslednou závislost ukazuje obrázek 4.13. Zde je možné si všimnout, že x , tedy vzdálenost mezi oběma stěnami, je přibližně 0,55 cm, což je v porovnání s tabulkovými hodnotami $(0,561 \pm 0,084)$ cm přesné. [10]

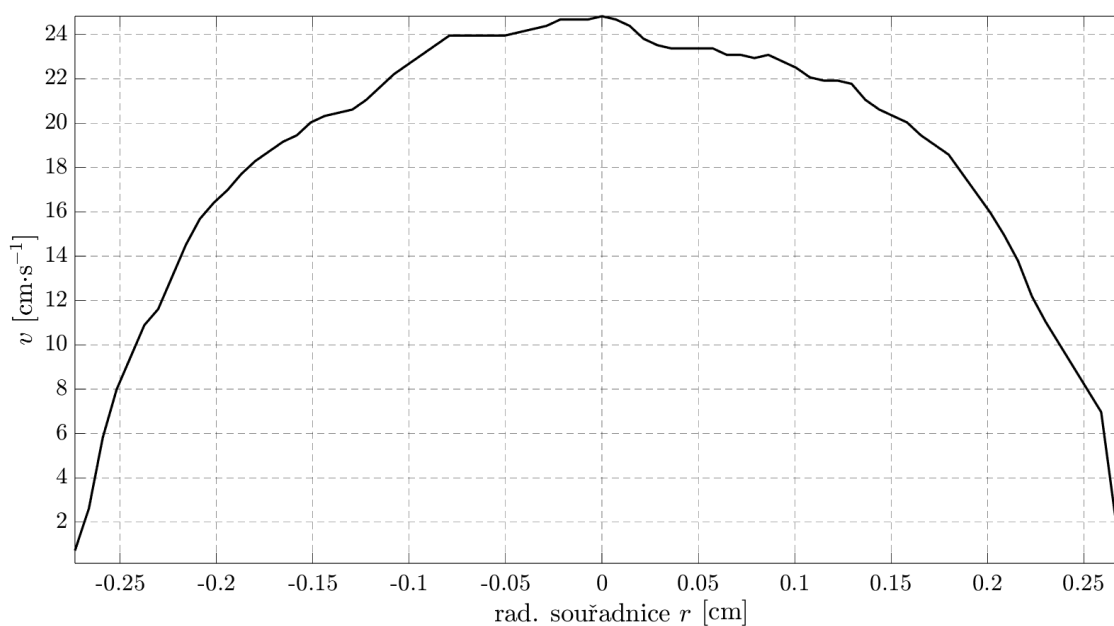


Obrázek 4.12: Graf závislosti zelené barvy na N-tém pixelu pro rychlostní profil.



Obrázek 4.13: Graf závislosti rychlosti krve v na rozměru průřezu tepny x .

V teoretické části (obr. 1.6, str. 7) je pro popis průřezu tepny stanovena hodnota 0 uprostřed, proto se nyní nahradí rozměr průřezu x radiální souřadnicí r , jejíž nulová hodnota bude právě ve středu, a to s využitím funkce `mean`, která stanoví průměrnou hodnotu (v v tomto případě na ose x). Následně se od současných hodnot odečte, čímž vznikne graf závislosti rychlosti v na radiální souřadnicí r (obr. 4.14). Tím je zaveden předpoklad ideálně kruhovitě tvaru tepny a popis se stává trojrozměrným, čímž se více přiblíží realitě.



Obrázek 4.14: Graf závislosti rychlosti krve v na radiální souřadnici r .

Z obrázku 4.14 lze usoudit, že profil připomíná parabolickou křivku, což značí laminární proudění. Nyní bude práce pokračovat stanovením hodnot smykového napětí na stěnách tepny. Pro porovnání byly provedeny dva způsoby:

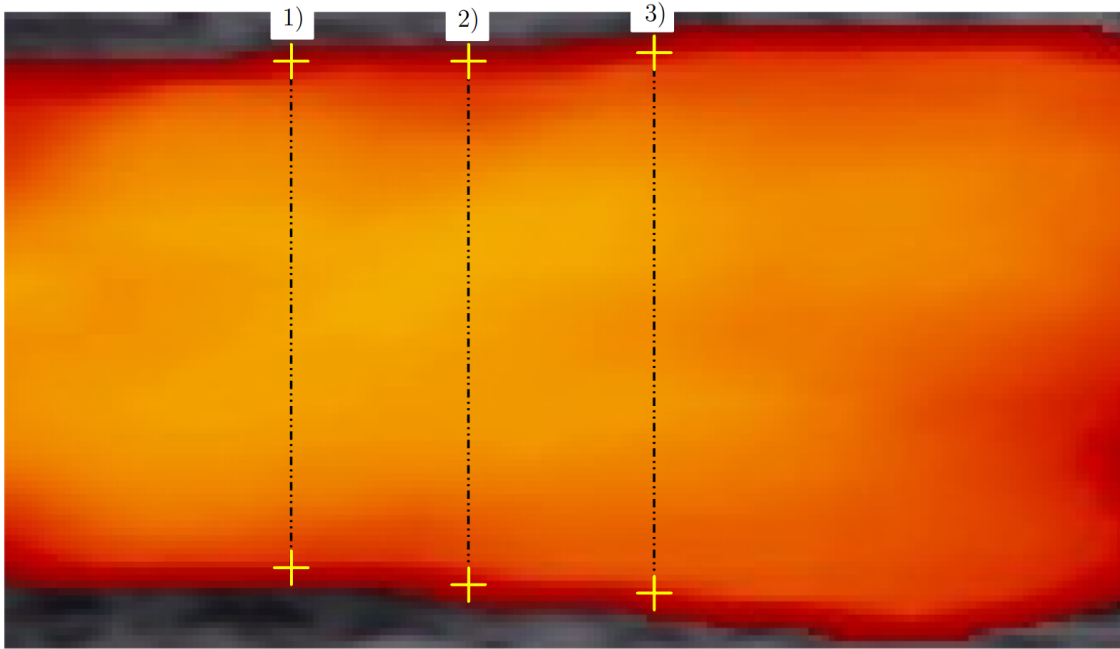
V prvním se využijí přímo naměřené hodnoty rychlosti v k numerickému řešení, předpokládané viskozity krve μ^3 (zde se využívá tabulková hodnota $0,0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$) a radiální souřadnice r , kdy se pomocí vztahu 4.2 vypočítají smyková napětí na jedné straně stěny (τ_1) a na druhé straně stěny (τ_2).

$$\tau = \mu \frac{\Delta v}{\Delta r} \quad (4.2)$$

$$\tau_1 = \mu \frac{v(1) - v(2)}{\text{abs}(r(2)) - \text{abs}(r(1))} \doteq 1,2712 \text{ Pa},$$

$$\tau_2 = \mu \frac{v(\text{end} - 1) - v(\text{end})}{r(\text{end}) - r(\text{end} - 1)} \doteq 1,2006 \text{ Pa}.$$

Zde se využila také funkce `abs`, která vytvoří absolutní hodnotu z r , aby se mohla využít i záporná čísla. Funkce `end` vždy počítá s konečnou hodnotou r , přičemž `end-1` s hodnotou předposlední. Za účelem pokud možno co nejpresnějších výsledků byly vytvořeny další dva výstupy (obr. 4.15).



Obrázek 4.15: .

Přímka 1) značí prvotní informaci, přímka 2) má hodnoty smykových napětí (τ_3 a τ_4) následující:

$$\tau_3 \doteq 1,2006 \text{ Pa},$$

$$\tau_4 \doteq 1,4830 \text{ Pa}.$$

³U proudění ve velkých tepnách se předpokládá Newtonské chování, tudíž je brána hodnota $3,5 \text{ cP}$. [23]

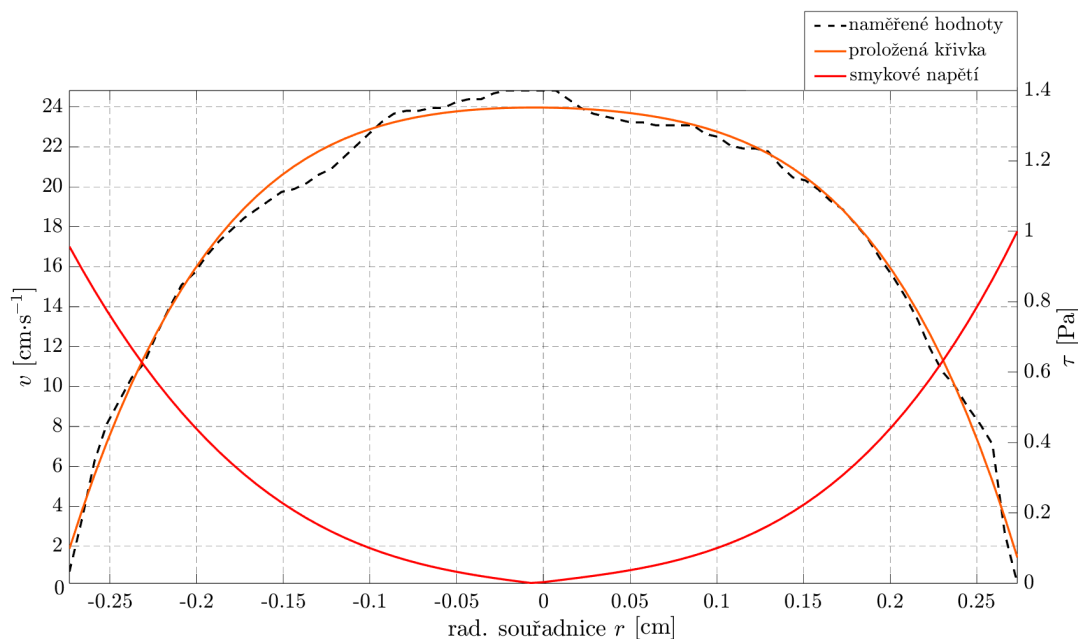
Hodnoty smykových napětí τ_5 a τ_6 pro poslední přímku 3) vychází:

$$\tau_5 \doteq 1,3418 \text{ Pa}$$

$$\tau_6 \doteq 1,5537 \text{ Pa.}$$

Stanovením smykového napětí pro jednotlivé přímkky lze sestavit průběh smykového napětí po délce tepny (obr. 4.16).

Druhý způsob spočívá v proložení rychlostního profilu pomocí vhodného polynomu (v tomto případě polynomu pátého stupně) pro obdržení závislosti rychlosti v a smykového napětí τ v libovolné souřadnici r . Opět se využije **Basic Fitting**, jehož výstupem je obrázek 4.16. Avšak výše bylo řečeno, že profil lze klasifikovat jako laminární, což zde není matematicky možné, jedná se tedy pouze o vizuální podobnost. Využité proložení jasněji udává obecný tvar rychlostního profilu, zároveň do jisté míry upravuje hodnoty na stěně. Jelikož samotná metoda je při nižších hodnotách rychlosti krve nacházející se u stěny méně přesná (rychlosti v oblasti stěn se nachází na hranici úrovně nepřesnosti samotné metody), je obtížné odhadnout správnou rychlost, proto tedy byla využita korekce proložením. Derivací polynomu odpovídající rychlostnímu profilu byl obdržěn průměr smykových napětí v radiální souřadnici r (obr. 4.16).



Obrázek 4.16: Graf závislosti rychlosti krve v na radiální souřadnici r proložený křivkou polynomu pátého stupně. Červenou barvou je vytvořena křivka hodnoty smykového napětí na souřadnici r .

Následně se opět určí smyková napětí jako v předešlém způsobu:

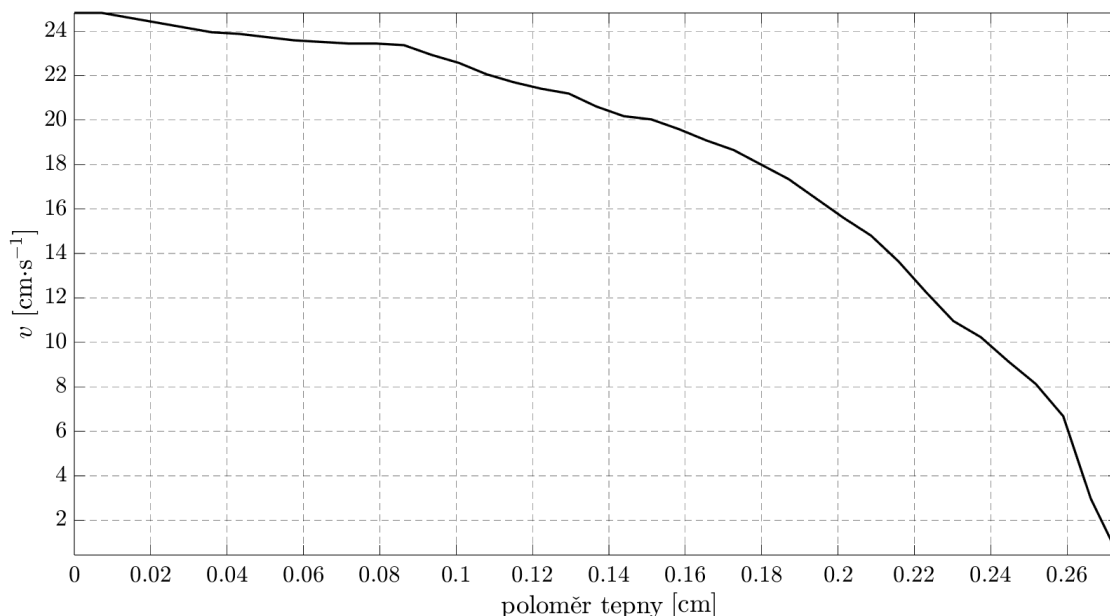
$$\tau'_1 \doteq 0,9247 \text{ Pa} \quad \tau'_2 \doteq 0,9647 \text{ Pa,}$$

$$\tau'_3 \doteq 1,0709 \text{ Pa} \quad \tau'_4 \doteq 0,9021 \text{ Pa,}$$

$$\tau'_5 \doteq 0,9268 \text{ Pa} \quad \tau'_6 \doteq 0,7119 \text{ Pa.}$$

Při srovnání si lze všimnout, že hodnoty se mírně liší, což způsobuje právě funkce **Basic Fitting**, neboť při proložení jsou všechny hodnoty nahrazeny hodnotou průměrovanou.

Nicméně hodnoty z obou metod vykazují fyziologické hodnoty smykového napětí ($< 0,4$ Pa). Poslední částí praxe bude stanovení aktuálního průtoku. Zprvu se využitím funkce `flip` vytvoří graf závislosti zprůměrovaných hodnot jak záporné, tak kladné strany grafu 4.14 na poloměru tepny R (obr. 4.17), aby bylo možné využít integrace pomocí radiální souřadnice r .

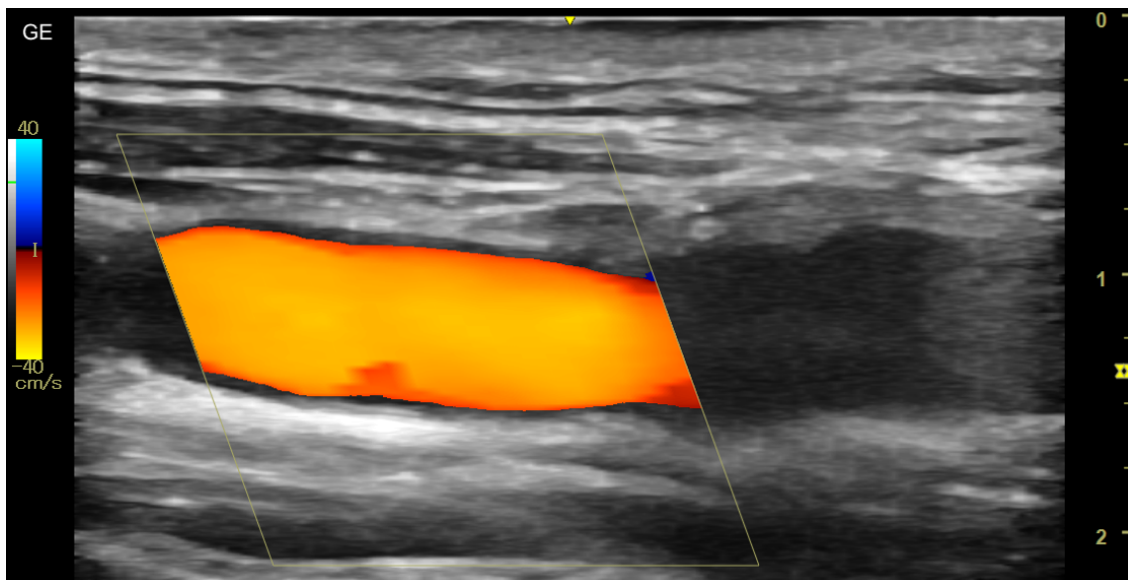


Obrázek 4.17: Graf závislosti zprůměrované levé a pravé strany předešlého grafu za účelem možné integrace podle radiální souřadnice r .

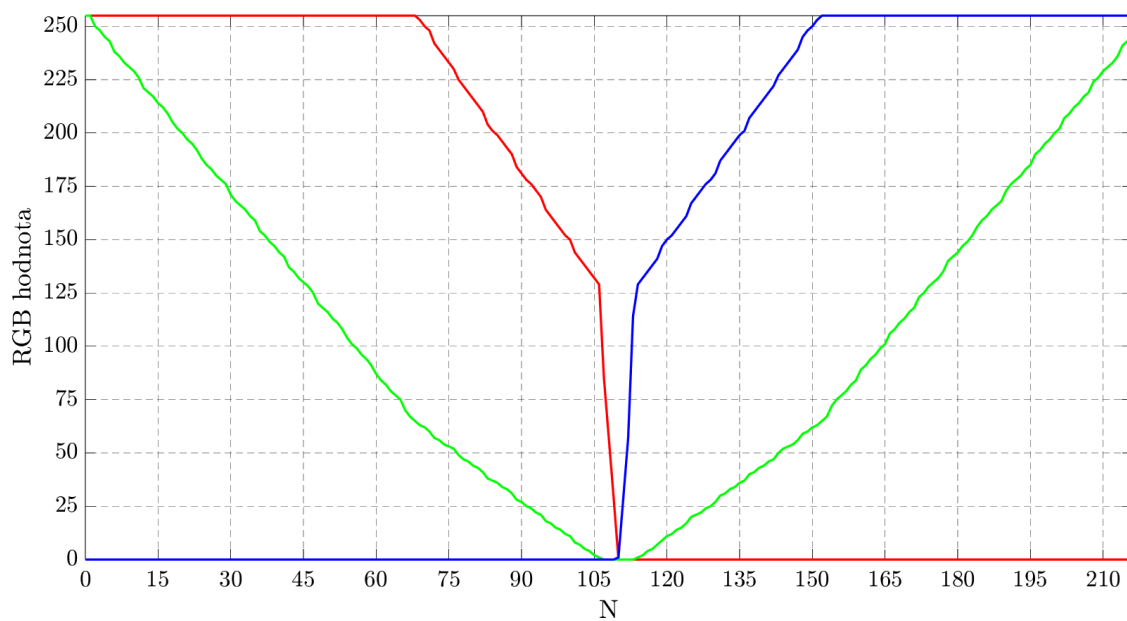
Samotný výpočet aktuálního průtoku spočívá ve využití lichoběžníkové numerické metody, jejíž podrobný popis je uveden v teoretické části (viz rovnice 1.8, str.11). Sumace jednotlivých dQ_i byla provedena pomocí cyklu `for`, kde výsledný aktuální průtok Q je uveden níže:

$$Q \doteq 5,4531 \text{ ml} \cdot \text{s}^{-1}$$

Nyní se využijí údaje z modernějšího sonogramu (obr. 4.18), jehož výsledky se následně zpracují. Tento přístroj dokáže mj. zaznamenat několik snímků rychlostních map za periodu (videozáznam), což může budoucí práci výrazně posunout vpřed, nicméně zmíněné záznamy zatím stále nejsou dostupné. Pro práci byly využity pouze snímky v určitém okamžiku. Postup při vytváření výsledného rychlostního profilu je shodný, tudíž se podrobný průběh nebude znovu opakovat. Pouze rychlostní škála je výrazně přesnější než u předešlého obrázku, jelikož graf jednotlivých RGB hodnot udává viditelně jasnější lineární závislost (obr. 4.19). Zároveň rozměr jednoho pixelu je výrazně menší, čímž se získá kvalitnější snímek. Konkrétně je to 0,004 cm, na rozdíl od prvního sonogramu, kde byl rozměr pouze 0,007 cm.

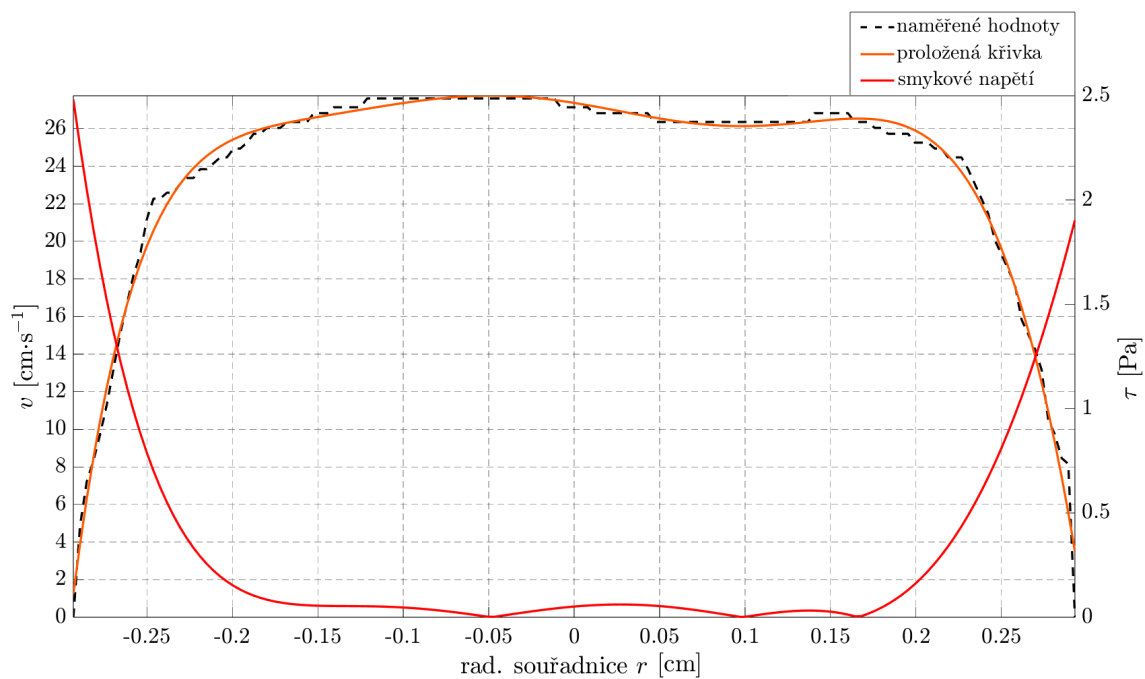


Obrázek 4.18: Sonogram pořízený modernějším zařízením.



Obrázek 4.19: Rychlostní škála modernějšího sonogramu. Lineární závislost zelené barvy a postupné dobarvování červenou či modrou barvou je výrazně kvalitnější než u předešlého přístroje.

Konečným výstupem tedy vzniká rychlostní profil z novějšího zařízení, jehož získáním je možné podobně jako tomu bylo u předešlého sonogramu stanovit i smyková napětí na jedné a druhé straně stěny. Následně se proloží graf polynomem, v tomto případě sedmého stupně, neboť tvar rychlostního profilu je výrazně složitější než u prvního rychlostního profilu, čímž vzniká obrázek 4.20.



Obrázek 4.20: Graf závislosti rychlosti krve v na radiální souřadnici r pro modernější přístroj proložený křivkou polynomu sedmého stupně.

Pro výpočet smykového napětí se nejdříve využije první způsob, tedy numerické řešení pomocí naměřených hodnot:

$$\begin{aligned}\tau_1 &\doteq 4,3569 \text{ Pa}, \\ \tau_2 &\doteq 7,3084 \text{ Pa}.\end{aligned}$$

Následně se využije proložená křivka (obr. 4.20), čímž se získají hodnoty:

$$\begin{aligned}\tau'_1 &\doteq 2,3685 \text{ Pa}, \\ \tau'_2 &\doteq 1,8420 \text{ Pa}.\end{aligned}$$

Aplikací stejného postupu jako v předešlém případě byl obdržen aktuální průtok:

$$Q \doteq 8,8744 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}.$$

Závěr

Předložená Středoškolská Odborná Činnost se zabývá prouděním krve v kardiovaskulárním systému, podrobně také shrnuje a uvádí do kontextu kapitoly hemodynamika, ateroskleróza a Dopplerovská ultrasonografie.

Hemodynamika se věnuje charakteru proudění krve s popisem složení krve, stavby tepny, reologie krve z hlediska veličin jako je smykové napětí, smyková rychlost, viskozita, popis stanovení průtoku, rychlostního profilu a jeho typů – laminární, turbulentní. Dále popisuje dominantní vliv erytrocytů na tok a jejich chování při různých hodnotách smykové rychlosti, tedy Newtonské či neneutonské.

Z hlediska aterosklerózy, jakožto nejčastější příčiny úmrtí na světě, je nejdůležitější veličinou smykové napětí, neboť ovlivňuje chování endotelových buněk na vnitřní stěně tepny. Tato kapitola se zabývá anatomii hlavních krčních tepen v kontextu nejnáchylnějších míst právě pro vytvoření aterosklerózy – karotického sinu a bifurkační zóny. Dále se věnuje samotným mechanismem aterogeneze, tedy při jakých hodnotách smykového napětí je daná tepna náchylná na ukládání lipoproteinů LDL a VLDL. Stanovuje možné důsledky aterosklerotické léze – mrtvici, srdeční infarkt, embolii plic apod.

Zmíněné chronické onemocnění je možné neinvazivně zaznamenat pomocí Dopplerovské ultrasonografie. Je rozebrán samotný princip ultrazvuku a ultrasonografie, respektive rychlost šíření vlny a akustické impedance v daných prostředích. Mimo jiné se také zabývá ozvěnou ultrazvuku, která je podstatou samotného měření. V neposlední části popisuje dva hlavní druhy sond – lineární a fázovou, rozdíl výsledných sonogramů a samotný vznik obrazu na základě tří různých módů – A-módu, M-módu a B-módu. Nejpodstatnější podkapitolou je však obecný princip DU, respektive podrobné odvození Dopplerovy rovnice pro stanovení rychlosti toku v daném místě tepny, a to s pomocí obrázku a jednoduchým příkladem z praxe. Poslední částí je popis dvou dominujících metod – kontinuální Dopplerovský systém (CW) a pulzní Dopplerovský systém (PW), z něž je odvozen i barevný DS, jehož sonogramy jsou využity v praktické části.

Praktická část obsahuje teoretické základy k porozumění RGB obrazu. Následně je podrobně popsána metodika vytvoření rychlostního profilu ze sonogramu. Pro určení následných veličin je nejprve získán rozměr pixelu a poté dopočítán průměr zkoumané tepny. S využitím uvedených poznatků jsou určena smyková napětí na obou stranách stěny tepny s pomocí dvou různých metod. V první se vypočítají hodnoty přímo z naměřeného rychlostního profilu, v druhém se profil proloží křivkou polynomu, kterým je možné lépe zachytit tvar rychlostního profilu a obdržet spojitý průběh rychlostí a smykových napětí. Hodnoty vypočítaných smykových napětí lze porovnat s hodnotami, u kterých je dokázána náchylnost na vznik aterosklerózy ($< 0,4$ Pa).

Jelikož Nemocnice u Svaté Anny nově disponuje modernějším zařízením, jsou závěrem porovnány snímky ze dvou různých přístrojů. Rozlišení modernějšího zařízení je schopné pořídít mnohem kvalitnější snímky – velikost pixelu předešlého zařízení je přibližně $0,007$ cm

vs. 0,004 cm. Je tedy možné zachytit hodnoty rychlostí toku ve více bodech a přesněji určit rozměr tepny a aktuálního průtoku. Nicméně, smykové napětí z jednotlivých sonogramů (1,2712 Pa, 1,2006 Pa; 4,3569 Pa, 7,3084) odpovídá fyziologickým podmínkám. Poslední částí této práce je stanovení aktuálního průtoku pomocí numerické integrace (lichoběžníková metoda) s návazností na možnou budoucí práci. Dypočítané aktuální průtoky ($5,4531 \text{ ml} \cdot \text{s}^{-1}$ a $8,8744 \text{ ml} \cdot \text{s}^{-1}$) přibližně odpovídá průměrným hodnotám převzatých z dostupných literárních pramenů ($6,5 \text{ ml} \cdot \text{s}^{-1}$), tudíž je možné usoudit správnost numerické integrace. Výsledné hodnoty je však nutné brát jako přibližné, jelikož rychlostní mapy z Dopplerovské ultrasonografie už obsahují nepřesnost plynoucí ze samotné metody, zejména při nižších hodnotách rychlosti krve (v oblasti stěn).

Budoucí práce by mohla pokračovat s využitím modernějšího přístroje, jenž dokáže mj. vytvářet i soubor obrázků za periodu, čímž je možné na základě uvedené metodiky stanovit průměrné smykové napětí a tvar průtokové vlny, respektive průměrný průtok za periodu. Tato metoda tak umožní lékaři diagnostikovat riziko aterogeneze na základě vypočítaných hodnot.

Seznam použitých zdrojů

- [1] COLOR AND POWER DOPPLER. Dostupné z:
<https://sites.google.com/site/kasiaseportfolio/physics/doppler/color-doppler>.
- [2] The Rheology of the Carotid Sinus: A Path Toward Bioinspired Intervention. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2021, sv. 9, June, s. 3–4. DOI: 10.3389/fbioe.2021.678048. ISSN 22964185. Dostupné z:
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2021.678048/full>.
- [3] ADEL M. MALEK, P. S. L. A. M. P. S. I. M. Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis. 1999. Dostupné z:
<http://www.patfyzlfhk.cz/Intranet/Atherosclerosis/Figure3.html>.
- [4] BLECHA, D. *Kontrastní látky v ultrasonografii [online]*. 2007 [cit. 2022-09-01]. SUPERVISOR: MUDr. Zdeněk Chudáček, Ph.D. Dostupné z:
<https://theses.cz/id/jl78aw/>.
- [5] C. ROSS ETHIER, C. A. S. *Introductory Biomechanics From Cells to Organisms*. 2007. 1-496 s. ISBN 9780521841122.
- [6] FOUKAL, J. Ultrasonografie, Dopplerovské techniky - princip, teoretické základy ovládání přístroje - tipy a triky. 2017.
- [7] HRAZDIRA, I. ZÁKLADY DOPPLEROVSKÉ ULTRASONOGRAFIE. 2016, s. 0–22. Dostupné z:
<https://docplayer.cz/39322132-Zaklady-dopplerovske-ultrasonografie.html>.
- [8] JOSEF ZÁMEČNÍK, k. PATOLOGIE 2. 1. vyd. Prager publishing. 2019, s. 288–290.
- [9] KOTLIAR, K. E., MÜCKE, B., VILSER, W., SCHILLING, R. a LANZL, I. M. Effect of aging on retinal artery blood column diameter measured along the vessel axis. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. 2008, sv. 49, č. 5, s. 2094–2102. DOI: 10.1167/iovs.07-0711. ISSN 01460404. Dostupné z:
<https://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2125210>.
- [10] KREJZA, J., ARKUSZEWSKI, M., KASNER, S. E., WEIGELE, J., USTYMOWICZ, A. et al. Carotid artery diameter in men and women and the relation to body and neck size. *Stroke*. 2006, sv. 37, č. 4, s. 1103–1105. DOI: 10.1161/01.STR.0000206440.48756.f7. ISSN 00392499. Dostupné z:
[https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.0000206440.48756.f7#:~:text=Mean%20diameters%20of%20ICA%20\(4.66,%2C%20age%2C%20and%20blood%20pressure](https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.0000206440.48756.f7#:~:text=Mean%20diameters%20of%20ICA%20(4.66,%2C%20age%2C%20and%20blood%20pressure).

- [11] KUBEŠOVÁ, B. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/leky/ateroskleroz-a-priznaky-lecba-prevence/>.
- [12] LEE, W. General principles of carotid Doppler ultrasonography. *Ultrasonography*. 2013, sv. 33, č. 1, s. 11–17. DOI: 10.14366/usg.13018. ISSN 2288-5919. Dostupné z: <https://doi.org/10.14366/usg.13018>.
- [13] LOCHAB, J. a SINGH, V. Acoustic behaviour of plastics for medical applications. Listopad 2003, sv. 42. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/267934999_Acoustic_behaviour_of_plastics_for_medical_applications.
- [14] MARIANNE BELLEZA, R. N. 2021. Dostupné z: https://nurseslabs.com/cardiovascular-system-anatomy-physiology/#blood_vessels.
- [15] MAYOCLINIC. Carotid endarterectomy. 2018. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/carotid-endarterectomy/about/pac-20393379>.
- [16] MAYOCLINIC. Hematocrit test. 2021. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/hematocrit/about/pac-20384728>.
- [17] MAYOCLINIC. Arteriosclerosis / atherosclerosis. 2022. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/arteriosclerosis-atherosclerosis/symptoms-causes/syc-20350569>.
- [18] MCANDREW, A. An Introduction to Digital Image Processing with Matlab Notes for SCM2511 Image Processing 1 Semester 1. 2004.
- [19] MCMORROW, G. Automatic Measurement of Ultrasound-Estimated Bladder Weight (UEBW) from Three-Dimensional Ultrasound. 2018, February 2005. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/6808484_Automatic_Measurement_of_Ultrasound-Estimated_Bladder_Weight_UEBW_from_Three-Dimensional_Ultrasound.
- [20] MEDICAL EDUCATION, h. B. T. U. o. U. E. H. S. L. The Internet Pathology Laboratory for. Dostupné z: <https://webpath.med.utah.edu/>.
- [21] MUDR. JOSEF KAUTZNER CSC. prof. Arteriální hypertenze. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/arterialni-hypertenze/a-435/>.
- [22] NADER, E., SKINNER, S., ROMANA, M., FORT, R., LEMONNE, N. et al. Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise. *Frontiers in Physiology*. 2019, sv. 10. DOI: 10.3389/fphys.2019.01329. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2019.01329>.
- [23] NICHOLS, W. W., O'ROURKE, M. F., VLACHOPOULOS, C., HOEKS, A. P. a RENEMAN, R. S. McDonald's blood flow in arteries theoretical, experimental and clinical principles. *McDonald's Blood Flow in Arteries, Sixth Edition: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*. 2011, s. 1–742. DOI: 10.1111/j.1540-8175.1991.tb01207.x. ISSN 0742-2822.

- [24] OWEN, C. A. a ROBERTS, M. Arterial vascular hemodynamics. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*. 2007, sv. 23, č. 3, s. 129–140. DOI: 10.1177/8756479307302338. ISSN 87564793. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/8756479307302338>.
- [25] PARKER, S. 2. vyd. Euromedia Group, k. s., 2016. 134-141 s. ISBN 978-80-242-5301-5.
- [26] PURVES D, F. D. e. a. Neuroscience. 2. vyd. 2001. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10924/>.
- [27] RAPP, B. E. Fluids. *Microfluidics: Modelling, Mechanics and Mathematics*. Elsevier. Leden 2017, s. 243–263. DOI: 10.1016/B978-1-4557-3141-1.50009-5. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781455731411500095>.
- [28] SHAH, P., BAJAJ, S., VIRK, H., BIKKINA, M. a SHAMOON, F. Rapid Progression of Coronary Atherosclerosis: A Review. 2015. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/thrombosis/2015/634983/>.
- [29] TERSLEV, L., DIAMANTOPOULOS, A. P., DØHN, U. M., SCHMIDT, W. A. a TORP PEDERSEN, S. Settings and artefacts relevant for Doppler ultrasound in large vessel vasculitis. *Arthritis Research and Therapy*. Arthritis Research Therapy. 2017, sv. 19, č. 1, s. 1–11. DOI: 10.1186/s13075-017-1374-1. ISSN 14786362. Dostupné z: <https://arthritis-research.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13075-017-1374-1>.
- [30] TOMOV, B. G. Compact beamforming in medical ultrasound scanners Borislav Gueorguiev Tomov. 2003, March. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/265993923_Compact_beamforming_in_medical_ultrasound_scanners.
- [31] VIGGUÉ, MARTÍN a FERRÓN. *ATLAS lidského těla*. 17. vyd. REBO International CZ, 2017. 78-79 s. ISBN 978-80-255-1000-1.
- [32] VRAY, D., BRUSSEAU, E., DETTI, V., VARRAY, F., BASARAB, A. et al. *Ultrasound Medical Imaging*. 2014. 1–72 s. ISBN 9781118761236.
- [33] WORLD HEALTH ORGANIZATION. *The top 10 causes of death*. 2020. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.

Seznam použitých symbolů

Symbol	Název	Jednotka
τ	smykové napětí	Pa
τ_{max}	maximální smykové napětí	Pa
μ	viskozita	Pa · s
μ_{ef}	efektivní viskozita	Pa · s
$\dot{\gamma}$	smyková rychlost	s ⁻¹
α	úhel svírající smyková rychlost se smykovým napětím	°
R	poloměr tepny	m
D	průměr tepny	m
\vec{v}	rychlost krve	m · s ⁻¹
\vec{v}_{max}	maximální rychlost krve	m · s ⁻¹
\vec{v}_{min}	minimální rychlost krve	m · s ⁻¹
\bar{v}	průměrná rychlost krve v parabolické křivce	m · s ⁻¹
\vec{v}_k	rychlost červené krvinky (erytrocytu)	m · s ⁻¹
\vec{v}_p	průmět rychlosti erytrocytu	m · s ⁻¹
\vec{v}_S	průměr rychlostí v_N a v_{N-1}	m · s ⁻¹
c	rychlost šířící se vlny	m · s ⁻¹
H	hematokrit	1
Q	objemový průtok	m ³ · s ⁻¹
L	délka měřeného úseku tepny	m
p_1	tlak na začátku měřeného úseku tepny	Pa
p_2	tlak na konci měřeného úseku tepny	Pa
p_a	akustický tlak	Pa
S	obsah mezikruží	m ²
N	N-tá pozice	1
R_o	odpor tepny vůči krvi	kg · m ⁻⁴ · s ⁻¹
Re	Reynoldsovo číslo	1
ρ	hustota krve	kg · m ⁻³
Z	akustická impedance	Pa · s · m ⁻¹
$Z_1; Z_2; Z_3$	akustické impedance tří různých vrstev	Pa · s · m ⁻¹
λ	vlnová délka	m
λ'	rozdíl původní vlnové délky λ o délku d_k	m
f	frekvence vlnění	Hz
f_D	Dopplerovský zdvih	Hz
f_o	frekvence odeslaná	Hz
f_p	frekvence přijatá	Hz
T	perioda vysílání vlny	s

T_p	perioda vysílání vlny v okamžiku střetu s erytrocytem	s
d	vzdálenost uražená vlnou	m
d_k	vzdálenost uražená č. krvinkou	m
t	čas, za který vlna urazí vzdálenost d	s
γ_o	koeficient odrazu	1
γ_p	koeficient přenosu	1
α_e	koeficient extinkce	dB · cm ⁻¹ · MHz ⁻¹
β	úhel svírající rychlost krvinky s jejím průmětem rychlosti	°
l_{pix}	délka jednoho pixelu	cm

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Definice
CT	Computer Tomografy (počítačová tomografie)
MRI	Magnetic Resonance Imaging (magnetická rezonance)
LDL	low density lipoprotein (lipoprotein o nízké hustotě)
VLDL	very low density lipoprotein (lipoprotein o velmi nízké hustotě)
ACC	společná krkavice (<i>arteria carotis communis</i>)
ACI	vnitřní krkavice (<i>arteria carotis interna</i>)
ACE	zvní krkavice (<i>arteria carotis externa</i>)
DU	Dopplerovská ultrasonografie
UZ	ultrazvuk
RF signál	radiofrekvenční signál
TGC	time gain compensation (kompenzace časového zisku)
CW mód	kontinuální dopplerovské systémy (continuous wave Doppler systems)
DS	dopplerovský systém
PW mód	pulzní dopplerovské systémy (pulsed Doppler systems)
PRF	Pulse Repetition Frequency (frekvence opakování pulzů)
CD	barevný dopplerovský systém (color Doppler system)
PD	energetický dopplerovský systém (power Doppler system)

