

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FARMACEUTICKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ
KATEDRA BIOFYZIKY A FYZIKÁLNÍ CHEMIE

BIOMECHANIKA KREVNÍHO OBĚHU

(bakalářská práce)

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. MONIKA KUCHAROVÁ, Ph.D.

HRADEC KRÁLOVÉ 2016

VERONIKA NOVOTNÁ

„ Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma „ Biomechanika krevního oběhu “
zpracovala samostatně a že jsem použila pouze literaturu a zdroje uvedené v seznamu
citované literatury. Práce nebyla použita k získání stejného nebo jiného titulu.“

Datum:

Podpis:

Děkuji paní Mgr. Monice Kuchařové, Ph.D. za odborné vedení práce, za její pomoc a připomínky při zpracování mé bakalářské práce.

Obsah

| | | |
|----------|---|----|
| 1. | Zadání práce | 7 |
| 2. | Anatomie krevního oběhu | 8 |
| 2.1. | Vlastnosti a funkce krve | 8 |
| 2.2. | Složení krve | 8 |
| 2.2.1. | Plazma | 8 |
| 2.2.2. | Krevní buňky | 8 |
| 2.2.2.1. | Erytrocyty | 8 |
| 2.2.2.2. | Trombocyty | 9 |
| 2.2.2.3. | Leukocyty | 9 |
| 2.3. | Srdce | 10 |
| 2.3.1. | Popis a funkce srdce | 10 |
| 2.3.2. | Stavba srdce | 11 |
| 2.3.2.1. | Pravá část srdce | 11 |
| 2.3.2.2. | Levá část srdce | 11 |
| 2.3.2.3. | Vrstvy srdeční stěny | 11 |
| 2.4. | Stavba cév | 12 |
| 2.4.1. | Tepny | 13 |
| 2.4.2. | Arterioly | 14 |
| 2.4.3. | Kapiláry | 14 |
| 2.4.4. | Venuly | 14 |
| 2.4.5. | Žíly | 14 |
| 3. | Fyziologie krevního oběhu | 15 |
| 3.1. | Funkční organizace srdečně- cévního systému | 15 |
| 3.2. | Typologie cév | 15 |
| 3.2.1. | Pružník | 15 |
| 3.2.2. | Rezistenční cévy | 15 |
| 3.2.3. | Prekapilární sfinktery | 16 |
| 3.2.4. | Kapiláry | 16 |
| 3.2.5. | Arteriovenózní zkraty | 16 |
| 3.2.6. | Kapacitní cévy | 16 |
| 3.3. | Malý a velký krevní oběh | 16 |
| 3.4. | Převodní systém srdeční | 17 |

| | | |
|----------|---|----|
| 3.4.1. | Sinusový uzel | 18 |
| 3.4.2. | Síňokomorový uzel | 18 |
| 3.4.3. | Spoje z <i>nodus sinuatrialis</i> | 18 |
| 3.4.4. | Hisův svazek | 18 |
| 3.4.5. | Tawarova raménka | 18 |
| 3.4.6. | Purkyňova vlákna | 18 |
| 4. | Biomechanika krevního oběhu..... | 19 |
| 4.1. | Srdce..... | 19 |
| 4.1.1. | Srdeční cyklus | 20 |
| 4.1.2. | Efektivní výkon srdce..... | 21 |
| 4.1.3. | Srdeční sval | 22 |
| 4.1.4. | Koronární oběh..... | 23 |
| 4.2. | Cévy | 24 |
| 4.2.1. | Artérie a kapiláry..... | 25 |
| 4.2.2. | Lymfatické cévy..... | 26 |
| 4.2.3. | Vény | 27 |
| 4.2.4. | Rychlost proudění krve v tepnách | 27 |
| 4.2.5. | Rychlost proudění krve v žilách..... | 30 |
| 4.2.6. | Objem krve ve velkých cévách | 30 |
| 4.2.7. | Arteriální a žilní tlak | 30 |
| 4.3. | Krev | 31 |
| 4.3.1. | Plazma | 31 |
| 4.3.2. | Krvinky..... | 32 |
| 4.3.3. | Smykové napětí a rychlost | 32 |
| 4.4. | Vyšetřovací metody..... | 33 |
| 4.4.1. | Měření tepenného a žilního tlaku v medicíně | 33 |
| 4.4.2. | Měření srdečního výdeje a rychlosti krevního proudu | 35 |
| 4.4.3. | Neinvazivní vyšetřovací metody v kardiologii | 35 |
| 4.4.4. | Invazivní vyšetřovací metody v kardiologii..... | 35 |
| 4.4.5. | Měření hemodynamických parametrů <i>in vivo</i> | 36 |
| 4.4.6. | Ultrazvukové metody | 37 |
| 4.4.6.1. | Dopplerovské metody | 37 |
| 4.5. | Technické pokroky ve vyšetřovacích metodách | 39 |

| | |
|--|----|
| 4.5.1. Speckle tracking echokardiografie | 39 |
| 4.5.2. Umělé chlopně..... | 40 |
| 4.5.3. Vyšetření pacientů s TCPC | 41 |
| 4.5.4. Využití CFD při proudění krve ve výduti mozkových tepen | 41 |
| 4.5.5. Využití LDV v diagnostice aneurysma břišní aorty | 42 |
| 4.5.6. Léčba cévního zúžení pomocí Carotid Artery Stenting | 43 |
| 4.5.7. 3D zobrazovací metody..... | 45 |
| 4.5.8. Simulace pulzního toku..... | 46 |
| 4.5.9. Simulace samobuzeného a nuceného kmitání | 47 |
| 4.5.10. Konstitutivní modelování krevních cév | 47 |
| 4.5.11. Axiální disperze v kardiovaskulárním systému | 47 |
| 5. Závěr | 49 |
| 6. Použité zkratky..... | 50 |
| 7. Seznam použité literatury..... | 51 |

1. Zadání práce

Cílem mé práce je vypracovat rešerši, která má za cíl popsat složitou problematiku krevního oběhu. V první části své práce se věnuji anatomickému popisu a vysvětlení fyziologických dějů krevního systému. Ve druhé části popisuji biomechanické zákonitosti týkající se mechanické práce srdce, reologických vlastností krve a proudění krve v cévách. Věnovala jsem se i popisu nových vyšetřovacích metod, které jsou vyvíjeny z důvodu vzrůstajícího počtu pacientů trpících kardiovaskulárními nemocemi a s rostoucími požadavky lékařství na diagnostické stanovení chorob oběhového systému. Je nutné zdokonalovat a vytvářet nové vyšetřovací metody. K vytváření těchto metod je nutné provádět v laboratořích a klinických pracovištích nová experimentální měření s biomechanickými modely člověka, které pomocí počítačové techniky mohou napodobit mechanické děje v lidském organismu při určité situaci. Toto téma jsem si vybrala ke zpracování z důvodu mého zájmu o tuto problematiku.

Biomechanika krevního oběhu popisuje proudění krve v cévní soustavě. K pochopení dějů tohoto proudění krve v lidském těle je nutné znát anatomický popis cévní soustavy a fyziologii, která se zabývá správnou funkcí této soustavy. Hlavní částí této práce je vysvětlení mechanických principů, které se odehrávají v oběhovém systému. Na proudění krve v oběhovém systému působí zákony hydrodynamiky. V poslední části této práce jsou popsány stávající vyšetřovací metody, které se používají ve zdravotnictví k diagnostice kardiovaskulárních chorob a také nové pokroky v diagnostice a léčbě chorob oběhového systému.

2. Anatomie krevního oběhu

2.1. Vlastnosti a funkce krve

Krev je červená neprůhledná viskózní kapalina, jejíž podíl v lidském těle tvoří asi 7-8 % jeho celkové hmotnosti. V těle koluje kolem 5-5,5 litrů, tj. u dospělého člověka 70-75 ml/kg tělesné hmotnosti. Její funkcí je transport kyslíku do buněk a oxidu uhličitého z buněk, transport živin a odvod odpadních látek, udržování krevního tlaku a homeostázy (pH, osmotický tlak), protiinfekční a protinádorová imunita, signální funkce (transport hormonů, cytokinů), krevní srážení a termoregulace (Radomír Čihák, 1997).

2.2. Složení krve

Krev se skládá ze dvou složek: krevní plasmy a krevních buněk. Plasma zaujímá 55% a krevní buňky 45% objemu krve. Mezi krevní buňky zahrnujeme červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty) (Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.2.1. Plazma

Plasma je nažloutlá průhledná kapalina, která obsahuje 91,5% vody a 8,5% rozpuštěných látek. Plasma obsahuje bílkoviny- albumin, globuliny a fibrinogen, kyselinu močovou, močovinu, kreatin, sacharidy, lipidy a hormony a z anorganických látek se v plazmě vyskytuje sodný, draselný, vápenatý a hořečnatý kationt, chloridový, bromidový a jodidový aniont, fosfáty, uhličitany, kyslík, oxid uhličitý, železnatý kationt a další (Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.2.2. Krevní buňky

Formované krevní elementy jsou tvořeny erytrocyty, trombocyty a leukocyty (Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.2.2.1. Erytrocyty

Erytrocyty neboli červené krvinky svou funkcí zajišťují přenos kyslíku v krevních cévách. Průměrný počet erytrocytů je u dospělého člověka $4,5 \times 10^{12}/l$ (u dospělého muže $4,3-5,7 \times 10^{12}/l$ a u dospělé ženy $3,8-4,9 \times 10^{12}/l$). Erytrocyty jsou bezjaderné buňky bikonkávního tvaru a obsahují krevní barvivo hemoglobin. Hemoglobin je složen

z bílkoviny globinu a z pigmentu hemu. Hem obsahuje železo ve dvojmocné formě s jednou valencí, na kterou se může volně navázat kyslík. Hemoglobin s navázaným kyslíkem se nazývá oxyhemoglobin. Při průchodu kapilárami se kyslík odevzdá tkáním a vzniká opět hemoglobin (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).

2.2.2.2. Trombocyty

Trombocyty neboli krevní destičky jsou oválná tělíska bez jádra. Vznikají v kostní dřeni fragmentací či odštěpováním cytoplasmy megakaryocytů. Jejich funkcí je uzavírat porušenou krevní stěnu (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).

2.2.2.3. Leukocyty

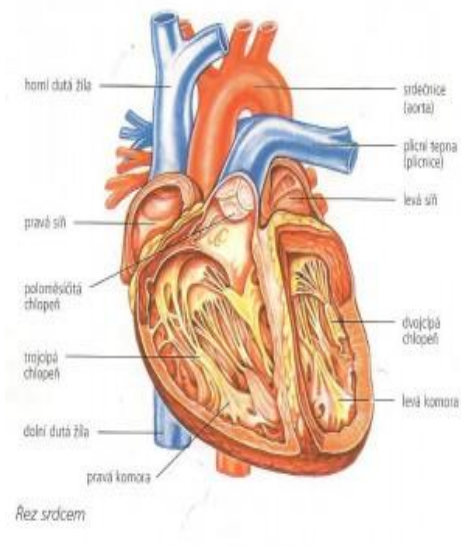
Leukocyty jsou bílé krvinky zajišťující obranné reakce organismu. Jejich počet v krvi se pohybuje mezi $4-10 \times 10^9/l$ u dospělého jedince. Leukocyty dělíme podle obsahu granul na granulocyty a agranulocyty. Mezi granulocyty neboli polymorfonukleáry (buňky s členěným jádrem) řadíme neutrofile, bazofily a eozinofily a mezi agranulocyty neboli mononukleáry (buňky s nečleněným jádrem) řadíme monocyty a lymfocyty.

Granulocyty jsou bílé krvinky obsahující členěné jádro. Neutrofilní granulocyty jsou nejpočetnější bílou složkou krve. Jejich úkolem je fagocytovat bakterie a chránit tak tělo před infekcemi a záněty. Bazofilní granulocyty naopak tvoří nejméně početnou složku bílé krevní řady a ve svých granulích obsahují histamin, heparin a další působky, čímž chrání lidské tělo při alergických a parazitárních infekcích. Eozinofilní granulocyty jsou zmoženy při alergických a parazitárních onemocněních a zastávají důležitou úlohu při zneškodňování cizorodých bílkovin a alergenů.

Mezi bílé krvinky s nečleněným jádrem zahrnujeme monocyty a lymfocyty. Monocyty vznikají v kostní dřeni a cirkulací krevním řečištěm se v orgánech mění na makrofágy. Jejich úkolem je společně s lymfocyty rozpoznat a reagovat s antigeny. Makrofágy fagocytují cizorodé látky a tím tvoří nespecifickou imunitu (společně s neutrofilem a dentritickými buňkami). Lymfocyty zprostředkovávají specifickou imunitu a dělí se podle orgánu, kde získají své imunokompetitivní vlastnosti, na T- lymfocyty (získají je v bzlíku) a na B- lymfocyty (zisk ve fetálních játrech a poté v kostní dřeni). T-lymfocyty působí cytotoxicky na cizorodé částice a B- lymfocyty zprostředkovávají tvorbu protilátek (Radomír Čihák, 1997, Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.3. Srdce

Srdce je důležitý orgán lidského těla, který pod tlakem transportuje krev do plic i ostatních tkání v těle. Obrázek 1 znázorňuje anatomickou stavbu srdce (BeverlyMcMillan, 2009).



Obrázek 1: Anatomická stavba srdce

Zdroj: https://www.google.cz/search?q=srdce+org%C3%A1n+popis&rlz=1C1PRFC_enCZ612CZ612&tbm=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=0ahUKEwi0k8mRj6rMAhXMHJoKHVA6AIUQsAQIIg&biw=1024&bih=485#imgsrc=pi_mPUJgAVwCLM%3A

2.3.1. Popis a funkce srdce

Srdce je dutý svalový orgán. Dělíme ho na dvě poloviny, pravou a levou a každá polovina obsahuje síň a komoru. Stěna komor je silnější než stěna síní. Úkolem srdce je rytmicky se smršťovat a ochabovat a tím pod tlakem pohánět krev v krevním oběhu. Smrštění srdce se nazývá systola a ochabnutí diastola. Srdce má přibližně velikost sevřené pěsti a leží v mediastinu za hrudní kostí. Srdce je uloženo v osrdečniku (*pericardium*), což je serosní dutina skládající se ze dvou listů. Nástěnný list neboli *lamina parietalis* je tenká a lesklá blána, která pokrývá vnitřní povrch (přivracený k srdci) dutiny perikardu a epikard (*epicardium*) neboli *lamina visceralis*, je list, který je srostlý s povrchem srdce a tvoří lesklý povrch srdeční stěny. Srdeční stěna vytváří tři vrstvy, které označujeme jako endokard (*endocardium*), myokard (*myocardium*) a epikard (*epicardium*) (BeverlyMcMillan, 2009).

2.3.2. Stavba srdce

Tvar srdce připomíná nepravidelný kužel, jehož báze, která naléhá na bránici, je obrácena dozadu vzhůru a hrot míří dopředu dolů a doleva. Na srdci rozlišujeme bázi srdeční (*basis cordis*), kde jsou uloženy síně srdeční, do kterých vstupují žíly a hrot srdeční (*apex cordis*), který má zaoblený tvar a obsahuje komory (Ivan Dylevský, 2009, Radomír Čihák, 1997).

2.3.2.1. Pravá část srdce

Pravá část srdce se skládá ze síně a komory. Do pravé síně (*atrium dextrum*) vstupuje horní dutá žíla (*vena cava superior*) a dolní dutá žíla (*vena cava inferior*), jež přivádějí odkysličenou krev z těla. Odkysličená krev přechází přes trojcípou chlopeň (*valva atrioventricularis dextra, valva tricuspidalis*) do pravé komory (*ventriculus dexter*) a odchází přes chlopeň plicnice (*valva trunci pulmonalis*), obsahující poloměsíčitě chlopně, do plicnice (*truncus pulmonalis*). Plicnice je silná tepna, která odvádí krev do obou plic jako pravá a levá tepna plicní (*arteria pulmonalis dextra et sinistra*). V plicích dojde k okysličení krve (Radomír Čihák, 1997, Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.3.2.2. Levá část srdce

Levá část srdce, stejně jako pravá část, obsahuje síň a komoru. Do levé síně (*atrium sinistrum*) ústí plicní žíly (*venae pulmonales dextrae et sinistrae*), zpravidla dvě vlevo a dvě vpravo. Plicní žíly vedou okysličenou krev z plic, která přechází přes dvojcípou chlopeň (*valva atrioventricularis sinistra, valva mitralis*) do levé komory. Z komory proudí krev přes chlopeň aorty (*valva aortae*), obsahující poloměsíčitě chlopně, do aorty a odtud proudí okysličená krev do celého těla (Radomír Čihák, 1997, Gerard J. Tortora a kol., 2011).

2.3.2.3. Vrstvy srdeční stěny

Srdeční stěnu tvoří tři vrstvy. Vnitřní vrstva je endokard (*endocardium*), prostřední vrstva příčně pruhované svaloviny srdeční je myokard (*myocardium*) a vnější serosní povlak srdce se nazývá epikard (*epicardium*).

Endokard neboli nitroblána srdeční je tvořena hladkou, lesklou, průsvitnou membránou, která vystýlá kompletně srdeční dutinu. Povrch je tvořen jednovrstevným plochým epitelem a pod endotelovým povrchem se nachází vazivo (*lamina propria*) se sítěmi z kolagenních vláken a s elastickými vlákny, které místy splývají ve fenestrované membrány. Subendokardové vazivo, jako tenká vrstva řídkého vaziva, připojuje *lamina*

propria endokardu ke svalovině srdeční. Endokard není posunlivý a spojení se svalovinou je pevné. Endokard, jako své duplikatury s vyztuženou ploténkou vaziva, vytváří chlopně srdeční. Srdeční skelet, který tvoří podpůrný prostorový útvar v místě čtyř srdečních chlopní, je tvořen hustým fibrosním vazivem. Je tvořen čtyřmi vazivovými prstenci (*anuli fibrosi*), které jsou navzájem spojeny vazivovými útvary (*trigonum fibrosum dextrum a trigonum fibrosum sinistrum*).

Svalovina srdeční je složena z příčně pruhované svaloviny srdeční. Tato svalovina se skládá z vláken, která jsou tvořena jednotlivými buňkami a jsou spojena šikmými můstky v prostorovou síť. Hranice mezi jednotlivými buňkami nazýváme interkalární disky. Myokard ve stěnách síní je výrazně tenčí než ve stěnách komor. Síně mezi pruhy svaloviny obsahují více vaziva než komory. Myokard síní a komor je připojen k srdečnímu skeletu. Srdeční skelet zcela odděluje myokard komor a síní. Jediným spojením je atrioventrikulární svazek převodního systému srdečního. Myokard specializovaný na tvorbu a rozvádění vzruchů pro srdeční činnost je označován jako převodní systém srdeční (viz dále).

Epikard je serosní povlak povrchu srdce. Vazivo a tukové vazivo spojuje serosní povlak se svalovinou srdeční a probíhají zde kmeny cév a nervů srdce. Výživu stěn srdce zajišťují pravá a levá věnčitá tepna (*arteria coronaria dextra et sinistra*). Odvod krve ze srdeční stěny obstarávají srdeční žíly (*venae cordis*). Převodní systém srdeční vyvolává rytmickou činnost srdce. Tyto impulsy jsou myogenního původu a proto srdce tepe, i když je nervů zbaveno. Nervy přicházející k srdci ovlivňují frekvenci a intenzitu jeho srdečních stahů, tím je regulován výdej krve do cév podle potřeb organismu. Tento děj je zajišťován působením na převodní systém, na věnčité tepny nebo přímo na myokard. Nervy srdce jsou autonomního typu a podle toho je rozdělujeme na vlákna sympatická a parasympatická. Nachází se zde i vlákna senzitivní, která vedou podněty ze srdce do centrálního nervového systému (Ivan Dylevský, 2009, Radomír Čihák, 1997).

2.4. Stavba cév

Krevní řečiště rozdělujeme na několik úseků a to podle funkčních nároků na daný úsek. Jednotlivé úseky se liší stavbou cévní stěny. Mezi stavebně charakteristické úseky krevního řečiště řadíme tepny (*arteriae*), které svým postupným větvením vytvářejí tenčí až nejtenčí arterioly (*arteriolae*), které přecházejí ve vlásečnice (kapiláry, *vasa capillaria*). Kapiláry pokračují do nejtenčích žil, nazýváme je venuly (*venulae*), které sbírají krev do žil (*venae*).

Cévní stěna je složena ze tří vrstev: vnitřní (*tunica interna- intima*), střední (*tunica media*) a zevní (*tunica externa- adventitia*). Cévy vystýlá jedna vrstva plochých endotelových buněk, které mají polygonální tvar a jsou protáhlé ve směru osy cévy a nasedají na bazální membránu. *Tunica media* je složena z kolagenního vaziva, buněk hladkého svalu, elastických vláken a elastických membrán. Poměr jednotlivých složek je závislý na typu cévy. *Tunica externa* je z největší části složena z kolagenního vaziva. Na rozhraní *tunica externa* a *tunica media* větších cév probíhají *arteriae nutriciae*, které zajišťují vyživování cévní stěny (*vasa vasorum*). Na rozhraní *tunica interna* a *tunica media* a na rozhraní *tunica media* a *tunica externa* mohou být přítomny elastické lamely nebo fenestrované membrány (*membrana elastica interna et externa*), tyto struktury nacházíme pouze u arterií svalového typu (Jindřich Martínek, Zdeněk Vacek, 2009).

2.4.1. Tepny

Tepny jsou pevné a pružné a musí být přizpůsobené na pulsové nárazy krve, které vycházejí ze srdce. V tepnách proudí krev rychle a rychleji během systoly. Systola srdeční vypudí krev z komor do cév a tím vznikne tlaková vlna, která je hmatná jako tep. Stěna tepny se skládá ze tří vrstev, jsou to vnitřní vrstva *tunica intima*, střední *tunica media* a vnější *tunica externa (adventitia)*.

Tunica intima je složena z jedné vrstvy plochých endotelových buněk, které jsou podloženy sítí elastických a kolagenních vláken nebo elastickými blankami. Elastická vlákna a blanky můžeme souborně označit jako *membrana elastica interna*.

Tunica media je složena z hladké svaloviny a je taky nejsilnější z vrstev stěny tepny. Buňky hladké svaloviny probíhají cirkulárně nebo v nízkých spirálovitých závitech. Mezi buňkami se nachází elastické a kolagenní vazivo nebo blanky tvořené *membrana elastica*. Tepny podle její převažující stavební složky rozdělujeme na tepny elastického typu, kde převažuje elastická složka a na tepny svalového typu, u kterých převažuje svalová složka.

Tunica externa (neboli adventitia) je cévní povrch tvořen fibrilárním vazivem a elastickými a kolagenními vlákny. Tato vlákna se na povrchu cévy síťovitě překřížují a přecházejí do vaziva v okolí cévy, čímž je zajištěna pružná fixace cévy. *Tunica externa* od *tunica media* je oddělena elastickou vrstvou *membrana elastica externa*.

Tepny dělíme na dva základní typy, arterie elastického typu a arterie svalového typu. Mezi arterie elastického typu řadíme největší tepnu- srdečnici (aortu) a začátky jejích hlavních větví a plicnici (*truncus pulmonalis*) a její větve. Arteriemi svalového typu je většina tepen (Radomír Čihák, 1997, Jindřich Martínek, Zdeněk Vacek, 2009).

2.4.2. Arterioly

Arterioly se skládají z endotelu a z tenké vrstvy cirkulárně uspořádaných svalových buněk. Stejně jako u tepen je mezi endotelem a svalovými buňkami *membrana elastica interna*. Arterioly jsou nejmenší arterie a mají poměrně silnou stěnu, ale malý průsvit. Svými početnými nervovými vlákny regulují průtok cévního řečiště. Konečné úseky arterioly, nacházející se před kapilárami, označujeme jako prekapiláry, které pokračují do kapilár (Radomír Čihák, 1997).

2.4.3. Kapiláry

Hranice mezi žilním a tepenným úsekem cévního řečiště probíhá na úrovni kapilár a není zcela přesná. Tuto hranici lze rozlišit pouze jedním znakem, kterým je stupeň nasycení protékající krve kyslíkem. Kapiláry neboli vlásečnice jsou cévy s velmi malým průsvitem. Jejich stěnu tvoří pouze endotel, který je snadno propustný pro nejrůznější látky obsažené v krvi. Hlavní význam kapilár je při látkové výměně a difuzi kapalin a plynů mezi krví a tkáněmi (Ivan Dylevský, 2009).

2.4.4. Venuly

Žilní část cévního řečiště začíná žilními úseky tkáňových kapilár. Z tkáňových kapilár začínají malé žilky – venuly, které přecházejí do žil (Ivan Dylevský, 2009).

2.4.5. Žíly

Žíly rozdělujeme podle stavby cévní stěny a podle umístění v organismu na vény běžného typu a vény svalového typu. Oproti tepnám je u žil nejsilnější *tunica adventitia* a specifickým rysem je přítomnost chlopní, které jsou duplikaturou intimy v lumenu cév.

U vén běžného typu je *tunica adventitia* složena z kolagenního vaziva, které plynule přechází do okolního vaziva. *Tunica media* je složena z tenké vrstvy hladkého svalstva složeného cirkulárně. Vény svalového typu identifikujeme podle longitudinálně uspořádaného hladkého svalstva v *tunica adventitia*. Při kontrakci longitudinální svaloviny je překonán hydrostatický tlak a dojde k posunu krve směrem k srdci.

Žilní chlopně (*valvulae venosae*) jsou endotelem kryté výběžky intimy a uvnitř jsou vyztužené vazivem. Chlopně dovolují průtok krve jen jedním směrem, a to k srdci. Funkcí chlopní je rozdělit hydrostatický tlak vysokého sloupce kapaliny na jednotlivé tlaky krátkých sloupců. Chlopně také zajišťují pohon krve v žilách, když dojde k sevření žíly. Při sevření žíly odteče krev ze stisknutého místa směrem k srdci a není dovolen návrat této krve zpět (Radomír Čihák, 1997, Jindřich Martínek, Zdeněk Vacek, 2009).

3. Fyziologie krevního oběhu

3.1. Funkční organizace srdečně- cévního systému

Hlavním úkolem cirkulující krve je zajištění rychlého transportu. Tento transport je důležitý pro vzdálenosti, ve kterých probíhá difúze pomalou rychlostí. Transportní systém je zajištěn soustavou trubic- cév, ve kterých krev proudí díky srdci, které má funkci čerpacího zařízení. Srdeční síně vykonávají funkci pomocných pump a komory zastávají funkci hlavních pump. Stěna pravé komory je tenčí než levé a proto pravá komora pohání nízkotlaký plicní oběh, do kterého je přiváděna odkysličená krev z celého těla. Odkysličená krev obsahuje nižší parciální tlak kyslíku (pO_2).

Naopak levá komora má výraznou cirkulárně uspořádanou svalovinu a přečerpává okysličenou krev z plic do vysokotlakého systémového oběhu. Okysličená krev obsahuje vyšší parciální tlak kyslíku (pO_2). Oba oběhy jsou pomocí tepen, kapilár a žil zapojeny sériově. Systémový oběh se navíc skládá z řady paralelně zapojených okruhů, které vyživují jednotlivé orgány a tkáně. (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2. Typologie cév

Stavba cévní stěny je určena její funkcí a cévy dělíme podle jejich funkčního hlediska do šesti kategorií (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.1. Pružník

Velké a středně velké tepny označujeme jako pružník. Jejich úkolem je zajistit rychlý transport krve do periférie. Svou významnou elastickou vlastností přeměňují nárazový přítok krve v systole na kontinuální proudění. Tento efekt se nejvíce projevuje v aortě (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.2. Rezistenční cévy

Rezistenční cévy regulují průtok krve tkáněmi. Řadíme sem tepénky (nekapilární rezistenční cévy). Tyto cévy mají vrstvu silné hladké svaloviny, díky které mění svůj průsvit. Dále do této skupiny patří venuly (postkapilární rezistenční cévy), které tvoří jen velmi malou část cévní rezistence (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.3. Prekapilární sfinktery

Jsou to konečné úseky nekapilárních tepének. Jejich konstriktce nebo dilatace rozhoduje o počtu otevřených kapilár. Tím je ovlivněna velikost plochy, kde dochází k výměně tekutiny mezi kapilárami a intersticiem (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.4. Kapiláry

Kapiláry jsou styčnými plochami, kde dochází k přesunu látek mezi krví a tkáněmi. Nemohou se kontrahovat a jejich průsvit je měněn pasivně na stavu prekapilárních a postkapilárních cév a nekapilárních sfinkterů (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.5. Arteriovenózní zkratky

Najdeme je jen v některých tkáních (např. v kůži). Jejich úkolem je zabezpečit rychlý převod krve z tepenného řečiště do žilního s obejitím kapilár. Jsou-li tyto cévy otevřeny, průtok kapilárami v dané tkáni je snížen a průtok tkání je zrychlen (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.2.6. Kapacitní cévy

Kapacitní cévy jsou především žíly, které díky své výrazné roztažnosti stěny jsou schopny pojmout značný objem krve. Slouží jako rezervoár krve. Tento rezervoár je důležitý pro stále se měnící distribuci krve v jednotlivých orgánech. Kapacitní cévy zajišťují žilní návrat a ovlivňují tak funkci srdce (Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.3. Malý a velký krevní oběh

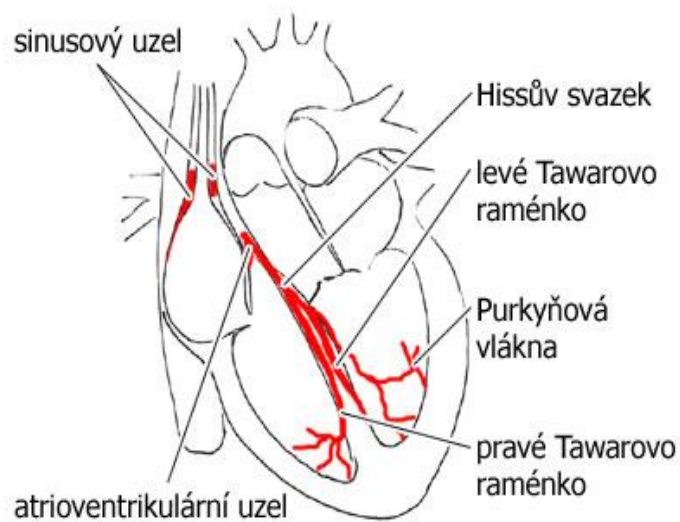
Srdce se skládá ze dvou pump, které jsou zapojeny sériově. Krev je hnána do dvou oběhů-systémového a plicního, které jsou rovněž seřazeny do série.

Malý krevní oběh neboli plicní oběh začíná plicnicí (*truncus pulmonalis*) vystupující z pravé komory. Plicnice se rozděluje na pravou a levou plicní tepnu (*arteria pulmonalis dextra et sinistra*), které se větví a vstupují do plic, kde dojde k okysličení krve. Z plic se do levé síně srdeční vracejí plicní žíly (*venae pulmonales*), odkud okysličená krev proudí do celého těla. V plicním oběhu tepny obsahují odkysličenou krev a naopak v žilách koluje okysličená krev.

Velký krevní oběh neboli tělní oběh začíná v levé komoře aortou, která svými větvemi rozvádí okysličenou krev do celého těla. Odkysličená krev se vrací horní a dolní dutou žílou do pravé síně, kde navazuje na malý krevní oběh (Radomír Čihák, 1997, Miloš Langmeier a kol., 2009).

3.4. Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční je specializovaná část myokardu. Převodní systém srdeční vytváří vzruchy, které vytvářejí kontrakci myokardu a tyto vzruchy rozvádí svalovinou srdeční. Myokard ke své rytmické činnosti nepotřebuje nervy a sám je zdrojem vzruchů potřebných pro svou činnost. Nervy, které vedou do srdce, tuto činnost pouze usměrňují a to zpomalením nebo zrychlením. Převodní systém srdeční se skládá ze dvou uzlů, předšňového svazku a sítě konečných vláken. První uzel je sinusový uzel (*nodus sinuatrialis*), jenž je základním útvarem a udává rytmus srdce. Druhý uzel je atrioventrikulární síňokomorový uzel (*nodus atrioventricularis*), další částí jsou spoje mezi těmito uzly. Další strukturou je atrioventrikulární svazek (*fasciculus atrioventricularis*), který se dělí na dvě Tawarova raménka (*crus dextrum et crus sinistrum*), která se dále větví na Purkyňova vlákna (*rami subendocardiales*). Spoluprací všech částí převodního systému srdečního vznikají rytmicky se opakující kontrakční vlny myokardu. Každá vlna postupuje od ústí žil síně k atrioventrikulárnímu ústí a odtud je vzruch veden ke hrotu srdečnímu. Od hrotu srdečního prochází kontrakční vlna stěnami komor k oběma tepenným ústím i k ústím atrioventrikulárním. Obrázek 2 znázorňuje části převodního systému srdečního (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).



Obrázek č. 2: Převodní systém srdeční

Zdroj: https://www.google.cz/search?q=srdce&rlz=1C1PRFC_enCZ612CZ612&tbm=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=0ahUKEwj9ssSdiarMAhUrDJoKHdOoAkgQsAQIIg&biw=1024&bih=485#tbm=isch&q=srdce+org%C3%A1n+popis&imgrc=-YEq0mxG635VaM%3A.

3.4.1. Sinusový uzel

Sinusový uzel je hlavním útvarem převodního systému srdečního. Udává rytmus srdce a tím určuje základní frekvenci srdečních stahů, označuje se jako "pacemaker" srdce (udavač kroku). Je uložen ve stěně pravé síně mezi ústím horní duté žíly a odstupem pravého ouška srdce (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).

3.4.2. Síňokomorový uzel

Tento síňokomorový uzel je uložen v předsíňovém septu, které se nachází na rozhraní síní a komor. Funkčně se v tomto uzlu projevuje tzv. atrioventrikulární zpoždění. Z předního okraje vystupuje atrioventrikulární svazek, který probíhá pod endokardem pravé komory do svalové části komorové přepážky (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).

3.4.3. Spoje z *nodus sinuatrialis*

Tyto spoje ze sinusového uzlu k atrioventrikulárnímu uzlu a do myokardu mohou být označovány jako spoje internodiální nebo jako spoje interatriální. Původně se myslelo, že vzruchy ze sinoatriálního uzlu přecházely přímo na pracovní myokard síní a šířily se až na atrioventrikulární uzel. Později se ukázalo, že vzruch ze sinuatriálního uzlu dospěje do atrioventrikulárního uzlu rychleji, než kdyby vzruch postupoval jen se stahem pracovního myokardu. Postupně byly objeveny jednotlivé svazky myocytů, které vycházejí z *nodus sinuatrialis* a vstupují do atrioventrikulárního uzlu nebo jej míjejí a pokračují do atrioventrikulárního svazku (Radomír Čihák, 1997).

3.4.4. Hisův svazek

Hisův svazek vystupuje z předního okraje atrioventrikulárního uzlu jako *truncus fasciculus atrioventricularis* (kmen svazku), který se dělí ve dvě Tawarova raménka. Obě raménka se rozbíhají pod endokard komor a rozpadají se do sítě Purkyňových vláken. (Radomír Čihák, 1997, Ivan Dylevský, 2009).

3.4.5. Tawarova raménka

Tawarova raménka, levé a pravé procházejí komorovým septem až k bazím přilehlých papilárních svalů kde se dále větví (Radomír Čihák, 1997).

3.4.6. Purkyňova vlákna

Purkyňova vlákna jsou konečným větvením ramének. Jsou ve formě sítě složené ze světlejších vláken, která se větví pod endokardem komor. Vlákna končí u svaloviny komor a papilárních svalů (Radomír Čihák, Ivan Dylevský, 2009).

4. Biomechanika krevního oběhu

Biomechanika studuje mechanické vlastnosti biologických struktur. Kardiovaskulární systém se skládá ze srdce, krevních cév a krve. Dělí se na plicní cirkulaci, která je tvořena pravým srdcem a plicemi a na cirkulaci systémovou, pomocí které srdce dodává krev do orgánů těla (srdeční sval, mozek, kosterní svaly, gastrointestinální trakt, slezina, játra, ledviny, kůže atd.). Plicní a systémová cirkulace jsou uspořádány v sérii, a proto musí protékat levou i pravou komorou stejný objemový průtok, aby byly zachovány fyziologické funkce lidského těla. Funkcí krevního oběhu je přenos živin a krevních plynů z krve do tkání a odvod škodlivých látek z tkání. Společně s trávicí a vylučovací soustavou se účastní udržování stálého tělesného prostředí. V krevním oběhu se uplatňují zákony hydrodynamiky (Ghassan S. Kassab, 2006, Theodosios Korakianitis a kol., 2006, Jozef Rosina a kol., 2006).

4.1. Srdce

Krev v těle člověka proudí jedním směrem, srdce je hlavním motorickým orgánem, díky němuž je krev dodávána kinetická energie, cévy jsou jeho potrubím. Základní funkcí srdce je mechanická práce, která zajišťuje rozvod krve do celého těla. Srdce funguje jako pumpa, která je složena ze čtyř oddělených čerpadel. Srdce můžeme vzhledem k funkčnosti malého a velkého oběhu nazvat synchronizovaným dvojitým čerpadlem, které vykonává především tlakově-objemovou práci, kde objem je posouván tlakem proti odporu proudění. Nejvíce energie srdečního svalu se nachází ve svalovině levé komory, která zajišťuje vypuzování krve do tepenného systémového oběhu. Menší část energie je spotřebována pravou komorou, která vypuzuje krev do plicního (malého) oběhu. Mechanická vypuzovací práce srdce zaujímá 1/10 z celkové mechanické energie a zbylých 9/10 se spotřebovává na udržení stálého napětí (tonusu) srdeční svaloviny. Při námaze dochází u zdravého srdce k zvyšování mechanického výkonu. Kontrakce jednotlivých srdečních částí způsobí změny tlaku a průtoku krve v srdečních částech a v cévách. Účinnost myokardu se pohybuje okolo 30% a závisí na typu srdeční práce. Objemová práce, u které dochází k vyšší žilní návratu, má vyšší účinnost než práce tlaková, která má vyšší periferní odpor. U trénovaného člověka má srdce vyšší účinnost než srdce netréované. Mechanická účinnost srdce je jen několik procent, ale při námaze dochází k zvýšení na 10%. U selhávajícího srdce s ochabujícím myokardem se výkon k udržení stálého napětí sice zvyšuje, ale mechanická účinnost je oproti zdravému srdci nižší a pro nemocného to působí mnoho zdravotních problémů. V tabulce 1 jsou uvedeny hodnoty

tlakově-objemové práce srdce. Z tabulky plyne, že v klidovém stavu je více energie spotřebovááno levou komorou než pravou komorou a hodnota celkové práce v klidu je 1,275 J (Andrew D. McCulloch, 2005, Leoš Navrátil a kol., 2005, Jozef Rosina a kol., 2006).

Tabulka 1: Tlakově- objemová práce

| | | |
|---|----------------------------------|--|
| Tlakově- objemová práce: $p \cdot V$ (klidové hodnoty) | | |
| levá komora | | |
| $p = 120 \text{ mm Hg}$ | $= 120 \cdot 133 \text{ Pa}$ | |
| $V = 70 \text{ ml}$ | $= 70 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$ | $p \cdot V = 1,117 \text{ J}$ |
| pravá komora | | |
| $p = 15 \text{ mm Hg}$ | $= 15 \cdot 133 \text{ Pa}$ | |
| $V = 70 \text{ ml}$ | $= 70 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$ | $p \cdot V = 0,140 \text{ J}$ |
| práce při zrychlení: $m = 74 \text{ g} = 0,07 \text{ kg}$ | | |
| $\frac{1}{2} mv^2$ | $v = 0,5 \text{ m/s}$ | $2 \cdot \frac{1}{2} mv^2 = 0,018 \text{ J}$ |
| celková práce v klidu: | | $A = 1,275 \text{ J}$ |

Zdroj: Navrátil, Rosina a kol., Medicínská biofyzika, 2005 (převzato).

4.1.1. Srdeční cyklus

Srdeční cyklus je pravidelné střídání systoly a diastoly. Při systole je krev vypuzena ze srdce do krevního řečiště a při diastole jsou síně a komory v relaxovaném stavu a plní se krví. Během plnicí fáze, která zahrnuje diastolu síní a pozdní diastolu komor, se dutiny naplňují krví. Při diastole jsou dvojcípé a trojcípé chlopně otevřeny a aortální a plicní chlopně jsou uzavřeny. Nitrokomorový tlak má při této fázi nulové hodnoty a při plnění mírně stoupá. Krev je poháněna do komor pomocí setrvačnosti krevního proudu a tlaku v síních (maximální hodnota 16 mm Hg), poté nastane fáze rychlého plnění komor.

Systola začíná izovolumickou fází, kdy se komory rychle plní krví. Začátek systoly začíná fází izovolumické kontrakce. Dochází ke kontrakci myokardu, objem komor se nemění a zvyšuje se komorový tlak. Dvojcípá a trojcípá chlopně se uzavírají a tento jev je slyšitelný jako systolická ozva. Uzavřená je i aortální a plicní chlopně. Závěrečnou fází systoly je ejekční fáze, kdy komorový tlak přesáhne hodnoty diastolického tlaku v aortě a v plicnici. Aortální a plicní chlopně se otevírají a krev je vypuzena do tepen. Poslední fází srdečního cyklu je fáze izovolumické relaxace, kdy se aortální a pulmonální chlopně uzavřou, tím klesne komorový tlak a otevřením cípatých chlopní začíná nový srdeční cyklus. Problematiku srdečního cyklu komentuje Korakianitis (2006) slovy: "Tento zdánlivě

jednoduchý cyklický proces představuje v detailech neočekávané fluidní dynamické složitosti." Pro pochopení přesného mechanismu pohybu chlopní se uskutečnilo mnoho numerických a experimentálních měření. Některé experimentální práce byly založeny na pozorování *in vitro* např. pomocí echokardiografie. Ve svém experimentu, kdy byla provedena numerická simulace proudění krve na modelu aortální chlopně, dospěl Korakianitis s kolegy k závěru, že pohyb chlopní se skládá ze tří pohybů. První pohyb je rychlé otevření, druhý pohyb je pomalé uzavírání a třetí pohyb je rychlé uzavření chlopně. Korakianitis s kolegy dospěl ke stejným výsledkům jako předchozí klinické studie a jejich model je používám ke studiu mitrální stenózy a aortální regurgitace. Důležitou úlohu v srdečním cyklu má aorta, která je největší a nejdelší tepnou v těle. Její funkcí je rozvod okysličené krve z levé komory do celého těla. Působí také jako elastická komora, kdy její elasticita slouží k převodu pulzujícího toku ze srdce na téměř ustálený tok krve do periferních cév. (Ghassan S. Kassab, 2006, Theodosios Korakianitis a kol., 2006)

4.1.2. Efektivní výkon srdce

Správnou činnost srdce a jeho výkon zajišťují srdeční chlopně, které řídí jednosměrný tok krve v srdečních síních a komorách. Efektivní výkon srdce je popisován objemem krve, který je vypuzen při srdeční systole do aorty. Tento objem krve můžeme nazvat jako pulzový nebo tepový objem. Při správné funkci srdečních chlopní je objem vypuzené krve z komory do aorty 70-90 ml. Tento objem se může zvýšit při tělesné činnosti nebo při patologických stavech. Na konci každé systoly zůstane v komoře asi 50 ml krve, nazýváme jej komorový reziduální objem. Nárůst tohoto objemu indikuje patologickou ochablost jedné nebo obou komor. Pro zhodnocení výkonu komor se používá vztah tepového objemu k reziduálnímu objemu. Jedná se o ejekční frakci, která je dána vztahem:

$$EF = \frac{eDV - eSV}{eDV} \quad (1).$$

EF- ejekční frakce

eDV- objem komory na konci diastoly

eSV- objem komory na konci systoly.

Podle hodnot reziduálního objemu a ejekční frakce je možné rozlišit normální srdeční činnost a selhávání srdce. Normální hodnoty se nacházejí v rozmezí 0,55- 0,67 a klinicky snížené jsou hodnoty < 0,4. Srdeční výkon lze vyjádřit i pomocí minutového objemu. Je to

množství krve, které je vypuzeno ze srdce za jednu minutu. Minutový objem či srdeční výdej je proměnlivý a je dán vztahem:

$$V_{60} = V_P \cdot P_{60} \quad (2).$$

V_{60} – minutový objem

V_P – tepový objem

P_{60} – počet pulzů za jednu minutu.

Minutový objem se průměrně pohybuje od 5000 do 9000 ml za minutu.

Celková mechanická práce srdce v jedné systole je součet kinetické a statické práce:

$$W = W_k + W_p \quad (3).$$

W – celková mechanická práce srdce v jedné systole

W_k – kinetická práce

W_p – statická práce.

Pokud známe tlak krve během systoly, tepový objem a rychlost krve, při které je vypuzována ze srdce, můžeme vypočítat, že celková mechanická práce zdravého srdce je při jedné systole 1,1 J. Práce levé komory se podílí asi 80%. Celkový srdeční výkon je při frekvenci 60 tepů za minutu 1,0 W a při frekvenci 70 tepů za minutu asi 1,3 W. Z toho plyne, že tlaky v srdečních dutinách jsou v čase i prostoru nerovnoměrné a spolu se setrvačnými silami a vlastnostmi srdeční svaloviny utvářejí výslednou dynamiku srdce. Současně také ohyb srdečních stěn určuje tlak v dutinách. Podle Navrátila (2006) je srdce hydro- viskoelasticko zpětnovazebný systém (Theodosios Korakianitis a kol., 2006, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.1.3. Srdeční sval

Na stěny srdečního svalu během srdečního cyklu působí napětí, které způsobuje jeho deformace. Změny napětí ve stěně srdce, které jsou způsobeny hemodynamickými změnami, mohou vyvolat deformaci myokardu. Deformace způsobují tlakové gradienty mezi jednotlivými místy stěny a dochází k přerozdělování tekutiny. Tohoto jevu lze využít při sledování průchodnosti koronárních cév a v mikrocirkulaci srdeční stěny. Základní stavební jednotkou srdečního svalu jsou kardiomyocyty, dále se zde nachází specializované buňky převodního systému, vazivo, kapiláry a mezibuněčná tekutina.

Srdeční svalovina zajišťuje kontrakce srdce a převodní systém koordinuje kontrakce jednotlivých srdečních oddílů. Srdeční svalovina se skládá ze tří vrstev. Zevní vrstva je uspořádána longitudinálně, střední cirkulárně a vnitřní longitudinálně. V komorách je vyšší tlak než v síních, a proto je vrstva svaloviny v komorách silnější než v síních. Srdeční sval má během diastoly velké svalové napětí a tuhost. U řady patologických stavů se tuhost svaloviny zvyšuje, např. hypertenze, ischemie, revmatická onemocnění. Zvyšuje se i během stárnutí organismu. Zvýšená tuhost má za následek snížení sací funkce komor. V epikardu zůstává průtok krve během systoly i diastoly prakticky nezměněn. V subendokardu může docházet k ischemii a opětovnému plnění okysličenou krví. Tyto změny se nacházejí méně v pravé komoře, protože zde je nižší komorový tlak. Srdeční svalovina je nehomogenní materiál. Její vlastnosti se mění podle teploty, relaxuje za konstantní deformace a roztahuje se. Zákon Laplaceův a Starlingův (nazýván i Frankův-Starlingův mechanismus) udává vztah délky a napětí srdečního svalu. Laplaceův zákon říká, že během vypuzování krve při systole klesá napětí jednotlivých svalových vláken, i když nedochází ke změně tlaku nebo dokonce mírně roste, protože dochází ke zmenšování poloměru komor a zvětšuje se průřez stěny komory. Frankův-Starlingův zákon říká, že energie stahu je úměrná počáteční délce svalového vlákna. Stěna komor je složena ze svalových vláken, která vytváří složitou trojrozměrnou strukturu. Myocyty jsou poměrně krátké, ale jsou mezi sebou bohatě propojeny. Mění se délka svalových vláken myokardu je úměrná objemu komor na konci diastoly. Plnění komor je omezeno zvýšením intraperikardiálního tlaku. Síňové kontrakce napomáhají plnění komor. Síňové kontrakce jsou také ovlivňovány rezistencí nebo impedancí, proti které jsou komory schopny vypuzovat krev. Kontraktilita myokardu ve fázi izovolumické kontrakce má také výrazný vliv na systolický výdej (Andrew D. McCulloch, 2005, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.1.4. Koronární oběh

Koronární oběh zajišťuje srdci přívod živin a kyslíku. Koronární cirkulaci obstarávají dvě věnčité tepny (*arterie coronariae*) a srdeční žíly (*venae cordis*). Žilní krev odvádí především *sinus cordis* do pravé síně. V klidu proteče koronárním oběhem asi 240 ml krve za minutu. Při zátěži se objem krve může zvýšit až pětinasobně. Tento děj, kdy dochází k zvýšení průtoku koronárními tepnami, nazýváme koronární rezerva. Koronární rezerva je důležitá pro krevní zásobení myokardu právě při zvýšené námaze, protože zvýšení průtoku je jedinou možností, jak dodat pracujícímu myokardu dostatečné množství kyslíku. Malé srdeční cévy se nacházejí ve středních a vnitřních vrstvách stěny srdce, kde

jsou vystaveny kontrakcím myokardu. Tím dochází, zvláště na levé straně srdce, k potlačení proudění krve na začátku systoly a svého maxima dosáhne až po začátku diastoly (Andrew D. McCulloch, 2005, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2. Cévy

Cévy tvoří rozvodnou část uzavřeného cévního oběhu. Cévy nejsou rigidní, ale dynamické struktury krevního oběhu, které jsou schopny měnit svůj objem. Svou elasticitou, roztažlivostí a aktivní kontraktibilitou udržují pohyb krve. Mechanické vlastnosti krevních cév jsou zpravidla závislé na stavbě cévní stěny (kolagen, elastinová vlákna, buňky hladkého svalstva). Beneš (2015) říká, že rovnice kontinuity platí pro ustálené proudění ideální kapaliny trubicí o nestejném průřezu a pomocí této rovnice lze zjednodušeně popsat průtok krve cévním systémem (zanedbáváme např. tření). Při pohybu kapaliny z místa s větším průřezem do místa s menším průřezem se rychlost pohybu kapaliny zvyšuje. Tato rovnice vyjadřuje, že součin průřezu trubice a rychlosti průtoku kapaliny je konstantní. Při rozvětveném toku vyjadřuje plochu průřezu součet všech ploch:

$$\sum_i S_i v_i = konst. \quad (4).$$

S – průřez trubice

v - rychlost průtoku kapaliny.

V tabulce 2 jsou uvedeny parametry cévního systému. Z tabulky plyne, že nejvyšší tlak je v aortě a ve velkých artériích a nejnižší ve *vena cava*. Malé artérie a arterioly tvoří až 50% celkového periferního odporu, kapiláry asi jen 25 %. Ve vénách je velmi nízký tlak a z tohoto důvodu slouží jako rezervoár krve. Z tohoto rezervoáru je v případě potřeby čerpána krev do celého organismu. Čím menší je lumen cévy, tím v cévě působí větší odpor a díky většímu odporu je průtok krve v cévě nižší. Malá změna v průsvitu cévy vyvolá velkou změnu v odporu a tím dojde ke změně průtoku. Největší poloměr má aorta a *vena cava* a nejmenší poloměr mají kapiláry. Stejně je to i u tečného napětí, které má nejvyšší hodnotu u aorty a u velkých tepen a u kapilár je hodnota tečného napětí nejnižší. Hodnoty těchto parametrů cévního systému jsou ovlivněny poloměrem dané cévy (Jiří Beneš a kol. 2015, Ghassan S. Kassab, 2006, Leoš Navrátil a kol., 2005, Jozef Rosina a kol, 2006).

Tabulka 2: Parametry cévního systému

| Céva | Tlak (kPa) | Poloměr | Tečné napětí (N.m ⁻¹) | Tloušťka | Celkový průřez (cm ²) |
|-----------------------|------------|------------------|-----------------------------------|----------|-----------------------------------|
| aorta a velké arterie | 13,3 | 1,3 cm nebo méně | 170 | 2 mm | 4,5 |
| malé arterie | 12 | 0,5 cm | 60 | 1 mm | 20 |
| Arterioly | 8 | 0,15-0,06 mm | 1,2-0,5 | 20 μm | 400 |
| Kapiláry | 4 | 4 μm | 1,6*10 ⁻² | 1 μm | 4500 |
| Žilky | 2,6 | 10 μm | 2,6*10 ⁻² | 2 μm | 4000 |
| Žíly | 2 | 200 μm a více | 0,4 | 0,5 mm | 40 |
| Vena cava | 1,3 | 1,6 cm | 21 | 1,5 mm | 1,8 |

Zdroj: Beneš a kol, *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*, 2015 (převzato).

4.2.1. Artérie a kapiláry

Podle stavby cévní stěny rozlišujeme artérie pružné (např. aorta) a svalové artérie (např. mozkové artérie). Arteriální systém velkého oběhu se skládá z cév s velmi pevnou stěnou. Ve stěně aorty a velkých tepen se nachází velké množství pružné tkáně. Pružnost tepen slouží k vyrovnání pulzujícího proudu krve, který proudí ze srdce. Tepnou postupuje tepová vlna, kterou lze u povrchově probíhajících tepen nahmatat jako pulz. Pružníkový efekt je arteriální tlakový mechanismus, který významně usnadňuje cirkulaci krve bez zvýšení nároku na mechanickou práci srdce. Arterioly mají ve své stěně více svaloviny, kterou inervují adrenergní vlákna nebo cholinergní vlákna. Adrenergní vlákna zajišťují kontrakci cévy a cholinergní vlákna cévu rozšiřují. Změny celkového objemu tepenného řečiště zajišťuje systém arteriol, což je důležité pro aktuální změny tepenného tlaku a je tím ovlivňována distribuce krve podle potřeb organismu. Na prokrvení orgánu mají větší vliv metarterioly, z nichž vycházejí kapiláry. Celkový povrch kapilár je u člověka asi 1000 m². Kapiláry jsou krátké, a proto v nich krev proudí pomaleji (asi 0,7 mm.s⁻¹). Kapilární stěna se skládá z vrstvy tvořené endoteliemi, kterými prostupují molekuly menší než molekuly bílkovin. V koncových částech oběhu působí výměnné děje a síly. Při difúzi vody a ve vodě rozpustných látek, při které působí rozdíl koncentrací, dochází k prostupu těchto látek díky pórům v membráně. Látky, které jsou rozpustné v tucích (kyslík, oxid uhličitý, alkohol, ...), prostupují celou membránou kapilár. Při jednom průchodu vody

kapilárou se voda vymění asi 40x mezi intersticiem a plazmou. Za celý den se tak vymění až 80 000 l vody. Při permeaci dochází k průchodu velkých molekul přes velké póry ve stěně kapilár, např. bílkovin. Opět se uplatňuje rozdíl koncentrací. Vystupující bílkoviny jsou odvedeny lymfou. Filtrace je dána vztahem hydrodynamického a koloidně osmotického tlaku. Filtrovaný objem je dán vztahem:

$$V = K \cdot (p_k - \pi_k + \pi_{iF} - p_{iF}) \quad (5).$$

K – filtrační koeficient

p_k – krevní tlak

p_{iF} – tlak intersticiální tekutiny (okolo 3 mm Hg)

π_k – koloidně osmotický tlak krve (25 mm Hg)

π_{iF} – koloidně osmotický tlak intersticiální tekutiny (5 mm Hg).

Vazodilatace či vazokonstrikce arteriol působí zvýšení nebo snížení krevního tlaku. Při filtraci tekutiny je asi 90% tekutiny resorbováno a 10% je odvedeno lymfou. Během dne se obmění 20 l tekutin (Jiří Beneš a kol, 2015, Ghassan S. Kassab, 2006, Leoš Navrátil a kol., 2005).

Navrátil (2006) říká, že směrem od srdce se tepenný tlak postupně snižuje a na začátku kapiláry je tlak 32 mm Hg, kdy tento tlak převyšuje tlak onkotický (25 mm Hg). Dochází tak k ultracentrifugaci plazmy do mezibuněčného prostoru. Na venózním konci kapiláry klesne tlak na 15 mm Hg a tak může být tkáňová tekutina nasáta zpět do oběhu. Tato tekutina obsahuje zplodiny, které jsou vyloučeny ledvinami pryč z organismu. Dochází zde také k výměně kyslíku a oxidu uhličitého (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.2. Lymfatické cévy

Počet lymfatických kapilár a krevních kapilár je zhruba stejný. Lymfatické kapiláry začínají v tkáni, poté se spojují do větších lymfatických cév a po filtraci minimálně v jedné lymfatické uzlině ústí do venózního systému. Epiteliální stěny lymfatických kapilár jsou schopné propustit bílkoviny, tuky, cukry a roztoky elektrolytů. V lymfatických cévách je proudění pomalé, za fyziologického stavu se za jeden den vytvoří asi 2 l lymfy, která vzniká z intersticiální tekutiny. Úkolem lymfy je transportní funkce a také drenážní funkce (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.3. Vény

Ve venózním systému se nachází větší objem krve. Žíly obsahují ve své stěně méně elastických vláken i svaloviny. Žilním systémem probíhá návrat krve pasivnějším způsobem, protože mu napomáhá svalová práce, hlavně dolních končetin a chlopní. Chlopně zabraňují zpětnému toku krve. Žilní systém můžeme z hlediska fyzikálního označit za nízkotlaký, protože tlak dosahuje jen desítek pascalů. Negativní tlak v pohrudniční dutině významně napomáhá v transportu krve z žilního systému do srdce (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.4. Rychlost proudění krve v tepnách

Rychlost proudění krve v aortě nad chlopněmi se vyznačuje fázovým charakterem. Rychlost může dosáhnout až hodnoty 500 mm/s během systoly v levé komoře, naproti tomu během diastoly komor může krev proudit zpět k levé komoře. Při systole je v dalších částech aorty a ve velkých cévách rychlost proudění krve větší než při diastole, proudění krve je zde kontinuální. Vzhledem k odlišnostem mezi jedinci je obtížné charakterizovat toto proudění fyzikálními zákony. Fyzikální zákony platí proto jen aproximativně (přibližně) stejně v biologickém systému. Toto platí i pro dvě následující pravidla popisující oběhový systém. Prvním je Bernoulliův zákon. Je zákonem o zachování energie, který vyjadřuje, že při ustáleném proudění dokonalé kapaliny je součet tlakové, kinetické a potenciální energie objemové jednotky konstantní:

$$\sum p + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho h g = \text{konstanta} \quad (6).$$

$\sum p$ – hodnota tlakové energie

$\frac{1}{2} \rho v^2$ – hodnota kinetické energie

$\rho h g$ – hodnota potenciální energie objemové jednotky kapaliny.

Druhým je zákon Hagenův- Poiseuillův, který platí pro ustálené proudění viskózní kapaliny a popisuje, že průtočný objem je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru trubice a tlakovému spádu a je nepřímo úměrný viskozitě kapaliny a délce trubice:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta \Delta l} \quad (7).$$

Q – průtočný objem

r – poloměr trubice

Δp - tlakový spád

η – viskozita kapaliny

Δl – délka trubice.

Závislost na čtvrté mocnině poloměru způsobuje, že při zmenšení poloměru arteriál v jejich stěnách o 19% vlivem působení kontrakce hladkých svalů, dojde k snížení průtoku krve zhruba na polovinu. Proud krve je fyziologicky laminární (proudnicový). Při stěně cévy se vyskytuje tenká vrstva krve, která se téměř nepohybuje. Rychlost krve je ve středu cévy nejvyšší. Laminarita se udržuje jen do kritické rychlosti, poté se proud krve stává turbulentním. Turbulentní proudění krve se projevuje šelesty. Turbulentní proudění má vzhledem k vnitřním vírům vyšší odpor, záleží na šíři trubice a viskozitě krve. Hraniční hodnota pro kritickou rychlost je označována jako Reynoldsovo číslo:

$$R = \frac{\rho dv}{\eta} \quad (8).$$

R - Reynoldsovo číslo

ρ - hustota kapaliny

d – průměr cévy

v – rychlost proudu

η – viskozita kapaliny.

Mnoho biomechanických výzkumů se provádí pomocí matematických simulací na modelech znázorňující krevní řečiště. Důležitým vztahem pro takovou simulaci dynamických dějů v mechanice tělesných tekutin je bezrozměrné Womersleyho číslo, které je důležité pro dodržení dynamické podobnosti při změně podmínek experimentálního měření, např. při rozšiřování cévního systému pro experimentální studie. Vyjadřuje vztah pulzující frekvence proudění k účinkům viskozity. Womersleyho číslo je dáno vztahem:

$$W_o = \frac{d}{2\left(\frac{\rho\omega}{\eta}\right)^{1/2}} \quad (9.)$$

W_o – Womersleyho číslo

d – průměr cévy

ρ – hustota kapaliny

ω – úhlová frekvence

η – viskozita kapaliny (Jiří Beneš a kol., 2015, Ghassan S. Kassab, 2006, Leoš Navrátil a kol., 2005).

Na stěny cév působí obvodové napětí a smykové napětí. Obvodové napětí působí na kolmo na stěnu cévy a tedy na všechny její vrstvy. Smykové napětí vyjadřuje tření mezi jednotlivými vrstvami proudící kapaliny a také tření mezi proudící kapalinou a stěnou cévy (Eva Chytilová, 2007).

Koeficient objemové roztažnosti (elasticity) popisuje míru elasticity cévní stěny. Je dán vztahem:

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad (10).$$

E – koeficient objemové roztažnosti

Δp – rozdíl tlaků

ΔV – změnaobjemu.

Jeho převrácená hodnota udává compliance (poddajnost):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad (11).$$

C – compliance.

Objemově elastický modul popisuje elastické chování objemové jednotky krve:

$$x = \frac{\Delta p}{\Delta V} \cdot V = E \cdot V \quad (12).$$

x - objemově elastický modul.

Laplaceův zákon popisuje vztah mezi napětím ve stěně pružné membrány s rozdílem tlaků uvnitř a vně membrány. Vysvětluje skutečnost, že i přes působení vysokého tlaku na tenké stěny cév a kapilár, nedochází k jejich ruptuře za fyziologického stavu. Udává, že roztaživý tlak je za rovnovážného stavu roven napětí ve stěně cévy, který je dělen dvěma hlavními poloměry křivosti předmětu. Je dán rovnicí:

$$P = T \cdot \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (13).$$

P – roztaživý tlak

T – napětí

R_1, R_2 – poloměry křivosti (Jiří Beneš a kol, 2015, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.5. Rychlost proudění krve v žilách

Směrem k srdci se průměrná rychlost proudění krve ve vénách zvětšuje, protože dochází k snižování jejich celkového objemu. Ve velkých žilách je rychlost proudění krve asi čtvrtinová oproti rychlosti proudění v aortě (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.6. Objem krve ve velkých cévách

Jako rezistentní cévy můžeme označit tepny, ve kterých je tlak dán odporem stěn působícím proti zvýšení objemu krve. Kapacitní cévy jsou žíly, které jsou schopné pojmout velký objem krve ještě dříve, než v nich stoupne tlak. V klidovém režimu se vyskytuje minimálně 50% krve v žilách, 12% je obsaženo v srdečních dutinách, 18% je v nízkotlaké plicní cirkulaci, 11% v tepnách a 5% v kapilárách (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.2.7. Arteriální a žilní tlak

Hodnoty systolického a diastolického tlaku měříme ve velkých tepnách. Průměrný tlak během srdečního tlaku nazýváme střední tlak. Hodnota středního tlaku je lehce nižší než poloviční hodnota mezi systolickým a diastolickým tlakem, to je dáno kratším trváním systoly oproti diastole. Hodnota tlaku v tepnách během systoly je 120 mm Hg a při diastole 70 mm Hg. Jako maximální fyziologické hodnoty se pro systolický tlak uvádí 130 mm Hg a pro diastolický tlak 85 mm Hg. Ve venulách se hodnoty krevního tlaku pohybují okolo 12-18 mm Hg a ve velkých žilách se při vstupu do pravé komory pohybuje okolo hodnoty 4,6 mm Hg, kde může kolísat s respirací a srdeční akcí. Maximální hodnota

tepenného tlaku vyjadřuje systolický tlak, který je měřitelný na vrcholu vypuzovací fáze. Míra kontraktibility a objem vypuzené krve může ovlivnit jeho hodnotu. Na konci izovolumické fáze se měří diastolický tlak, který udává nejnižší hodnotu arteriálního tlaku. Hodnotu diastolického tlaku může ovlivnit elasticita stěn velkých tepen. Podle Navrátila (2006) nemůžeme opomenout vliv gravitace a polohy těla na tlak v periferních žilách i v tepnách. U stojícího člověka je krevní tlak v dolních končetinách ovlivněn i jeho výškou (udává se, že přibližně 1 mm Hg odpovídá 1 cm vzdálenosti od paty k srdci) (Theodosios Korakianitis a kol., 2006, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.3. Krev

Fyzikální zákony, které jsou platné pro ideální kapaliny, platí pro krevní systém pouze aproximativně. Krev je disperzní systém, suspenze, která se skládá z tekuté a korpuskulární části. Tekutá složka je plazma a korpuskulární jsou krvinky. Plazma se skládá z iontů a molekul, což tvoří analytickou disperzi a z koloidních částic jako makromolekul bílkovin a polypeptidů, které tvoří koloidní disperzi. Analytická disperze obsahuje částice menší než 10^{-9} m, které nejsou viditelné v elektronovém mikroskopu. Částice koloidní disperze jsou viditelné v elektronovém mikroskopu a jejich velikost se pohybuje v rozmezí 10^{-9} m - 10^{-6} m. Krev je důležitá pro homeostázu a udržování osmotického tlaku, dále udržuje pH, reguluje tělesné teplo, obsahuje ionty a dochází k přenosu hormonů, metabolitů a živin. Krev reguluje dynamiku krevního oběhu pomocí intravaskulárních čidel, na která působí svým složením, reologickými a hydrodynamickými vlastnostmi. Z intravaskulárních čidel jsou informace posílány do řídicích center krevního oběhu. U člověka zaujímá množství cirkulující krve zhruba 8% jeho hmotnosti (Leoš Navrátil a kol., 2005, http://147.33.74.135/knihy/uid_es-001/hesla/disperzni_system.html).

4.3.1. Plazma

Krevní plazma je koloidní roztok obsahující bílkoviny ve vodném roztoku anorganických a organických látek, které se účastní přenosu jiných látek nebo jsou transportovány do určitých částí těla. Plazma vytváří tekuté spojitě disperzní prostředí. Přestane-li se plazma pohybovat, ztratí svou tekutost a začne koagulovat. Hodnota hematokritu udává poměr objemu krvinek k celkovému objemu krve. U mužů je fyziologická hodnota 43,2 – 49, 2, u žen 35,8 – 45,4. U novorozenech dětí je hodnota hematokritu vyšší než u dospělých a s věkem postupně klesá (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.3.2. Krvinky

Červené a bílé krvinky a destičky tvoří korpuskulární část krve. Červené krvinky mají bikonkávní tvar, který jim zajišťuje schopnost deformace při průchodu kapilárami. Velikost povrchu se ale výrazně nezmění. Erytrocyty jsou schopny se svým povrchem přikládat k sobě a tvořit tak sloupec podobný mincím. Toto penízkovatění jsme schopni pozorovat i v cirkulující krvi. V pomalém krevním proudění působí silná adheze, která způsobuje hadovitý pohyb sloupců erytrocytů. Za fyziologického stavu je cytoplazma erytrocytů a krevní plazmy v osmotické rovnováze. Při snížení osmotické koncentrace plazmy se erytrocyty zvětšují, praskají a dochází k hemolýze. Při snížení osmotické koncentrace plazmy erytrocyty ztrácejí vodu a srašťují se. Tento jev je reverzibilní, může se obnovit původní geometrický tvar i velikost, ale nesmí dojít k přímému poškození červené krvinky. Deformabilita červených krvinek může být způsobena viskoelastickými vlastnostmi membrány, cytoskeletem, geometrií krvinky včetně poměru povrchu krvinky k jejímu objemu a viskozitou hemoglobinu.

Bílé krvinky mají lehce oválný tvar. Jejich cytoskelet jim umožňuje poměrně rychlý améboidní pohyb. Při zánětlivém procesu se shlukují do větších či menších útvarů a tím zpomalují krevní proud. Krevní destičky zajišťují srážení krve při poškození cévní stěny. Vytvářejí krevní tromby, které působí na hydrodynamické vlastnosti proudění (Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.3.3. Smykové napětí a rychlost

Vzhledem ke svému složení se plazma chová jako viskoelastická tekutina. Obsahuje-li plazma 7% bílkovin, má 1,8 násobně větší viskozitu než voda. Viskozitu plazmy ovlivňuje tělesná teplota a stoupá s rostoucí koncentrací bílkovin, např. globulinů. Dále je závislá na rychlosti proudění, změně osmotického tlaku, hodnotě hematokritu, na světlosti cév a na fyzikálních vlastnostech jejího vnitřního povrchu. U člověka má krev hodnotu viskozity η asi 3 - 5 relativních jednotek, voda má hodnotu 1 a plazma 1,9 - 2,3 relativních jednotek.

Silové působení, které je způsobeno smykovým napětím, uvede do pohybu pomalejší vrstvu pomocí rychlejší vrstvy. Smykové napětí je lokálním autoregulačním mechanismem průsvitu cévy, při dlouhodobě nízkých hodnotách však působí proaterogenně. Smykové napětí je určeno součinem rychlostního gradientu a hodnoty dynamické viskozity a vektor tohoto napětí je přímo úměrný rychlosti proudění a nepřímo úměrný poloměru cévy. Střední smykové napětí má nejnižší hodnotu ve středu cévy a

nejvyšší hodnotu u stěny cév, jeho hodnota ovlivňuje poloměr i geometrii cév, např. bifurkaci cév (rozvětvení). Hodnoty smykového napětí se s věkem snižují. Působení smykového napětí na krevní částice vyvolává jejich deformaci. Dojde-li ke změně smykového napětí, aktivují se regulační mechanismy, které se snaží o návrat k původním hodnotám. Smyková rychlost popisuje rozdíl mezi rychlostmi vrstev tekutiny, který je vztažen na vzdálenost mezi vrstvami. Stejně jako smykové napětí má nejnížší hodnotu ve středu cévy a nejvyšší při stěně cévy. Vztah mezi smykovým napětím a rychlostí je popisován Newtonovým zákonem elasticity nebo již výše zmíněným Hagen-Poiseuillovým zákonem (7). Je-li nízká smykovaná rychlost, červené krvinky se shlukují a velikost těchto shluků je úměrná rychlosti smykové deformace. Při vyšších hodnotách smykové rychlosti se shluky rozrušují a viskozita se snižuje. Kontrola viskozity se provádí u pacientů, kterým bylo podáno větší množství krevních derivátů a u pacientů, kteří jsou na parenterální výživě. Tato měření jsou plně automatizovaná. Smyková rychlost se měří dopplerovskou ultrasonografií nebo magnetickou rezonancí, s níž je možné měřit i smykové napětí (Eva Chytilová, 2007, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.4. Vyšetřovací metody

4.4.1. Měření tepenného a žilního tlaku v medicíně

Metodu měření krevního tlaku vyvinul Poiseuille, který se zabýval prouděním tekutin trubicemi a v roce 1838 zjistil, že rychlost proudění je závislá na průměru a délce trubice a na rozdílu tlaku mezi konci trubice. Pokud má proudění malou rychlost, jsou vektory rychlostí jednotlivých vrstev proudící krve navzájem rovnoběžné. Takové proudění se nazývá laminární. Naopak při turbulentním proudění vznikají víry. Přejít mezi laminárním a turbulentním prouděním ovlivňuje poloměr trubice, střední rychlost proudění krve, hustota a viskozita krve. Matematicky je tento přechod určen Reynoldsovým číslem (8), které charakterizuje proudění kapaliny v trubici. Pokud je toto číslo menší než 1000, což je tzv. kritická hodnota, trubicí proudí kapalina laminárně. Při tomto proudění se částice pohybují ve vrstvách a obtékané těleso působí malým odporem. Při hodnotě vyšší než 1000 nastává turbulentní proudění a částice víří (Jozef Rosina, 2013).

Tepenný tlak může být změřen metodou přímou nebo nepřímou. Přímá metoda spočívá v zavedení kanyly do tepny a měření je provedeno elektronickým manometrem, ke kterému je kanyla připojena. Měří se hodnota změny odporu nebo kapacity tenzometrického drátku v měrné kapsli. Katetrizaci pravého srdce se provádí měření

hodnoty tlaku v plicním oběhu. Kubitální nebo podklíčkovou tepnou je vedena cévka do pravé síně, pravé komory, plicnice a menší cévy v plicním řečišti. Pomocí invazivní metody jsou lékaři schopni vyšetřit i krevní tlak v žilách. Žíla se pomocí jehly propojí s manometrem naplněným fyziologickým roztokem. Katétra se zavádí do povodí dolní nebo horní duté žíly. Hodnota centrálního žilního tlaku nás informuje o stupni hydratace žilního návratu. Nepřímá metoda se provádí pomocí nafukovací manžety, rtuťového manometru a fonendoskopu. Principem měření je dosáhnout zevního zúžení průtoku krve tepnou (*arteria cubitalis*). Pacientova paže se obmotá manžetou, která se nafoukne nad hodnotu systolického tlaku pacienta, poté se pozvolna vypouští vzduch. Hodnotu systolického tlaku zaznamenáváme Korotkovým fenoménem, který je způsoben přerušovaným prouděním krve v pulzním rytmu. Diastolický tlak zaznamenáváme oslabením zvuků a poté krev začne opět proudit. Jako zlatý standart v měření tlaku jsou označovány rtuťové tonometry. S vývojem medicíny a technického pokroku jsou používány digitální tonometry, které rtuťové tonometry postupně vytlačují z ordinací lékařů. Aneroidní (pružinový) tonometr obsahuje místo rtuťového sloupce odporovou pružinu. Tyto přístroje se musí častěji kontrolovat, protože pružinu mohou poškodit otřesy a nárazy a vlastnosti pružiny mohou být ovlivňovány teplotou okolí, vlhkostí a stářím přístroje. Digitální auskulační tonometry bez rtuti měří na stejném principu jako tonometry rtuťové. Rtuť je nahrazena elektronickým čipem, který tlak neměří, ale přepisuje hodnoty tlaku na displej. Digitální tonometry mohou být automatické nebo poloautomatické a měření je založeno na oscilometrickém principu. Periodicky se měnící tlak v tepně vyvolá její objemové pulzace, které jsou přeneseny pomocí okolní tkáně na povrch paže a pomocí manžety do celého pneumatického systému přístroje. Přístrojový systém je pružný a uzavřený a objemové pulzace tepny způsobí tlakové pulzace. Amplituda oscilací stěny tepny je závislá na rozdílu tlaku uvnitř tepny a vně tepny (tlak manžety). Tento rozdíl tlaků nazýváme transmuralní tlak. Pokud se tlak v manžetě rovná střednímu arteriálnímu tlaku, tak jsou pulzace v tepně maximální. Tonometr tak stanovuje hodnotu středního arteriálního tlaku a systolický a diastolický tlak empiricky určí program v přístroji. Měření pomocí digitálního tonometru nemůže být prováděno u pacientů s trvalým svalovým třesem a u neklidných dětí, protože i změny elektrického pole může způsobovat i kosterní sval (Jiří Beneš a kol., 2015, Leoš Navrátil, 2005)

4.4.2. Měření srdečního výdeje a rychlosti krevního proudu

Hodnotu srdečního výdeje můžeme měřit pomocí moderních přístrojů, ale i pomocí starších metod, jako jsou Fickova metoda a barvivová diluční metoda. Fickova metoda je založena na faktu, že srdeční výdej je přímo úměrný spotřebě kyslíku. Barvivovou diluční metodou se stanovuje křivka, která vyjadřuje koncentrační změnu barviva v tepně, kdy je barvivo podáno do venózního oběhu. Pro měření rychlosti krevního proudu se do kubitální žíly vstříkne látka, která vyvolá hořkou chuť na jazyku. Podává se například sůl kyseliny žlučové, Decholin. Po podání se měří čas, kdy pacient ucítí hořkou chuť na jazyku. Průměrná cirkulační doba je 15 s (Leoš Navrátil, 2005).

4.4.3. Neinvazivní vyšetřovací metody v kardiologii

Jako neinvazivní metoda se používá vyšetření ultrazvukem, tzv. echokardiografie. Principem je detekce signálu ultrazvuku, který vzniká na rozhraní struktur o různé hustotě (Leoš Navrátil, 2005).

Echokardiologie se stala důležitým vyšetřením pro zobrazení srdečních stěn a srdečních chlopní. Pomocí zobrazení na monitoru může lékař zhodnotit funkci srdce pacienta i bez provedení invazivního katetrizačního vyšetření (<http://www2.ikem.cz/www?Ocid=1004350>).

4.4.4. Invazivní vyšetřovací metody v kardiologii

Princip invazivních metod spočívá v zavedení jednoho nebo více katetrů do krevního oběhu a srdce. Katetry jsou tenké, dlouhé trubičky speciálně zakřivené podle účelu použití. Mezi invazivní vyšetření řadíme srdeční katetrizaci, angiografické vyšetření, periferní angiografii a flebografii. Při pravostranné srdeční katetrizaci jsou nitrosrdeční cévky zavedeny do pravé síně, pravé komory a plicnice. Můžeme tak měřit hodnoty tlaku krve uvnitř síně, komory a měřit minutový srdeční výdej. Levou srdeční katetrizací se monitorují hodnoty gradientu na mitrálním a aortálním ústí, saturace krve kyslíkem v plicnici a periferních tepnách, minutový objem srdeční. Při tomto měření se vždy cévka vede do levé komory. Angiografické vyšetření nám může podat informace o poškození srdce. Provádí se vstříknutí kontrastní látky do srdečních dutin nebo do daného tepenného nebo žilního řečiště. Periferní angiografie a flebografie jsou vyšetření, kterými se pomocí kontrastní látky vyšetřuje cévní systém (Leoš Navrátil, 2005, <http://www.rytmus-srdce.cz/lecba/vysetrovaci-metody/>).

4.4.5. Měření hemodynamických parametrů *in vivo*

Choroby kardiovaskulárního systému jsou hlavní příčinou nemocnosti a úmrtnosti v západním světě. Komplexní hemodynamika a procesy stárnutí hrají významnou roli při vzniku aterosklerózy a dalších chorob. Pro studium hemodynamiky je důležité pochopit principy pohybu krvinek a jejich vzájemné interakce v cévním řečišti a dále interakce mezi krvinkami a cévní stěnou. K měření se využívají moderní metody jako MRI (magnetická rezonance), ultrazvuk a laserový Dopplerovský anemometr. Změny viskozity a průtoku krve mohou způsobit tvorbu vírů a turbulentního proudění krve. Některá léčiva mohou také ovlivnit správné proudění krve. Liepsch (2002) na základě výsledků svých experimentů uvádí, že hemodynamika může mít velice silný vliv na vznik výdutí a křečových žil. Dalším důležitým faktorem pro vznik komplikací jsou vlastnosti krevní cévy. V předběžných studiích Liepsch (2002) prokázal, že geometrie a pružnost cévy ovlivňuje vlastnosti toku krve. Kolísavé vysoké rychlosti průtoku jsou pro zdraví člověka nebezpečné. Špatné uložení krvinek a lipidů při stěnách cévy vede ke vzniku aterosklerózy. Za správné proudění krve jsou zodpovědné mechanické faktory, jako je krevní tlak, rychlost průtoku krve, smykové tření na buňkách a stěnách cév. Interakce mezi krvinkami a buňkami cév vedou ke vzniku plaků a shluků. Tyto útvary se nacházejí nejčastěji v tepenných záhybech a v bifurkacích, kde dochází k narušování proudění krve a může se zde vyskytovat i sekundární proud. Pomocí experimentů Liepscheho a kolegů, které se prováděly na kardiovaskulárním modelu zhotoveném z elastické silikonové pryže, mohou být zkoumány procesy, které se odehrávají v krevním řečišti. Výhodou těchto modelů je reprodukovatelnost měření a jednotlivé parametry jako je průtok, geometrie, pružnost atd. lze studovat samostatně. Díky těmto experimentům lze studovat katetizační techniky a vlastnosti stentů, což jsou zdravotnické prostředky trubicovitého tvaru, které v těle pacienta udržují průchodnost cévy, jícnu nebo močové trubice. Jsou zhotovovány z různých materiálů a jejich škála využití je široká. Pro získání přesných vektorů rychlosti musí být měření prováděno i v cévních záhybech a v bifurkacích. Měření prováděná pomocí MRI jsou velice přesná, ale vyžadují nehybnost pacienta a to i po velice dlouhý čas. Barevný Dopplerovský ultrazvuk se jeví jako velice slibná měřicí metoda, ale stále tu není splněno vysoké rozlišení. Laserový Dopplerovský anemometr dokáže poskytnout vysoké prostorové rozlišení a časovou nenáročnost při měření experimentů. Nezbytným vybavením v nemocnicích by měla být zařízení, která umožňují vizualizaci a měření různých parametrů průtoku krve v cévách. Tato zařízení umožňují nejen vyšetření pacientů, ale i nácvik pro umístění katetrů a testování umělých implantátů jako umělých

srdečních chlopní a stentů. Díky těmto metodám se mohou zdokonalovat a vyvíjet nové operační postupy (Dieter Liepsch,2002).

4.4.6. Ultrazvukové metody

V medicíně je snaha o identifikaci co možná nejjednoduššího a snadno vyšetřovaného parametru, který by byl reprodukovatelný k hodnocení dané problematiky jako např. u systolické a diastolické funkce levé komory a pravé komory, intraventrikulární synchronie levé komory atd. Další možností je technologický rozvoj a snaha o vyvinutí univerzálně využitelné echokardiologické metody, která by dokázala detailně i komplexně vyhodnotit měřené parametry srdeční funkce (A. Evangelista, 2015).

4.4.6.1. Dopplerovské metody

Při ultrazvukovém vyšetření dochází k pohybu rozhraní směrem od sondy nebo k sondě a tím se frekvence odražené ultrazvukové vlny liší od frekvence ultrazvukové vlny vysílené ze zdroje a tím vzniká Dopplerův jev, který se v lékařské praxi využívá pro měření rychlosti proudění a průtoku krve. Pro Dopplerův jev platí vztah:

$$f = f_0 \frac{v}{v \pm v_{s,r}} \quad (14).$$

f – frekvence přijímaná pozorovatelem

f_0 – frekvence vysílaná pohyblivým zdrojem

v – rychlost šíření vln v dané látce

$v_{s,r}$ – relativní radiální rychlost zdroje vůči pozorovateli (kladné znaménko před $v_{s,r}$ znamená přibližování a záporné vzdalování).

Dopplerovské metody hodnotí rychlost pohybujících se částic a v kombinaci s 2D zobrazením se využívají jako neinvazivní metoda pro měření průtoku krve. Podle použitého režimu dělíme Dopplerovské metody na spojitě a pulzní. Spojitě dopplerovské zobrazení neboli průtokoměry používají oddělený vysílač a přijímač ultrazvukového vlnění. Vysílač spojitě generuje akustický signál. Frekvenční posun, který je vyvolán tokem krve, je ve slyšitelné oblasti. Vysílač s jedním měničem spojitě generuje akustický signál a nelze ho přepnout do režimu přijímače, a proto musí být odděleny i akusticky. Frekvenční signál v lidském těle se nachází ve slyšitelné oblasti, a proto musí být

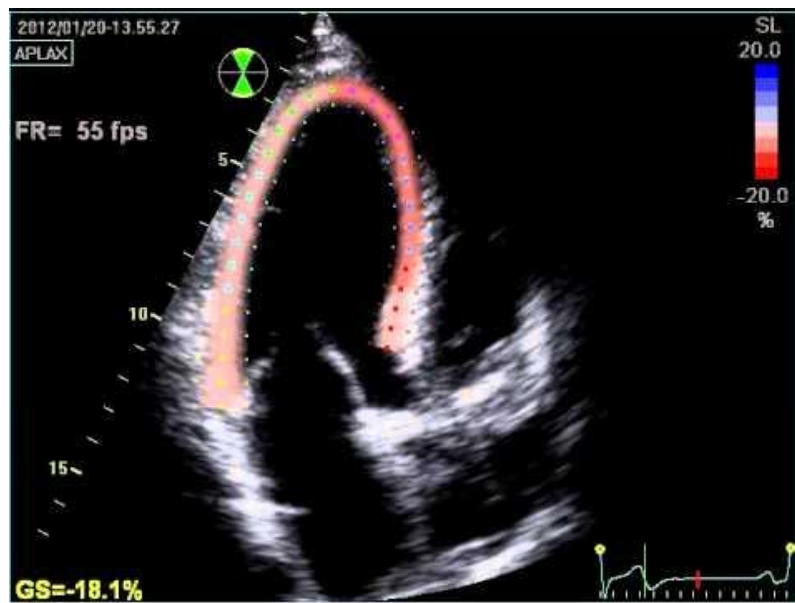
akustické výstupy součástí dopplerovských průtokoměrů. Tyto výstupy přispívají k snadné orientaci ve sledování průtokových poměrů v krevním řečišti. Základním výstupem je zobrazení rychlosti toku krve v závislosti na čase. Mezi jejich výhody patří jejich jednoduchost a cenová dostupnost. Mezi jejich nevýhody patří, oproti pulzním metodám, nemožnost zobrazení umístění a uspořádání vyšetřovaných cév, protože v tomto režimu nelze změřit vzdálenosti a změřená hodnota rychlosti průtoku je pouze orientační. Tyto metody se využívají pro sledování toku krve v horních a dolních končetinách. Pulzní dopplerovské metody se využívají v kombinaci s echokardiografickými metodami, protože obě metody pracují se stejnými sondami, které lze používat při měření v různých režimech. Jejich kombinaci nazýváme duplexní či triplexní režimy. Při pulzním režimu lze zobrazit časový i frekvenční posun odraženého vlnění a tak lze na monitoru zobrazit měřenou rychlost i místo jejího měření. Pomocí technického vybavení je možno přímkou zobrazit směr šíření ultrazvukové vlny a také označit směr toku krve a tím dojde k automatickému odečtu úhlu mezi těmito přímkami. Další výhodou je možnost zobrazit místo, kde je měření prováděno a tím např. stanovit rozložení rychlosti krve v cévě. Podle zobrazení změřené rychlosti na monitoru rozlišujeme tři druhy režimů. Prvním je dopplerovská metoda mapování průtoku barvou, kde rychlosti krve v cévě je přiřazena barva. Nejčastěji jsou to odstíny červené, které popisují různé rychlosti laminárního proudění krve směrem k sondě, frekvenční posun je tedy kladný. Modré odstíny charakterizují tok krve směrem od sondy a posun je tedy záporný. Při turbulentním proudění nelze určit směr a tento jev je zobrazen zelenou barvou. Druhým typem je spektrální dopplerovské zobrazení, kdy je možné zobrazit graf rozložení celého spektra rychlostí v závislosti na čase v daném průřezu cévou a to mimo 2D okno. Na svislé ose grafu je frekvence v Hz nebo i rychlost v m/s nebo obojí. Nad časovou osou jsou znázorněny kladné frekvenční posuny a záporné frekvenční posuny se nacházejí pod časovou osou. Třetí metodou je barevné dopplerovské zobrazení energie, která je obdobou barevného dopplerovského zobrazení. Spolu s rychlostí tj. frekvenčním posunem měří i intenzitu a energii ultrazvukových vln odražených od pohybujících se krevních částic. Velikost energie tedy udává hustotu krvinek. Barevný odstín pixelu charakterizuje velikost této energie, jinak řečeno udává počet krvinek, které se daným objemem pohybují (Jozef Rosina a kol., 2013, Leoš Navrátil a kol., 2005).

4.5. Technické pokroky ve vyšetřovacích metodách

4.5.1. Speckle tracking echokardiografie

Speckle tracking echokardiografie (STE) je nová neinvazivní ultrazvuková metoda, kterou lze vyšetřit globální i regionální funkční vlastnosti srdce a přítomné deformace srdečního svalu. Také může být nazývána jako 2D deformace. Pomocí STE lze stanovit patofyziologické změny v anatomii srdce. Na rozdíl od tkáňové dopplerovské echokardiografie, ve které jsou špatně reprodukovatelné deformační i rychlostní parametry, tak STE je schopna kvantifikovat globální systolickou funkci prakticky ve všech fyziologicky vymezených modalitách a s vyšší reprodukovatelností výsledku vyhodnotí regionální rychlosti i deformace. Tato metoda je schopna hodnotit parametry relativně nezávisle na translačních pohybech srdce a insonačním dopplerovském úhlu. Princip této metody spočívá v rozpoznání specifických ultrazvukových artefaktů, které vznikají při odrazu ultrazvuku při průchodu tkání, interferencí s tkání myokardu a jejich odrazem. Specifické obrazce (speckle- skvrny) zobrazené v dvojrozměrném režimu jsou unikátní pro danou vyšetřovanou oblast a identifikované pomocí speciálního softwaru. Ultrazvukové artefakty se skládají z jednotlivých relativně konstantně velkých elementárních bodů, které jsou náhodně rozptýleny podle složení a ultrazvukové interference myokardu a během srdečního cyklu si zachovávají svůj specifický charakter. Ve vyšetřované oblasti jsou speciálním softwarem skvrny identifikovány, zachyceny a zprůměrovány a vyhodnotí se rychlost vzniku deformace, změna polohy a deformační parametry. V jedné vyšetřované echokardiografické projekci ve dvou na sebe kolmých rovinách je možno vyšetřit velikost pohybu, deformace a rychlost deformace. Z parasternální projekce levé komory lze vyhodnotit radiální a cirkumferenciální rychlostní a deformační parametry a z apikální projekce longitudinální a transverzální rychlostní a deformační parametry. Tuto metodu lze využít na zobrazení pouze subendokardiální vrstvy myokardu. Pro správné hodnocení je nezbytné najít vždy nejvyšší počet adekvátně hodnocených skvrn, které tvoří daný speckle obrazec během celého srdečního cyklu. Toho se dosáhne optimalizací snímkovací frekvence, která se musí pohybovat v rozmezí 70- 90 snímků za sekundu. Tato metoda je velice komplexní v poskytování informací a její výhodou je nezávislost na dopplerovském incidenčním úhlu, poloautomatický způsob hodnocení vyšetřované oblasti a dále validace této metody se sonomikrometrií myokardu a MRI metodou. Obrázek 4 zobrazuje ultrazvukový záznam

deformace pomocí metody STE (Antonieta Evangelista a kol., 2015, Martin Hutýra, 2008).



Obrázek 3: Zobrazení srdeční deformace pomocí metody STE

Zdroj: https://www.google.cz/search?q=Laser+Doppler+Vibrometry&rlz=1C1PRFC_enCZ612CZ612&biw=1024&bih=485&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiQ1O7PyKzMAhVCPxQKHaKNA6IQ_AUIBigB#tbn=isch&q=speckle+tracking+echocardiography&imgsrc=wHC7OgWjv-bADM%3A.

4.5.2. Umělé chlopně

Nemoci srdečních chlopní patří mezi nejčastější příčiny úmrtí, a proto se musí rozvíjet nové metody pro léčbu nemocných pacientů. Srdeční chlopeň při malém postižení může být chirurgicky operována a pomocí plastiky navrácena její fyziologická funkce, ale bohužel u mnoha pacientů se musí použít umělý implantát (Kautzner, J. (online), <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-u-nas-lecime/chlopenni-srdecni-vady/>) Rozlišujeme dva typy umělých chlopní a to mechanické chlopně nebo bioprotézy. Mechanické chlopně vypadají jako umělé ventily s jedním nebo dvěma výkonnými disky. Bioprotézy se vytvářejí z tkání zvířat. Kostra bioprotézy je vyrobena z titanu nebo umělé hmoty a ta je opletena teflonem nebo jiným materiálem a do vnitřní části se všije prasečí chlopeň nebo chlopeň, která je vytvořená z hovězího osrdečníku. Nové typy bioprotéz už nemají kostru a podobají se normální chlopni. Hlavní nevýhodou obou umělých typů je jejich neschopnost remodelace a somatického růstu, což je obrovský problém u dětí. Mladí pacienti, proto musí být operováni častěji, aby se jim podle jejich somatického růstu implantovala vždy nová větší chlopeň. Bohužel umělé ventily jsou náchylné k infekcím,

zánětům a hrozí zde riziko vzniku trombóz. U bioprotéz navíc hrozí riziko kalcifikace a tím může dojít k nedomykavosti chlopně. Při výběru chlopně je nutné se řídit věkem pacienta a jeho vztahem k antikoagulační léčbě. Vhodným výběrem se sníží pooperační komplikace a prodluží se a zkvalitní život pacienta po operaci. Přes značné komplikace nabízí tkáňové inženýrství obrovský potenciál ve vyvíjení nových metod pro zkvalitnění života pacientů s umělými implantáty. Od zdokonalených implantátů se očekává, že získají stejné mechanické a strukturální vlastnosti jako nativní tkáň a budou moci růst a remodelovat se v těle pacienta. Vzhledem k těmto remodelacím není nutné, aby implantát byl stejný jako nativní tkáň v době implantace, ale u srdečních chlopní je důležité, aby správně fungovaly mechanické principy, což je nezbytné pro přežití pacienta. Nicméně z omezené dostupnosti čerstvých srdečních chlopní a správných zkušebních podmínek existuje omezený počet studií zabývajících se biomechanickými vlastnostmi aortální a pulmonální srdeční chlopně (Anwarul Hasan a kol, 2014).

4.5.3. Vyšetření pacientů s TCPC

Mnoho dětí se rodí s vrozenými srdečními vadami. Léčba těchto onemocnění je i po chirurgické operaci značně komplikovaná. Total Cardiopulmonary Connection (TCPC) je chirurgický zákrok, kterým se řeší vrozené komorové vady malých dětí. Při tomto zákroku se uskuteční odvod žilní krve z pravé síně do plicních tepen bez průchodu pravou komorou. Systémový a plicní oběh jsou umístěny v sérii s jednou funkční komorou. Tímto operačním postupem se léčí trikuspidální atrézie, která je způsobena chyběním nebo uzavřením chlopně. Mohou nastat pooperační komplikace v podobě plicních arteriovenózních malformací, systémových ventrikulárních dysfunkcí, arytmí. K posouzení stavu pacienta můžeme použít metodu 4D Flow MRI, která bohužel není schopna předpovědět budoucí stav srdce pacienta a nedá se použít při operacích. Druhá metoda CFD je schopna provádět vyšetření během měnících se fyziologických podmínek a simulovat situace během chirurgických výkonů, ale v současné době není plně klinicky využívána (Alejandro Roldán-Alzate a kol., 2015). Metoda Computational Fluid Dynamics (CFD) je schopna využívat numerickou analýzu a algoritmy pro výpočty při vyšetřování proudění tekutin (Eric A. Hoffman a kol, 2009).

4.5.4. Využití CFD při proudění krve ve výduti mozkových tepen

Aneurysma intrakraniálních mozkových tepen je velice závažný stav, který se může rozvinout až v subarachnoidální až intrakraniální krvácení. Cílem endovaskulární embolizace je izolovat aneurysma od krevního řečiště pomocí změny hemodynamických

parametrů krevního proudu. Endovaskulární embolizace v mozkovém řečišti je invazivní léčebná metoda, která se používá k vyřazení části cévního (nejčastěji tepenného a kapilárního) řečiště z krevního oběhu nebo ke snížení krevního průtoku v určité oblasti. Nejčastějšími důvody pro aplikaci této metody jsou arterio-venózní malformace (přímé zkraty mezi tepenným a žilním řečištěm, většinou vrozené) a ostatní patologické zkraty mezi tepnou a žílou. Dále se využívá při výskytu bohatě prokrvených nádorů, u kterých lze snížit jejich prokrvení a tím dosáhnout snadnější operovatelnosti a snížit krevní ztráty v průběhu operace. Pro zhodnocení stavu aneurysmatu a pro použití embolizačního materiálu se využívají zobrazovací metody jako je CT a MRI. Ošetření se provádí vyplněním nitra výdutě platinovými spirálami nebo Onyxem při současném zajištění krčku výdutě dočasně mikrobálónkem nebo trvale stentem. Metoda Computational fluid dynamics (CFD) má obrovský potenciál v předvídání pooperačních hemodynamických parametrů a interakcí mezi krevním prouděním a zavedeným embolizačním materiálem. Její výhodou je finanční nenáročnost a možnost vyzkoušet různé situace pomocí simulace před uskutečněním operačních výkonů. Krev označujeme jako newtonovskou kapalinu s konstantní viskozitou, ale v krvi se vyskytují bílé a červené krvinky a destičky, které způsobují neneutronoské vlastnosti, kdy rychlost formace není úměrná napětí. V praxi to znamená, že krevní viskozita klesá s rostoucím smykovým napětím. Viskozita je důležitá pro udržení homeostázy a správné fungování koagulace. Morales s kolegy provedli experiment, kde pomocí techniky CFD mohla být provedena simulace proudění newtonovské a neneutronovské kapaliny uvnitř aneurysmatu. Newtonovská kapalina mírně překročila rychlost uvnitř aneurysmatu před i po zavedení platinové spirály. Neneutronovská kapalina vykazuje vysokou viskozitu v aneurysmatu po aplikaci spirály. Nedošlo však k dostatečné změně rychlosti proudění před a po aplikaci spirály. Tato studie může říct, že vliv na změnu hemodynamických vlastností uvnitř aneurysmatu mají newtonovské kapaliny (Hernán G. Morales a kol., 2013).

4.5.5. Využití LDV v diagnostice aneurysma břišní aorty

Aneurysma břišní aorty je poměrně časté a závažné onemocnění, kdy se abdominální aorta vakovitě rozšíří. Nejčastěji se vyskytuje pod odstupem renálních tepen a končí nad bifurkací aorty, ale může přecházet i dále. Aneurysma je velice nebezpečný stav, ze kterého může vzniknout ruptura, která může ohrozit pacienta na životě. Ruptura abdominální aorty představuje s pravděpodobností 75- 90% riziko smrti. Chirurgická operace se volí podle velikosti aneurysmatu a rizika, že by došlo k prasknutí aorty.

Samotná operace je pro pacienta také velice riskantní, mortalita při výkonu činí 50%. K měření průměru aneurysmatu se používá CT neboli počítačová tomografie a ultrazvuk. Bohužel tyto metody nedovedou určit napětí ve stěně cévy a tlak ve výdutí a proto je těžké posoudit, zda se aneurysma bude zvětšovat a pacient musí být monitorován. Sledování pacientů je velmi nákladné. K ruptuře aneurysmatu dochází, pokud je překročena hodnota napětí, které působí na pevnost cévní stěny. Lékaři nejsou schopni změřit napětí cévní stěny. Nová metoda Laser Doppler Vibrometry (LDV) by mohla být schopna podat dostatečné informace o riziku prasknutí aneurysmatu před zahájením léčby a před operací. Myšlenkou měření LDV je fakt, že amplituda mechanického vlnění na kůži břicha je způsobena pulzací krevního tlaku a to přináší nepřímý obrázek o biodynamických vlastnostech v břišní dutině. Taková měření s pomocí dalších zobrazovacích metod by mohla lékařům pomoci určit přesný stav pacienta. Měření při této metodě je sice náročné, ale probíhá intenzivní výzkum, kdy bylo zkoumáno vibrační chování páteře a pánve při vnějším dráždění. Při prováděném měření byla prokázána souvislost mezi pohybem kůže a srdeční činností. V experimentu Schuurmana a kolegů bylo prokázáno, že abdominální aneurysma mění parametry krevního tlaku v abdominální aortě a to se projeví změnou pohybu kůže v oblasti břicha. Pokud by tato metoda přinesla během výzkumu spolehlivé výsledky, mohlo by být LDV používáno pro včasnou diagnostiku ruptury aneurysmatu (Teunis Schuurman a kol., 2013, Habib Tabatabai, 2013, Gabriela Štěrbáková, 2008).

4.5.6. Léčba cévního zúžení pomocí Carotid Artery Stenting

Metoda Carotid Artery Stenting (CAS) je nová alternativa chirurgických operací při léčbě karotidové stenózy (zúžení). Karotidové stenózy jsou příčinnou cévní mozkové příhody (CMP), kdy je znemožněno zásobování mozku okysličenou krví. Stenóza vzniká kvůli aterosklerotickému plátu, který snižuje průchodnost cévy, až ji může definitivně ucpat. CMP jsou nejčastější příčinnou invalidity různého stupně a třetí nejčastější příčinnou smrti na světě (Václav Procházka, 2004).

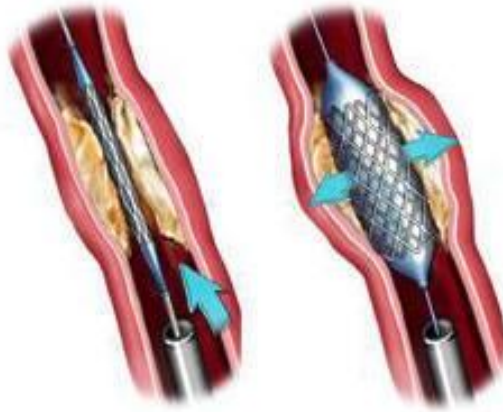
CMP se projevuje ochrnutím či brněním jedné poloviny těla, poruchami řeči nebo také náhlou ztrátou zraku. Zavedením stentu, což je kovová pružinka, se docílí roztažení postižené cévy, viz Obrázek 4. Tímto výkonem se sníží riziko vzniku a opakování CMP. Rizikové faktory, které přispívají ke vzniku stenóz, jsou kouření, cukrovka, vysoký krevní tlak, vysoká hladina cholesterolu v krvi, obezita a malá tělesná aktivita (<http://>

nchusti.cz/pacienti/onemocneni-a-lecba/stenoza-karotidy-cea,<http://nchusti.cz/pacienti/onemocneni-a-lecba/stenoza-karotidy-cas>).

V minulosti se péče o pacienty s akutní CMP specializovala pouze na léčení následků. Léčba postižených pacientů po CMP byla velice finančně náročná. V současné době se rozvíjejí nové metody, které se snaží CMP ovlivnit už v akutním stadiu. Větší důraz je kladen i na primární a sekundární prevenci, kam řadíme klasickou konzervativní léčbu i různé revaskulizační zákroky. Chirurgická operace ale stále zůstává zlatým standardem při léčbě CMP. Při užití metody CAS je kladen důraz na povahu plátu, který způsobuje zúžení tepny. Rozlišujeme nestabilní pláty, které jsou měkké a zvrhovatělé a jsou pro vznik CMP rizikovější a stabilní pláty, které jsou hladké a zvápenatělé. Vlastnosti plátu jsou vyšetřovány pomocí ultrazvuku krčních tepen. Některé studie naznačují, že léčba pomocí CAS by mohla být pro pacienta méně invazivní a se stejným nebo i nižším rizikem výskytu komplikací než u chirurgické endarterektomie. Aplikace stentu je preferována u pacientů, u kterých se objevila restenóza (opětovné zúžení už operované tepny), u pacientů, kteří byli už na krku operováni nebo ozařováni, u pacientů trpících dalšími závažnými chorobami a u pacientů vyššího věku. Oproti operaci představuje stent menší zátěž pro pacienta, protože operace se provádí pomocí vpichu v třísele a bez celkové anestezie a dále pacient nemusí oproti operaci dlouho pobývat v nemocnici a nemá žádnou jizvu na krku, což by představovalo riziko infekce. Nevýhodou CAS je možný vznik restenóz, které mohou vzniknout z opožděného angioplastického zákroku, po kterém může vzniknout neoptimální hypertenze (zmnožení buněk nově vzniklé intimy cévy) způsobená nadměrnou dilatací cévy. Proto je po operaci nutná rovnováha mezi stentem a dilatací cévy. Podle klinických výzkumů se vědci domnívají, že restenóza je způsobena poškozením tkáně a vzniká, jako reakce na napětí působícího na cévu, a proto dochází k opětovnému uzavření cévy. Další výzkumy prokázaly, že vyšší riziko vzniku restenóz po CAS je u starších pacientů. Starší pacienti mají v postižených cévách velké lipidové pláty a velké množství plátů kalcifikovaných oproti mladším pacientům, kteří mají pláty fibrotizované. Velké lipidové pláty představují mnohem vyšší riziko vzniku embolie před a po výkonu CAS (Francesco Iannaccone, 2014).

Implantace stentu představuje velký pokrok v lékařské praxi, ale stále zde zůstávají nedořešeny otázky týkající se optimálního tvaru a velikosti stentu, minimalizace poranění cévní stěny stentem a dlouhodobé úspěšnosti výkonu. Těmito otázkami se zabývá ve svých experimentech Horný s kolegy, kteří provádějí expanze balónkových stentů pro zmapování mechanické interakce mezi stentem a tepennou stěnou. Ve svých

experimentech měří pole deformací při *ex vivo* implantaci koronárního stentu, při kterém použili zobrazovací metodu 3D DIC, což je digitální korelace obrazu. Digitální korela obrazu slouží ke kvantitativnímu vyhodnocení deformace na povrchu těles (Lukáš Horný a kol., (online), <http://www.dantecdynamics.com/docs/products-and-services/dic/T-Q-400-Basics-3DCORR-002a-EN.pdf>).



Obrázek 4: Aplikace stentu

Zdroj: https://www.google.cz/search?q=stent&rlz=1C1PRFC_enCZ612CZ612&source=l nms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwid04mlxKzMAhWHuBQKHU9QCFcQ_AUIBygB &biw=1024&bih=485#imgrc=JaEs80u0AklBrM%3A.

4.5.7. 3D zobrazovací metody

Během posledních dvaceti let došlo k výraznému technickému pokroku v oblasti experimentální fyziologie a výrazně se zvýšila kvalita i kvantita zobrazovacích metod. Současný pokrok ve výpočetní technice dovoluje provádět modelování biofyzikálních funkcí. Tyto studie mají za cíl provádět nejen modelování fyziologických stavů, ale také pochopit mechanismy, které se odehrávají za patologických stavů, jako je například ateroskleróza, srdeční choroby a včas tak stanovit budoucí léčbu. Studie Wijngaarda a kolegů se zabývala několika vyšetřovacími metodami X-ray angiografií, mikro-výpočetní tomografií a episkopickým (kryo-) mikrotom fluorescenčním zobrazením. Angiografie je zobrazovací metoda, kdy se pomocí kontrastní látky vyšetřuje morfologický stav cév. Je to velice významná metoda, ale je pouze dvourozměrná, a proto nemůže být předmětem trojrozměrného modelování. Mikro- výpočetní tomografie (mikro-CT) umožňuje pomocí rentgenového záření zobrazit vyšetřovanou oblast v sérii řezů. Pro tuto metodu je nutné aplikovat kontrastní látku, která je pro záření nepropustná. Výhodou je získání *in vivo* obrazů s vysokým rozlišením a tím je možné sledovat progresi onemocnění nebo vznik

cévního zásobení u zvířat. Nevýhodou je vystavení organismu rentgenové expozici. Episkopické (kryo-) mikrotom fluorescenční zobrazení je metoda, kdy se pomocí mikrotomu krájí histologické řezy. Při použití kryomikrotomu se krájí hluboce zmrazené tkáně. Fluorescenční mikroskop se využívá k zobrazení organických i anorganických struktur fluorescencí. Využívá se kratších vlnových délek v oblasti ultrafialové světla, které látka absorbuje a emituje delší vlnové délky viditelného světla. K vyvolání fluorescence se používají širokospektrální výbojky nebo laser. Cílové struktury se zbarví fluorescenčním barvivem (fluorochromem), objekt se ozáří světlem určité vlnové délky, které je propuštěno budícím (excitačním) filtrem a dojde k fluorescenci použitého barviva. 3D model struktury vznikne pomocí počítačové techniky poskládáním za sebou jdoucích snímků histologických řezů. Nevýhodou může být nízké rozlišení, ale to se dá vyřešit velikostí zorného pole. Přístroje s velkým zorným polem se hodí pro studování a rekonstrukci celého cévního systému velkých savců a člověka (Jeroen P. H. M. van den Wijngaard a kol., 2013).

4.5.8. Simulace pulzního toku

Hromádka s kolegy se zabývají pulsním tokem v kardiovaskulárním systému. V Laboratoři kardiovaskulární biomechaniky pracují na matematickém modelu pružné trubice. Tyto funkční modely mají za úkol ověřovat získané konstitutivní matematické vztahy pro materiál pružných trubic a také snížit počet pokusů s biologickým materiálem. Hromádka uvádí, že matematické modelování pružných trubic je složitá problematika, zvláště pak u cév. První model Hromádky a kolegů je založen na analogii proudění pružnou trubicí a elektrických RLC obvodů (oscilační elektrický obvod), který se skládá z rezistoru R , cívky L a kondenzátoru C spojených paralelně nebo sériově. V tomto experimentu je proud nahrazen objemovým průtokem, elektrické napětí tlakovým spádem. Hydraulický třecí odpor nahradil elektrickou resistancí, setrvačný člen (inertance) nahradil elektrickou induktancí. Setrvačný člen vzniká působením setrvačných sil při zrychlení proudu. Elektrická kapacitance byla nahrazena hydraulickou kapacitou, která vzniká změnou objemu trubice díky elasticitě stěny. Z této analogie získal Hromádka s kolegy soustavu dvou diferenciálních parciálních rovnic prvního řádu pro tlak a průtok, které jsou numericky řešeny metodou konečných objemů. K řešení použil Hromádka s kolegy vlastní kódy vytvořené v programech Matlab a Fortran. Cílem tohoto experimentálního modelování bylo uvést do praxe získaný konstitutivní vztah a jeho ověření. Hromádka s kolegy dále pracují na modelu, který popisuje hydraulický ráz uvnitř elastické trubice

s definovanou mezní roztažností. Zabývají se konstrukcí fyzikálního modelu cévní stěny s podobnou mechanickou odezvou při statickém i dynamickém zatěžování jako má lidská céva. Matematický i fyzikální model respektují stavbu biologického materiálu (David Hromádka a kol., (online), Jaroslav Reichl, 2006).

4.5.9. Simulace samobuzeného a nuceného kmitání

Touto problematikou se zabývá Žitný s kolegy. V Laboratoři kardiovaskulární biomechaniky je budována linka pro simulace samobuzeného a nuceného kmitání cév a tenkostěnných elastických trubic. Zkoumaný vzorek lze zatěžovat vnitřním tlakem i vnějším zatížením a tato kombinace vytvoří vhodné podmínky v experimentální komoře. Měření se provádí speciálními tlakovými detektory. Žitný s kolegy uvádí, že pomocí této metody lze v lince implantovat koronární stenty a sledovat změny a ovlivnění samobuzeného a nuceného kmitání tenkostěnných elastických trubic (cév) vlivem jejich implantace ve zkoumaném vzorku. Projekt předpokládá snadnější řešení biomedicínských problémů pomocí biomechanických simulací (Rudolf Žitný a kol., (online)).

4.5.10. Konstitutivní modelování krevních cév

Cévní stěna vykazuje složitou odezvu na mechanické zatížení, které se projevuje jako geometrická a materiálová nelinearita, neelasticita a anizotropie (závislost fyzikálních vlastností na směru měření). Voňavková s kolegy uvádí, že tyto komplexní vlastnosti jsou způsobeny strukturou vnitřní vrstvy a vazbami mezi jejími členy. V experimentu se Voňavková s kolegy zabývala zjišťováním odezvy cévní stěny na vnější zatížení. Měření probíhalo formou tahových testů nebo formou inflačně-exzenzních a pulzních testů. Vzniknul tak nový materiálový model, který je vhodný pro popis vysoce anizotropních materiálů, např. tepny, žíly, kůže, vazy, šlachy, perikard nebo zesíťované makromolekulární struktury (Tereza Voňavková (online), Lukáš Horný, 2014).

4.5.11. Axiální disperze v kardiovaskulárním systému

Axiální disperze se používá při popisu neideálního toku tekutin při biomechanických experimentech. Žitný s kolegy uvádí, že hlavní funkcí kardiovaskulárního systému je distribuce látek krevním řečištěm. Tento děj je možný simulovat pomocí modelu axiální disperze. Bohužel tento model není vhodné použít na pomezí laminárního a turbulentního toku kapaliny a pro šíření látek potrubním systémem se složitější geometrií. V současné době se Žitný s kolegy zabývají experimentálním modelováním disperze látky v bifurkaci trubice. Disperze je monitorována pomocí měření změn konduktivity po nástřiku solného

roztoku do proudu destilované vody (Rudolf Žitný a kol, (online), http://web.vscht.cz/~bernauem/vyuka/Kapitola_11.pdf).

5. Závěr

Cílem této rešeršní práce bylo porozumět biomechanickým vlastnostem krevního oběhu.

V první části byla popsána anatomie a fyziologie cévního systému. Druhá část byla věnována fyzikálním zákonům a mechanickým vlastnostem oběhové soustavy. Dále zde byly vyjmenovány a popsány vyšetřovací metody, které se používají ve zdravotnictví pro diagnostiku kardiovaskulárních onemocnění. Poslední část práce byla věnována novým diagnostickým metodám, které odhalují poruchy krevního proudění v cévním řečišti. Pro technický pokrok nových a lepších diagnostických metod je nezbytné provádět nová měření na biomechanických modelech. Právě nové metody mohou přinést spolehlivější metody měření, pohodlí a méně invazivních zákroků pro pacienty při provádění vyšetření a menší finanční náročnost pro naše zdravotnictví.

Tato bakalářská práce předpokládá ucelený souhrn informací na základní úrovni, neboť pokrytí celé této problematiky by bylo velice obšírné.

6. Použité zkratky

| Zkratka | Význam zkratky | Český význam zkratky |
|---------|-----------------------------------|---|
| 3 D DIC | 3 D Digital Image Correlaion | 3 D digitální korelace obrazu |
| CAS | Carotid Artery Stenting | Aplikace stentu do zúžené karotidové tepny |
| CFD | Computational Fluid Dynamics | Numerická metoda pro simulaci proudění tekutin v těle |
| CT | Computed Tomography | Počítačová tomografie |
| LDV | Laser Doppler Vibrometry | Laserový přístroj k měření vibrací |
| MRI | Magnetic Resonance Imaging | Magnetická rezonance |
| STE | Speckle tracking echokardiography | Neinvazivní ultrazvuková metoda |
| TCPC | Toal Cardiopulmonaty Connection | Chirurgický zákrok |

7. Seznam použité literatury

1. Beneš J., Kyplová J., Vítek F., *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*, Praha: Grada Publishing, 2015, s. 109, 112, 113, ISBN 978-80-247-4712-5.
2. Čihák R., *Anatomie 3*, Praha: Grada Publishing, 1997, s. 3-125, ISBN 80-7169-140-2.
3. Dylevský Ivan, Praha: Grada Publishing, 2009, s. 390- 403, ISBN 978-80-247-3240-4.
4. Evangelista A. , Gabriele S., Nardinocchi P. , Piras P. a kol., Non-invasive assessment of functional strain lines in the real human left ventricle via speckle tracking echocardiography, *Journal of Biomechanics*, 2015, roč. 48, s. 465- 471.
5. Hasan A., Ragaert K., Swieszkowski W., Selimović Š. a kol., Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs, *Journal of Biomechanics*, 2014, roč. 47, s. 1949–1963.
6. Horný L., Netušil M., Daniel M., Limiting extensibility constitutive model with distributed fibre orientations and ageing of abdominal aorta, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014, roč. 38, s. 39-51.
7. Chytilová E., Malík J., Smykové napětí v karotickém povodí a jeho role v rozvoji aterosklerózy, *Vnitřní lékařství*, 2007, roč. 53, s. 377-381.
8. Iannaccone F., Debusschere N., Bock S., Beule M., The influence of vascular anatomy on carotid artery stenting: A parametric study for damage assessment, *Journal of Biomechanics*, 2014, roč. 47, s. 890-898.
9. Kassab G.S., Biomechanics of the cardiovascular system: the aorta as an illustratory example, *Journal of the Royal Society Interface*, 2006, roč. 3, s. 719-740.
10. Korakianitis T., Shi Y., Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valve, *Journal of Biomechanics*, 2006, roč. 39, s. 1964-198

11. Langmeier M. a kol., *Základy lékařské fyziologie*, Praha: Grada Publishing, 2009, s. 55,56,57,58, ISBN 978-80-247-2526-0.
12. Liepsch D., *An introduction to biofluid mechanics - basic models and applications*, 2002, roč. 35, s. 415-435.
13. Martínek J., Vacek Z., *Histologický atlas*, Praha: Grada Publishing, 2009, s. 11,12, ISBN 978-80-247-2393-8.
14. McMillan B., *Velký ilustrovaný atlas lidského těla*, Praha: Svojtka & co., 2009, s. 124, 126,127, ISBN 978-80-256-0152-5.
15. Morales H.G., Ignacio Larrabide I., Geers A. J., Aguilar M. L., Frangi A. F., *Newtonian and non-Newtonian blood flow in coiled cerebral aneurysms*, *Journal of Biomechanics*, 2013, roč. 46, s. 2158- 2164.
16. Navrátil L., Rosina J. a kol., *Medicínská biofyzika*, Praha: Grada Publishing, 2005, s. 109- 128 a 395-399, ISBN 80-247-1152.
17. Roldán-Alzate A., García-Rodríguez S., Anagnostopoulos P. V., Srinivasan S. a kol., *Hemodynamic study of TCPC using in vivo and in vitro 4D Flow MRI and numerical simulation*, *Journal of Biomechanics*, 2015, roč. 48, s.1325–1330.
18. Rosina J., Vránová J., Kolářová H., Stanek J., *Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínské obory*, Praha: Grada Publishing, 2013, s. 126 a 127, ISBN 978-80-247-4237-3.
19. Schuurman T., Rixen D.J., Swenne C.A., Hinnen J.-W., *Feasibility of Laser Doppler Vibrometry as potential diagnostic tool for patients with abdominal aortic aneurysms*, *Journal of Biomechanics*, 2013, roč. 46, s. 1113- 1120.
20. Tortora Gerard J., Derrickson B., *Principles of anatomy and physiology, Maintenance and kontinuity of the human body (vol. 2)*, Asie: John Wiley & sons, 2011, s. 729-734, 758-768, ISBN 978-0-470-92429-7.

21. Wijngaard J.P.H.M., Schwarz J.C.V., Horssen P., Lier M.G.J.T.B., 3D Imaging of vascular networks for biophysical modeling of perfusion distribution within the heart, *Journal of Biomechanics*, 2013, roč. 46, s. 229- 239.

Internetové zdroje:

22. Hoffman E. A., Lin C. I., McLennan G., Tawhai M. H., Computational fluid dynamics (online). Publikováno 19.5.2009 (cit. 22.3.2016). Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4939186&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D4939186.

23. Hromádka D., Žitný R., Chlup H., Horný L., Kardiovaskulární systém a jeho náhrady, Pulzní tok v kardiovaskulárním systému (online), (cit. 26.4.2016). Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/projects/63?category_id=3.

24. Hutýra M., Horák D., Kamínek M., Skála T., Speckle tracking echokardiografie- Nová ultrazvuková metoda hodnocení globální a regionální funkce myokardu (online). Publikováno 20.3.2008, (cit. 5.4.2016). Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_08_01_03.pdf.

25. Kautzner, J., Chlopenní srdeční vady (online), (cit. 30.3.2016). Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-u-nas-lecime/chlopenni-srdecni-vady/>.

26. McCulloch Andrew D., Cardiac biomechanics (online). Publikováno 11.11.2005, (cit. 7.4.2016). Dostupné z: http://nbc.ucs.d.edu/data/archives/si/training/2006/track4/Cardiac_Biomechanics_CRC.pdf

27. Procházka, V., Endovaskulární léčba stenóz vnitřní karotidy (online). Publikováno 23.9.2004, (cit. 21.3.2016). Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/endovaskularni-lecba-stenoz-vnitřni-karotidy-163120>.

28. Reichl J., RLC obvody (online). Publikováno 2006, (cit. 26.4.2016). Dostupné z: http://www.jreichl.com/fyzika/vyuka/texty/rlc_obvody.pdf.

29. Štěrbáková G., Aneurysma břišní aorty (online). Publikováno 19.5.2008, (cit. 5.5.2016). Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/aneurysma-brisni-aorty-359860>.
30. Tabatabai H., Oliver D. E., Rohrbaugh J. W., Papadopoulos C., Novel applications of laser doppler vibrafon measurements to medici imaging (online). Publikováno 13.8.2013 (cit. 5.4.2016). Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s11220-013-0077-1>.
31. Voňavková T., Žitný R., Chlup H., Horný L., Kronek J., Veselý J., Kardiovaskulární systém a jeho náhrady, Konstitutivní modelování krevních cév (online), (cit. 26.4.2016). Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/projects/30?category_id=3.
32. Žitný R., Horný L., Chlup H., Kardiovaskulární systém a jeho náhrady, Simulace samobuzeného a nuceného kmitání cév a tenkostěnných elastických trubic (online), (cit. 26.4.2016). Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/projects/28?category_id=3.
33. Žitný R., Chlup H., Kardiovaskulární systém a jeho náhrady, Axiální disperze v kardiovaskulárním systému (online), (cit. 26.4.2016). Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/projects/56?category_id=3.
34. Oficiální stránky IKEM (online), (cit. 5.4.2016). Dostupné z: <http://www2.ikem.cz/www?docid=1004350>.
35. Oficiální stránky Neurochirurgické kliniky Masarykovy v Ústí nad Labem (online), (cit. 30.3. 2016). Dostupné z: <http://nchusti.cz/pacienti/onemocneni-a-lecba/stenoza-karotidy-cea>.
36. Oficiální stránky Neurochirurgické kliniky Masarykovy nemocnice v Ústí nad Labem (online), (cit. 30.3. 2016). Dostupné z: <http://nchusti.cz/pacienti/onemocneni-a-lecba/stenoza-karotidy-cas>.
37. Stránky Rytmus srdce, Spolek pro pacienty s poruchami rytmu srdce (online), (cit. 5.4.2016). Dostupné z: <http://www.rytmus-srdce.cz/lecba/vysetrovaci-metody/>

38. Disperzní systém (online), (cit. 6.4.2016). Dostupné z:
http://147.33.74.135/knihy/uid_es-001/hesla/disperzni_system.html,
39. Dokument VŠCHT (online), Praha, (cit. 26.4.2016). Dostupné z:
http://web.vscht.cz/~bernauem/vyuka/Kapitola_11.pdf.
40. Dokument Basics of 3D Digital Image Correlation (online), (cit. 26.4.2016). Dostupné z: <http://www.dantecdynamics.com/docs/products-and-services/dic/T-Q-400-Basics-3DCORR-002a-EN.pdf>.

