

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES,
MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS,
MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

PŘÍNOS TECHNIKY K LÉČBĚ CÉVNÍCH ONEMOCNĚNÍ

CONTRIBUTION OF TECHNICAL EQUIPMENTS TO TREATMENT OF BLOOD VESSEL
DISEASES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JAN LAŠTŮVKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

BRNO 2010

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jan Laštůvka

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Přínos techniky k léčbě cévních onemocnění

v anglickém jazyce:

Contribution of technical equipments to treatment of blood vessel diseases

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce je zaměřena na zmapování nejčastějších onemocnění žil a tepen, na získání informací o postupech používaných především při chirurgické a miniinvazivní léčbě cévních onemocnění a na přehled technických zařízení, především implantátů, používaných v této oblasti.

Cíle bakalářské práce:

- Zpracovat základní medicínské informace o anatomii a patologii cévní soustavy.
- Zpracovat přehled informací o invazivních léčebných postupech používaných jednak při chirurgické léčbě cévních onemocnění, jednak při postupech založených na použití katetrů zaváděných pod radiologickou kontrolou.
- Zpracovat přehled nejmodernějších technických zařízení, především implantátů, používaných při výše uvedených léčebných postupech.

Seznam odborné literatury:

1. Sobotta: Anatomický atlas.
2. Krajiček, Peregrin, Roček, Šebesta a kol.: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění, Grada, 2007.
3. Vojáček: Koronární stenty, Grada Publishing 1997.
4. Bartoš: Komplikace a reoperace po rekonstrukčních cévních operacích.

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je seznámení se základy anatomie a patologie cévní soustavy a vytvoření přehledu technických prostředků k vyšetřování a léčbě cévních onemocnění. Na dvou typech cévních implantátů je ilustrován postup výpočtu při jejich navrhování. V prvním případě se jedná o posouzení vlivu bifurkační cévní protézy na proudění krve a chování navazující cévní stěny, ve druhém případě jde o návrh výpočtu konstrukce biflexního stentu. Oba výpočty jsou vedeny s ohledem na studium mechaniky.

Abstract

The goal of this bachelor's thesis is an introduction to the anatomy and pathology of vascular system and providing an overview of technical equipment used for examination and treatment of blood vessel diseases. Using two type of blood vessel implants it illustrates the process of computation during the phase of creating a concept. In the former case the influence on blood flow and healthy blood vessel behaviour when using bifurcated blood vessel prosthesis is assessed, in the latter case the projecting computation of biflex stent construction is examined.

Klíčová slova

aneuryzma, ateroskleróza, biflexní stent, bifurkační cévní protéza, léčebné metody, stent

Keywords

aneurysm, atherosclerosis, biflex stent, bifurcated blood vessel prosthetic, stent, treatment modalities

Bibliografická citace

LAŠTŮVKA, Jan. *Přínos techniky k léčbě cévních onemocnění*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 37 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, pod vedením vedoucího bakalářské práce doc. Ing. Jiřího Burši, Ph.D. a s použitím uvedené literatury.

V Brně dne 23. května

.....

Podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za jeho rady, které mi poskytoval v průběhu psaní této práce.

Děkuji také svým rodičům a přátelům za podporu, kterou mi poskytují.

Obsah

1	Úvod.....	11
2	Anatomie cévní soustavy	12
2.1	Krev (sanguis).....	12
2.2	Srdce (cor)	12
2.3	Krevní cévy (vasa).....	12
2.3.1	Tepny (arterie).....	13
2.3.2	Tepénky (arterioly).....	13
2.3.3	Vlásečnice (kapiláry).....	13
2.3.4	Žilky (venuly).....	13
2.3.5	Žíly (veny).....	14
3	Patologie cévní soustavy	15
3.1	Endoteliální dysfunkce	15
3.1.1	Možnosti detekce endoteliální dysfunkce	15
3.2	Ateroskleróza.....	15
3.3	Ischemická choroba srdeční.....	16
3.3.1	Angina pectoris	16
3.3.2	Infarkt myokardu.....	16
3.3.3	Chronická ICHS	17
3.3.4	Náhlá koronární smrt.....	17
3.4	Aneurysma.....	17
3.5	Ischemie mozku	18
3.5.1	Kompletní ischemie.....	18
3.5.2	Globální ischemie.....	18
3.5.3	Regionální ischemie – mozkový infarkt.....	18
3.5.4	Chronické ischemické změny.....	18
3.6	Nemoci žil.....	18
3.6.1	Žilní trombóza	18
3.6.2	Varixy žil.....	18
4	Metody k vyšetřování stavu cévního systému	20
4.1	Měřicí a záznamové metody.....	20
4.1.1	Měření krevního tlaku	20
4.1.2	Elektrokardiografie (EKG).....	20
4.2	Zobrazovací diagnostické metody	21
4.2.1	Ultrazvuk.....	21

4.2.2	Rentgenové zobrazovací metody	21
4.2.3	Výpočetní tomografie.....	22
4.2.4	Magnetická rezonanční tomografie	22
5	Metody léčby cévních onemocnění	24
5.1	Cévní náhrady.....	25
5.1.1	Materiály cévních protéz	25
5.1.2	Způsob výroby cévních protéz	25
5.1.3	Vlastnosti cévních protéz	26
5.2	Stenty	26
5.2.1	Balon-expandibilní stenty	27
5.2.2	Samo-expandibilní stenty	27
5.2.3	Biflexní stenty	28
5.2.4	Potažené a farmaka uvolňující stenty.....	28
5.3	Stentgrafty	28
6	Vzorová výpočtová řešení.....	29
6.1	Vliv stavby bifurkační cévní protézy na proudění krve	29
6.2	Ověření výpočtového postupu u biflexního stentu.....	32
7	Závěr	35
	Seznam použitých zdrojů	36
	Seznam použitých zkratk a symbolů	37

1 Úvod

Zvyšování životní úrovně během posledních desítek let má vliv nejen na kvalitu života člověka, ale i na jeho zdravotní stav. Dostatek potravy a snižování pohybových nároků způsobuje u dnešní populace vývoj degenerativních cévních onemocnění, jejichž výskyt stoupá s rostoucím věkem. Nejnebezpečnější z nich je kornatění tepen (ateroskleróza), v souvislosti s níž se především u starší mužské populace objevují také tepenné výdutě (aneurysmata). Obě tato onemocnění mohou bez včasného léčebného zákroku znamenat přímé ohrožení lidského života. Zvyšování životní úrovně však také znamená technický pokrok, který umožňuje tato cévní onemocnění včas rozpoznat a určit odpovídající léčebný postup.

Tato práce je zaměřena na popis metod léčby těchto cévních onemocnění se zaměřením na přínos technických prostředků, které se při léčbě využívají. Nejprve je popsána anatomie a patologie cévního systému, kde jsou přiblíženy jednotlivé druhy cévních onemocnění. Dále jsou uvedeny metody k vyšetřování stavu cévního systému s příklady praktických aplikací. Následuje kapitola o cévních náhradách a stentech, která přibližuje chirurgické a endovaskulární metody léčby a také vlastnosti a výhody těchto implantátů. Na závěr jsou uvedeny dva vzorové výpočetní postupy ilustrující možnosti využití mechaniky při návrhu cévních protéz a stentů. První posuzuje vliv bifurkační cévní protézy na proudění krve a cévní stěnu při její implantaci do cévního systému, druhý na základě informací o konstrukci biflexního stentu vyšetřuje podmínky a charakter jeho zatěžování.

Souhrn těchto informací si klade za cíl poskytnout základní pohled na technické prostředky k léčbě cévních onemocnění a jejich uplatnění v praxi a také ilustrovat použití mechaniky při jejich návrhu.

2 Anatomie cévní soustavy

2.1 Krev (sanguis)

Krev je červená a neprůhledná kapalina, která koluje v uzavřeném cévním řečišti. Je hnána srdečními stahy a její tok ovlivňují i příčné žíhané svaly, dýchací pohyby a gravitace. Celkové množství krve v lidském těle je 5-6l. Krev obsahuje krvinky – krevní tělíska (červené a bílé krvinky a destičky krevní) a tekutou mezibuněčnou hmotu – krevní plasmu.

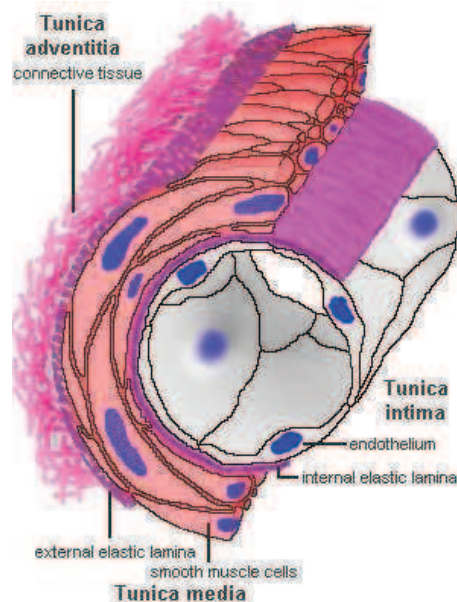
2.2 Srdce (cor)

Srdce je dutý svalový orgán kuželovitého tvaru, který se v pravidelných intervalech stahuje (srdeční systola) a uvolňuje (srdeční diastola). Vrstvy srdeční stěny ohraničují 4 hlavní dutiny srdce – dvě předsíně a od nich chlopněmi oddělené dvě komory. Tělní krevní oběh se dělí na malý plicní oběh, který slouží k okysličení odkysličené krve, a velký oběh, který slouží k rozvádění okysličené krve do těla.

2.3 Krevní cévy (vasa)

Krevní cévy jsou trubicové útvary s různě velkým průsvitem a tomu odpovídající tloušťkou vlastních stěn. Patří mezi ně tepny (arteriae), žíly (venae), vlásečnice (vasa capillaria, kapiláry) a mízní cévy (vasa lymphatica).

Cévní stěna je složena ze tří vrstev – vnitřní, střední a zevní – tunica intima, tunica media, tunica externa (běžné pojmenování je: intima, media, adventitia).



Obr. 1 – Stavba cévní stěny [7]

Intima tvoří nejvnitřnější vrstvu cévy, která je omývána krví. Tvoří ji vrstva endotelových buněk, která je u vnějších tepen obklopena elastickými vlákny, zahuštěnými do vnitřní elastické membrány. Vnitřní elastická membrána pružně reaguje na změny tlaku krve spojené s každým tepem. Nejvíce namáhaná místa jako větvení cév nebo odstupy bočních větví mají často intimu ztluštělou a jsou proto místem, kde nejnápadněji dochází k degenerativním změnám a kde pak začíná ateroskleróza.

Media, střední vrstva cévní stěny, je sestavena převážně ze spirálně uspořádaných hladkých svalových buněk, proložených elastickými a kolagenními membránami do různě široké soustředné sítě. Elastická a kolagenní vlákna pružně zpevňují stěnu cévy proti tlaku krve, svalová vlákna navíc mohou dát cévní stěně vlastní napětí (myogenní tonus) a regulovat velikost průsvitu cévy.

Konečně zevní vrstva, adventicie, je vrstvou spojující cévu s okolím. Tvoří ji řídké vazivo obsahující kolagenní i elastické sítě vláken, Mezi kterými probíhají i nervová vlákna. U velkých tepen probíhají vazivem i malé cévy, sloužící k výživě cévní stěny.

2.3.1 Tepny (arterie)

Arterie mají pevnou a pružnou stěnu, která musí odolávat tlaku krve, který klesá směrem od srdce do periferie a například v aortě má velikost 150 mmHg. Z poraněné tepny proto krev tlakem stříká. Anatomové starověku se domnívali, že tepny rozvádějí po těle vzduch, odsud pak pochází řecký název arterie: aer – vzduch, terein – obsahovat.

Větší tepny probíhají většinou v hloubce mezi svaly, ve vmezeřeném vazivu mezi orgány nebo v orgánových závěsech. U orgánů, které se mohou silněji zvětšovat jako např. děloha, mají tepny vinutý průběh. Na některých místech jsou tepny blíže k povrchu, a je-li blízko pod nimi kost nebo jiný tuhý útvar, je možné nahmatat tepenný puls. Průsvit tepen se směrem do periferie postupně zmenšuje, nejužší tepny jsou arterioly.

Rozlišujeme dva typy tepen:

Elastický typ tepny (např. aorta) má ve své stěně převahu elastických vláken, a proto dobře odolává impulzům krevního tlaku a svým pružným stahem pomáhá aktivně přenášet pulzní vlnu dále do periferie.

Muskulární typ tepny má hojně elastických vláken, ale také velké množství hladké svaloviny v medii. Snadno mění velikost průsvitu – podle momentálních potřeb příčně žíhaných svalů, které živí.

2.3.2 Tepénky (arterioly)

Arterioly jsou posledními úseky arterií a vystupují z nich vlasečnice. Většinou mají průsvit jen mezi 20–80 μm . Jsou v nich slabší vrstvy kruhovitě uspořádané hladké svaloviny, které pružně mění cévní průsvit. Konečné úseky tepének, které mají jen málo svalových buněk, jsou označovány jako prekapiláry (průsvit 12–40 μm). Prekapiláry pokračují do kapilár a ty do nejtenčích žil a dále do žil.

2.3.3 Vlasečnice (kapiláry)

Vlasečnice mají průsvit jen 7–15 μm , ale jejich celkový průřez je veliký a odhaduje se kolem 6300 m^2 , což je asi 800x více než průsvit aorty. Průřezu všech vlasečnic není prakticky nikdy plně využito. Celková délka vlasečnic je asi 100 000 km. Průtok vlasečnicemi se neustále mění podle místních potřeb, v nečinném svaly je většina vlasečnic uzavřena. Průsvit kapilár rozšiřuje působek alergické reakce histamin, zužuje ho základní stresový hormon adrenalin.

2.3.4 Žilky (venuly)

Žilky navazují na vlasečnice a stavbou se jim velice podobají. Na síťově uspořádaná retikulární vlákna se přikládá ještě slaboučká vrstva kolagenních vláken a ojedinele lze nalézt i buňky hladké svaloviny. Stěna žilek je velmi snadno prostupná pro bílé krvinky.

2.3.5 Žíly (veny)

Žíly mají stěnu slabší než tepny, protože jimi krev proudí jen pod malým tlakem asi 5–20 mmHg, a proto krev z poraněné žíly jen vytéká. Jednosměrný tok krve v žilách pomáhají usměrňovat žilní chlopně. Tok krve v žilách pomáhá nejen tlak tepenné krve, ale i nasávací účinek srdeční diastoly a u větších žil i tlak pulzní vlny z většinou souběžně uložených tepen nebo tlak stahů okolního svalstva.

Podle polohou jsou žíly rozděleny na povrchové a hluboké. Povrchové žíly probíhají v podkožním vazivu (často v kůži prosvítají), hluboké žíly provázejí většinou tepny, často jako dvojice žil u jedné tepny.

Stavba žilní stěny je třívrstevná, podobně jako u tepen. Adventicie, zevní vrstva žil, je často spojena s adventicií provázejících tepen do společného vazivového obalu. V tomto obalu často probíhají i různé nervy a tvoří tak společný cévně nervní svazek. Media je mnohem méně vyvinuta a obsahuje mnohem méně svalových vláken. Intima vybíhá do žilních chlopní. Chlopně jsou vytvořeny ve velkém počtu v průběhu končetinových žil, chybí většinou u žil páteřního kanálu a hlavy. Stěna žil bývá nad chlopněmi mírně rozšířená.

Kapitola 2 byla zpracována na základě nastudování a úpravy zdroje [1].

3 Patologie cévní soustavy

3.1 Endoteliální dysfunkce

Endoteliální dysfunkce je funkční poškození endotelu, charakterizované především zvýšenou propustností cévní stěny. Představuje časnou, morfologicky něhou fází aterosklerózy, avšak podílí se i na jejích klinických projevech a hraje důležitou roli v patogenezi hypertenze nebo srdečního selhání. Většina příčin endoteliální dysfunkce jsou známé rizikové faktory aterosklerózy, např. zvýšená hladina cholesterolu.

Dysfunkční endotel umožňuje vyšší průnik aterogenních lipidů cévní stěnou a zrychluje tak vývoj aterosklerózy. V pozdějších fázích aterosklerózy se podílí na hromadění pěnových buněk v aterosklerotickém plátu a zvýšení jeho zranitelnosti. Hrozí tak, že roztržení i hemodynamicky nevýznamného plátu může vést k rychlému uzavření tepny.

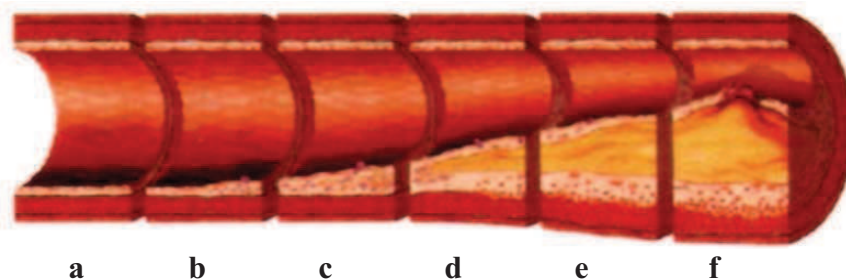
3.1.1 Možnosti detekce endoteliální dysfunkce

Zobrazovací metody, které stanovují endoteliální dysfunkci na základě reakce cévní stěny lze rozdělit na invazivní a neinvazivní.

Přímo v řečišti věnčitých tepen lze pomocí intrakoronární dopplerovské ultrasonografie posuzovat schopnost dilatace věnčitých tepen po podání infúze. Použití neinvazivních metod vychází z předpokladu, že endoteliální dysfunkce je systémový děj a že výsledky získané na vyšetřované tepně popisují stav arteriálního řečiště v ostatních méně přístupných a přitom klinicky významnějších lokalizacích. Mezi ultrazvukové metody detekující endoteliální dysfunkci se řadí měření dilatace tepny zprostředkované průtokem – flow-mediated dilatation (FMD) nebo dopplerometricky detekovatelné změny v průtoku krve, způsobené podáním enzymů. Jiným způsobem vyšetření endoteliální dysfunkce je měření koncentrací endoteliálních působků. Nejlépe vypovídají o funkci endotelu vzorky krve získané přímo z postiženého místa, např. při koronarografii, což však vyžaduje invazivní přístup. V praxi je ale možné a více používané stanovení plasmatických, či sérových koncentrací z žilní krve, které však může být ovlivněno biotransformací endoteliálního působku v organismu, či paralelně probíhajícím patologickým procesem, např. zánětem.

3.2 Ateroskleróza

Ateroskleróza (též arterioskleróza nebo jen skleróza – kornatění) je degenerativní onemocnění vnitřní stěny tepen, způsobené strukturálními a metabolickými vlastnostmi, vlastnostmi krevních komponent a hemodynamickými silami. Jedná se o dlouhodobý zánětlivý proces, při kterém dochází k tuhnutí cévní stěny a zmenšování jejího průsvitu, což je charakterizováno ložiskovou tvorbou vazivových plátů na vnitřní stěně tepny.



Obr. 2 – tepna postižená aterosklerózou: a – zdravá tepna, b – lipoidní skvrna, c – přechodné leze, d – ateromový plát, e – fibrózní plát, f – komplikované leze, ruptura [8]

Podle podílu lipidů v plátu lze rozlišovat fibrózní plát, který je tvořen převážně kolagenním vazivem, a ateromový plát, který obsahuje ložisko kašovitých – ateromových hmot bohatých na cholesterol. Velikost sklerotických plátů je různá, v nejdelším průměru mají až několik centimetrů při tloušťce 1–5 mm.

Ke vzniku plátů dochází zejména v místech větvení tepen. Největší výskyt aterosklerotických plátů je v dolní břišní aortě a kyčelních tepnách, v počátečních úsecích věnčitých tepen srdce, stehenních a podkoleních tepnách, ve vnitřních krkavicích a v tepnách Willisova okruhu baze mozku. Předpokladem pro rozvoj tohoto onemocnění je zvýšená hladina cholesterolu, konzumace tučných jídel a kouření. Dominantním faktorem je pak zvýšená hladina cholesterolu, zejména LDL-cholesterolu (low-density lipoprotein).

3.3 Ischemická choroba srdeční

Ischemická choroba srdeční (ICHS) je souhrnný název pro skupinu příbuzných patologických stavů, které mají společný vznik nedokrevnosti (hypoxie až anoxie) srdečního svalu. Ischemie je způsobena nepoměrem mezi poptávkou srdečního svalu po okysličené krvi a její dodávkou věnčitými tepnami. Nepoměr může být důsledkem zvýšené potřeby srdečního svalu, sníženým množstvím kyslíku v krvi ale zejména sníženým přítokem krve věnčitými tepnami, které jsou zúžené až zavřené aterosklerotickými pláty.

Podle rychlosti vývoje a závažnosti stavu lze rozlišit čtyři formy ICHS: angina pectoris, infarkt myokardu, chronická ICHS a náhlá koronární smrt.

3.3.1 Angina pectoris

Angina pectoris je stav, který zpravidla předchází infarktu myokardu. Projevuje se přechodnými bolestmi na hrudi – stenokardiemi, zvýšenou dušností a pocením. Bolesti nastupují zejména při fyzické námaze, emočním vypětí nebo při působení chladu. Jsou způsobeny přechodným nedokrvením tkáně z důvodu nepoměru mezi spotřebou a dodávkou kyslíku, který je podmíněn omezeným průsvitem věnčitých tepen. Ten je omezen aterosklerotickým plátem (stálá stenóza – zúžení) nebo dynamickou stenózou věnčité tepny (spazmem). Při vzniku ischemie se mohou stálá a dynamická stenóza kombinovat.

Ne každá srdeční ischemie je provázena bolestí – stavy bez projevu bolesti se nazývají němá ischemie.

3.3.2 Infarkt myokardu

Akutní infarkt myokardu (AIM) je stav, při kterém dojde k částečnému nebo celkovému ucpání některé z věnčitých tepen krevní sraženinou. Srdeční sval je tedy okysličován jen nedostatečně anebo je zcela bez přísunu kyslíku. Při delším nedostatku kyslíku dochází k poškození buněk srdce a k jejich odumírání. U většiny nemocných je příčinou akutního uzávěru věnčité tepny koronární ateroskleróza.

Při infarktu myokardu dojde k natržení nestabilního aterosklerotického plátu a následnému vzniku intrakoronární cévní sraženiny (trombu), který plátem zúženou tepnu zcela uzavře. První fáze jsou tedy stejné jako při nestabilní angině pectoris. Rozdíl je v tom, že při nestabilní angině neuzavře trombus tepnu úplně nebo dojde po ucpání alespoň k částečnému zprůchodnění, zatímco při infarktu se tepna zcela uzavře a dojde k plnému rozvoji ischemické odumírání srdečního svalu.

3.3.3 Chronická ICHS

Postihuje zejména starší osoby s anamnézou anginy pectoris nebo již prodělaným infarktem. Projevuje se zvýšením frekvence a intenzity záchvatů, jejich prodloužením nebo změnou charakteru bolesti. Při tomto stavu jsou věnčité tepny výrazně ateroskleroticky zúžené. Vývojově lze tento stav zařadit za anginu pectoris, kdy nemocným hrozí vznik akutního infarktu myokardu nebo náhlá smrt.

3.3.4 Náhlá koronární smrt

Náhlá koronární smrt je způsobena aterosklerózou věnčitých tepen a tvoří 80-90% všech náhlých srdečních úmrtí. Je definována jako neočekávané úmrtí z koronárních příčin během jedné hodiny od začátku akutních symptomů.

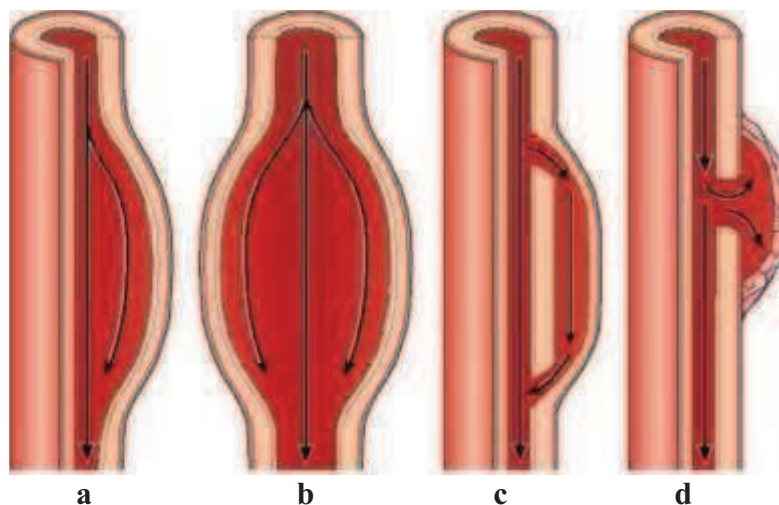
Příčinou je arytmie – fibrilace komor. Někteří zemřelí mají v anamnéze ICHS, u jiných však jde o její první a poslední projev. Na věnčitých tepnách lze pozorovat akutní změny plátu – rupturu, destičkové tromby nebo krvácení do plátu.

3.4 Aneurysma

Pravé aneurysma (výduť) je lokalizované vakovité rozšíření tepny, které má původ ve výrazném zeslabení stěny, takže tato neodolá vnitrocévnímu krevnímu tlaku. Příčin zeslabení stěny je celá řada: vrozené defekty její struktury, chorobný proces v okolí nebo úraz, ale hlavně choroby samotné tepny (ateroskleróza, zánět). Postižena může být kterákoliv céva, nejčastější jsou však aneurysmata aorty a mozkových tepen.

Aterosklerotické aneurysma se vyskytuje v pozdějším věku zejména u hypertoniků a kuřáků, jeho téměř jedinou lokalizací je oblast nejpokročilejších sklerotických změn – dolní břišní aorta. Výduť má vřetenatý nebo vakovitý až kulovitý tvar a dosahuje rozměrů až 15-20 cm.

Nepravé aneurysma (pseudoaneurysma) vzniká vzácně, jako následek perforace stěny tepny, kdy však díky místním anatomickým poměrům dojde k ohraničení krevního výronu a zastavení krvácení. Vzniklý hematoma je časem vazivově opouzdřen, na rozdíl od pravého aneurysmatu má úzké hrdlo a jeho stěna je tvořena pouze vazivem, bez přítomnosti struktur cévní stěny.



Obr. 3 – druhy aneurysmat: a, b – pravé aneurysma, c – disekce, d – nepravé aneurysma [9]

3.5 Ischemie mozku

3.5.1 Kompletní ischemie

Kompletní ischemie mozku nastává při tělesné smrti. Problematika nastupujících pochodů je významná zejména především z pohledu dalšího zpracování tkáně pro histologické účely.

3.5.2 Globální ischemie

Globální ischemie mozku nastává nejčastěji po zástavách krevního oběhu, hypotenzi při šokových stavech, po úrazech nebo arytmiích. Rozsah postižení závisí na délce trvání ischemické epizody, stavu cév, věku postiženého i jeho tělesné teplotě.

Následkem globální ischemie bývají stavy amnézie nebo pohybové postižení. Nejtěžším následkem je tzv. mozková smrt, kdy dojde k těžkému, zpravidla celkovému ischemickému postižení mozku, které následuje otok.

3.5.3 Regionální ischemie – mozkový infarkt

Tato změna má zpočátku charakter srážlivého odumírání tkáně následované reaktivními pochody v okolí. V šedé hmotě mívají mozkové infarkty zpravidla krvácivý charakter, s projevem často asymetrického otoku mozku.

Příčinami mozkových infarktů bývají cévní změny (ateroskleróza, postižení endotelu, zranění) nebo stavy spojené s embolickým uzávěrem tepny. Další z příčin infarktu mohou být rozvíjející se aneurysmata mozkových tepen, která jsou lokalizována v oblasti Willisova okruhu, hlavně v místech větvení. Vznikají z důvodu vrozené slabosti svalové vrstvy cévní stěny a k jejich vývoji přispívá hypertenze.

3.5.4 Chronické ischemické změny

Vznikají mnohočetnými uzávěry drobných cév. Celkově bývá mozek zmenšený (komory dilatované, závity zúžené), akutní příznaky nebývají vyznačeny.

3.6 Nemoci žil

3.6.1 Žilní trombóza

Žilní trombóza (flebotrombóza) vzniká zejména při zpomalení krevního proudu a při stavech s vyšší srážlivostí krve. Tromby bývají červené a uzavírající a tvoří se nejčastěji v žilách dolních končetin.

Povrchové tromby působí místně – městnání, otok nebo zatvrdnutí v průběhu žíly, nebývají však zdrojem embolizace. Místní poškození krevního oběhu vede ke zhoršení vitality tkání, infekcím a špatnému hojení kůže se vznikem bércových vředů. Trombózy hlubokých žil dolních končetin jsou nebezpečné pro svou tendenci k uvolnění a vmetnutí do plic. Embolie plicnice je jednou z nejčastějších příčin onemocnění a úmrtí.

3.6.2 Varixy žil

Varixy žil (žilní městky nebo křečové žíly) je označení pro výrazně rozšířené a prodloužené – vinuté žíly. Dilatace bývá nepravidelná s charakterem žilních aneurysmat. V místech

vyklenutí bývá stěna výrazně ztenčená a v důsledku turbulence krve zde často dochází k trombózám. Příčinou choroby je jednak chronické zvýšení vnitrocévního tlaku krve a jednak oslabení žilní stěny, které bývá v některých případech v důsledku dědičnosti vrozené.

Výskyt křečových žil je zvýšený hlavně ve vyšším věku, kdy způsobuje bolesti a otoky dolních končetin. V důsledku poruchy cirkulace zde vzniká např. chronická dermatitida a vzhledem ke špatné hojivosti se objevují i bércové vředy.

Dalším projevem jsou jícnové varixy jako komplikace cirhózy jater nebo hemoroidy, což jsou varikózně rozšířené žíly v anorektální oblasti.

Články 3.1 a 3.1.1 byly zpracovány na základě nastudování a úpravy zdroje [2], zbylá část kapitoly 3 pak na základě zdroje [3].

4 Metody k vyšetřování stavu cévního systému

4.1 Měřicí a záznamové metody

Z těchto metod lze vzhledem k cévnímu systému uvést elektrokardiografii (EKG) a měření krevního tlaku.

4.1.1 Měření krevního tlaku

Nejvýznamnější tonometrickou metodou v medicíně je měření tlaku krve (TK) v tepnách. Základním měřicím prvkem jsou mechanoelektrické měniče, které lze rozdělit na měniče odporové, indukční, kapacitní a piezoelektrické, které se díky své univerzálnosti používají nejvíce. Naposledy zmíněné měniče využívají piezoelektrického jevu, kdy působením vnějšího tlaku dochází k posunům elektrických nábojů iontů v krystalové mřížce (např. křemene), což se navenek projeví vznikem elektrického napětí. Toto napětí je přímo úměrné velikosti působícího tlaku. Při měření TK lze rozlišit přímé a nepřímé měření.

Přímé měření TK je invazivní metoda, kdy do krevního řečiště proniká katetr nebo sonda opatřená měničem. Vzhledem k rizikovosti je přímé měření TK prováděno zřídka, je to však jediná obecněji užívaná metoda, která umožňuje měřit tlak v žilách a srdci.

Nepřímá metoda je neinvazivní, její použití je ale omezeno jen na některé tepny. Nejčastěji je využívána metoda Riva-Rocciho, kdy se paže sledovaného člověka ovine nad loketní jamkou gumovou manžetou spojenou se rtuťovým nebo kovovým deformačním manometrem, takže manžeta stlačuje pažní tepnu. Pomocí fonendoskopu se pak měří systolický tlak při tzv. Korotkovových zvucích a střední tepenný tlak při nejhlasitějších ozvech.

4.1.2 Elektrokardiografie (EKG)

Elektrokardiografie je nejstarší elektrodiagnostickou metodou, která je založena na elektrofyziologických poznacích o chování vlákna srdeční svaloviny v průběhu srdeční činnosti. Membrána vlákna myokardu prochází během srdečního cyklu čtyřmi fázemi elektrických změn: polarizací, depolarizací, transpolarizací a repolarizací. Ve fázích depolarizace a repolarizace se stává zdrojem napěťových změn, které se šíří k povrchu těla, odkud je lze vhodně umístěnými elektrodami snímat. Podle polohy elektrod se rozlišují svody končetinové a hrudní.

Končetinové svody jsou nejstarší a nejběžnější. Elektrody se umísťují na pravé a levé zápěstí a dolní část levého bérce, elektroda na pravém bérce slouží jako zemnicí. Místa snímání elektrod tak tvoří rovnostranný trojúhelník, podle zakladatele metody zvaný Einthovenův. Srdce je pak umístěno přibližně v jeho středu. Vychylky v jednotlivých svodech jsou úměrné změnám výsledného proudového dipólového vektoru srdeční svaloviny.

U hrudních svodů se elektrody umísťují na hrudní stěnu v oblasti srdce od pravého okraje hrudní kosti po levou podpažní jamku. Standardní počet hrudních svodů je šest a podle zapojení elektrod je rozdělujeme na bipolární a unipolární.

Ke snímání EKG signálů se používají povrchové ploché nebo miskovité elektrody se současnou aplikací vrstvy vodivého gelu. Grafický záznam elektrické aktivity v čase je elektrokardiogram, na kterém se posuzuje tvar křivky, časové úseky jednotlivých vln a jejich amplitudy.

4.2 Zobrazovací diagnostické metody

Moderní zobrazovací metody umožňují pohled do nitra lidského těla neinvazivně. V první polovině 20. století byla zpočátku jedinou metodou rentgenologie (dnes radiodiagnostika), později k ní přibýly ultrazvukové metody, výpočetní tomografie a jaderná magnetická rezonance.

4.2.1 Ultrazvuk

Základem ultrazvukové diagnostiky (ultrasonografie) je zpracování a zobrazení ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. Nejjednodušším typem obrazu je jednorozměrné zobrazení A (z angl. Amplitude, kde odrazy modulují amplitudu výchylek), charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu. Pokrokem bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení B (z angl. Brightness, kde odrazy modulují jas stopy). Původní systémy zobrazení B byly statické, dnešní ultrasonografy používají zobrazení dynamického typu, jehož podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti a sledování pohybu v reálném čase.

Ultrazvukový obraz (ultrasonogram) vyšetřované oblasti tvoří mapu strukturních prvků (tkání) s různým stupněm odrazivosti. Rozlišujeme struktury silně odrazivé (hyperechogenní), slabě odrazivé (hypoechogenní) a bez odrazových struktur (anechogenní).

Pro ultrazvukové zobrazení krevního řečiště se využívají kontrastní látky tvořené vzduchovými nebo plynovými mikrobublinami o průměru několika mikrometrů, které jsou uzavřené v bílkovinném nebo jiném polymerním obalu. Podmínkou je, aby procházely plicními kapilárami a zůstaly v krevním oběhu po určitou dobu stabilní. V kardiologii umožňuje vyšší odrazivost krve vyvolaná echokontrastními látkami lepší diagnostiku srdečních onemocnění. V angiografii se používají dopplerovské ultrazvukové detektory pohybu, které umožňují měřit rychlost proudu krve.

4.2.2 Rentgenové zobrazovací metody

Rentgenové zobrazovací metody vycházejí z principu rozdílné absorpce a rozptylu rentgenového záření ve tkáních lidského těla. Jejich výhodou je přesnost a relativně nízká cena, nevýhodou však jistá zátěž vyšetřovaných ionizujícím zářením, které vyvolává vznik volných radikálů a vážná poškození živých organismů.

V praxi se dnes záření získává pomocí tzv. rentgenek neboli Coolidgových trubic, což jsou evakuované skleněné trubice s elektrodami o rozdílu napětí v desítkách kilovoltů. Usměrněný tok částic z rentgenek je pak nasměrován clonami a nastavci na vyšetřovanou část těla a zachycen fluorescenčním stínítkem nebo fotografickým filmem. Pro snížení dávky přijaté tělem pacienta se používají zesilovače štítového obrazu.

Při rentgenování je vzhledem k malým rozdílům v koeficientu útlumu měkkých tkání nutno používat kontrastní látky, které mohou koeficient zvýšit nebo snížit. Pozitivního kontrastu lze dosáhnout látkami obsahujícími těžké atomy, v případě vyšetřování krevního oběhu se využívají sloučeniny s vysokým obsahem jódu.

Příkladem užití je digitální subtrakční angiografie, kdy dojde k pořízení dvou snímků téže oblasti, které se liší pouze přítomností kontrastní látky. Po odečtení obou snímků se pak objeví pouze část krevního řečiště, případně krevní výron apod.

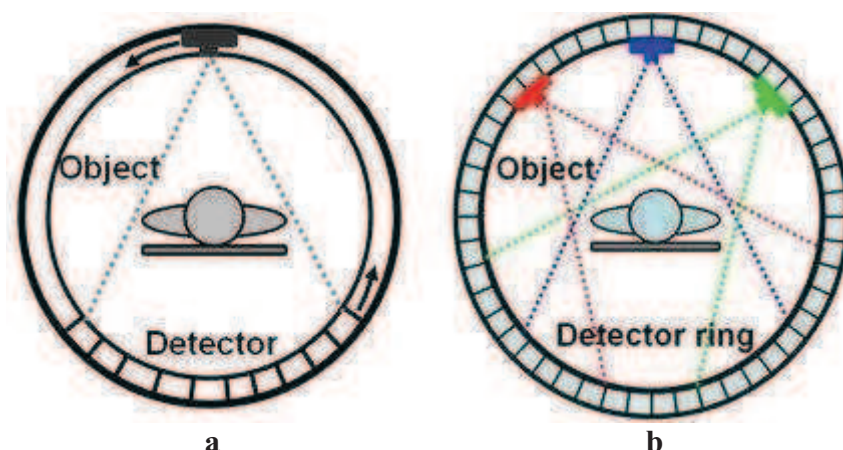
4.2.3 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (Computerised nebo Computed Tomography) patří k nejdůležitějším zobrazovacím metodám v medicíně. Jedná se o zvláštní způsob užití rentgenového záření, kdy obraz vzniká matematickou rekonstrukcí příčného řezu tělem pacienta.

Pro všechny výpočetní tomografy platí, že jednotlivý rentgenový paprsek prochází tělem pacienta a jeho intenzita se snižuje podle průměrného koeficientu zeslabení procházených tkání. Snímáním řezu z více detektorů (nebo jejich posunu) vznikají tzv. absorpční profily, které se po digitalizaci a matematickém zpracování zobrazují jako mapa míry útlumu svazku záření v jednotlivých bodech příčného řezu.

V dnešní době se využívají přístroje třetí a zejména čtvrté generace, které mají detektory uspořádané do kruhu kolem pacienta. Kolem jeho těla pak krouží pouze rentgenka, což zkracuje dobu pro zobrazení jednoho řezu na jednu sekundu. Nejmodernější přístroje, tzv. spirální výpočetní tomografy, pracují podobně jako přístroje čtvrté generace, navíc však dovolují posun pacienta v ose těla. Dalším typem přístrojů jsou vícevrstvé nebo multiplexní tomografy, které umožňují pořízení několika snímků najednou. Výsledkem je trojrozměrná rekonstrukce tkání pacienta, jejíž pořízení trvá několik desítek sekund.

Výhodou výpočetní tomografie je velmi dobré zobrazení měkkých tkání, včetně nádorů, jejichž rozlišení lze zvýšit pomocí kontrastních látek. Relativní nevýhodou je řádově desetkrát vyšší absorbovaná dávka záření ve srovnání s konvenční radiografií a poměrně vyšší cena.



Obr. 4 – srovnání výpočetních tomografů: a – tomograf 3. generace, b – multiplexní tomograf [10]

4.2.4 Magnetická rezonanční tomografie

Magnetická rezonanční tomografie – MRI (Magnetic Resonance Imaging) je metoda založená na prostorové analýze jevu nukleární magnetické rezonance (NMR). Využívá skutečnosti, že každé atomové jádro s lichým počtem nukleonů nebo i sudým počtem nukleonů při lichém počtu protonů se navenek projevuje vlastním magnetickým momentem μ . Z medicínského hlediska se nejvíce uplatňují lehká jádra vodíku ^1H (proton) a fosforu ^{31}P , dále pak uhlíku ^{13}C , fluoru ^{19}F nebo sodíku ^{23}Na .

Pro získání obrazové informace je nutno dosáhnout jevu magnetické rezonance. Využívá se k tomu elektromagnetické pole s určitou energií při nehomogenním magnetickém poli s gradientem ve směru tří os. Radiofrekvenční impuls pak vyvolá vznik NMR-signálu v určitém bodě, který se zaznamená a pomocí různých algoritmů zpracuje. Výsledkem prostorové rekonstrukce hustoty rezonujících jader je tomogram, čili zobrazení řezu tkání.

Metoda umožňuje s dostatečnou přesností měřit např. rychlost proudu krve (magnetická rezonanční angiografie) nebo aktuálního krevního tlaku kdekoliv v řečišti pomocí mikrobublin.

Pro získání tomogramů je nutno pracovat s magnetickými poli o indukcích od 0,1T do 5,0T, což vyžaduje buď obří permanentní magnety, elektromagnety nebo supravodivé magnety, které však musí být chlazeny kapalným heliem. MRI nevyužívá ionizující záření, což představuje velkou výhodu.

Zobrazovací metoda	Výhody	Nevýhody
Ultrazvuk	- nejdostupnější metoda, nízká cena - sledování pohybu v reálném čase - operativnost použití	
Rentgenové zobrazovací metody	- nízká cena - přesnost	- expozice ionizujícímu záření - neostrost (pohyby pacienta, ohyb záření)
Výpočetní tomografie	- 3D rekonstrukce tkání - dobré rozlišení měkkých tkání - plánování zákroků, radioterapie	- 10x větší dávka záření než u RTG - vysoká cena, školený personál
Magnetická rezonanční tomografie	- nejlepší rozlišení měkkých tkání, řádově 0,1mm - magnetické pole bez pozorovaných negativních biologických účinků	- mnohonásobně vyšší cena než u CT – vysoké provozní náklady

Tab. 1 – Srovnání zobrazovacích metod

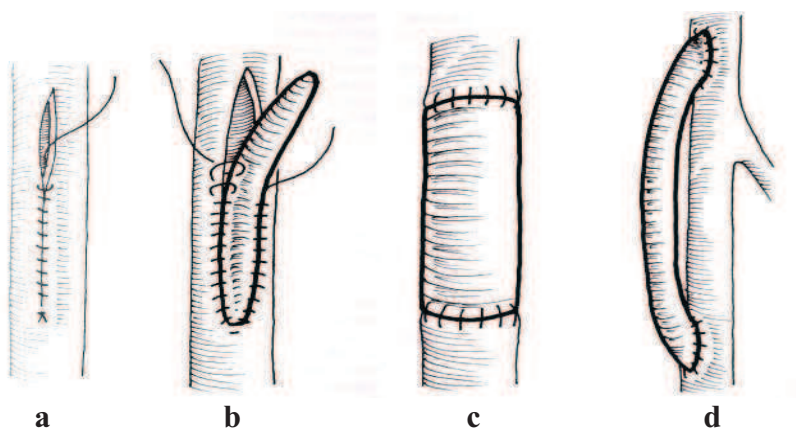
Kapitola 4 byla vypracována na základě nastudování a úpravy zdroje [5].

5 Metody léčby cévních onemocnění

Nejčastějším onemocněním tepen je jejich zúžený průsvit (např. vlivem aterosklerózy) a vznik výdutí – aneurysmat. Oba druhy postižení lze úspěšně odstranit endovaskulární nebo chirurgickou léčbou. Při chirurgickém zásahu je postižený úsek tepny nahrazen cévní náhradou, při výkonu endovaskulárním se s výhodou uplatňují stenty nebo stentgrafty.

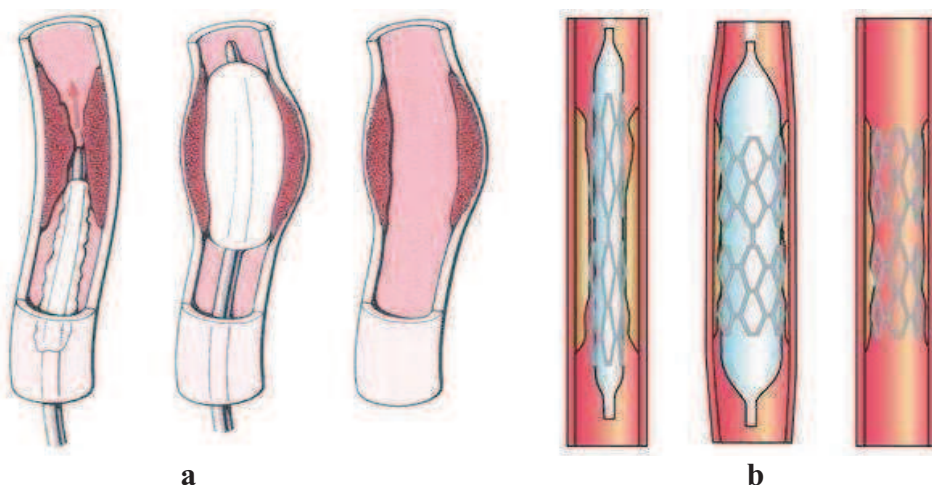
Chirurgická léčba umožňuje přímým zásahem do cévního systému odstranit nebo obejít postižený úsek tepny metodou rekonstrukce. Tuto metodu lze rozdělit na několik typů podle způsobu provedení zákroku.

Při prosté arteriotomii dojde pouze k zašití prasklé tepenné stěny, arteriotomie se záplatou se užívá při větším otvoru v cévě, kdy by prosté sešití mělo za následek velké zúžení průsvitu tepny. Přímé cévní náhrady se používají v případě, kdy je postižený úsek pod zrakovou kontrolou, jmenovitě pak při řešení aneurysmat. Bypass, nebo také obejití či přemostění, je metoda využívaná zejména při uzavírajících onemocněních, jako je např. ateroskleróza.



Obr. 5 – Základní typy rekonstrukcí: a – prostá arteriotomie, b – arteriotomie se záplatou, c – přímá náhrada, d – bypass (přemostění) [5]

Endovaskulární léčba dovoluje obnovit zúžený průsvit cévy pouze zavedením speciálního katetru, na jehož konci je umístěn malý balónek, který po nafouknutí zvětší průměr tepny. Kromě balóneků se používají zejména stenty, které jsou po zavedení katetrem na postižené místo roztaženy (opět např. balónek) a v cévě fungují jako vnitřní výztuha a brání dalšímu zužování tepny.



Obr. 6 – Angioplastika: a – postup při balonkové angioplastice, b – postup zavádění stentu [11]

5.1 Cévní náhrady

Historie cévních náhrad sahá souběžně s vývojem chirurgického cévního spojení k přelomu 19. a 20. století. K urychlení pokroku zejména v oblasti materiálů, anestezie, krevního převodu a boje s infekcí došlo v období druhé světové války. Zásadní otázkou však zůstávala dosažitelnost náhrad v dostatečném množství a žádoucích rozměrech.

Největší využití našly tepenné a žilní autotransplantáty (z původního organismu) a alotransplantáty (z cizího organismu téhož druhu), u kterých však bylo nutné potlačovat imunitní reakci organismu podáváním imunosupresivními léky. Z žilních autotransplantátů se dodnes používá povrchová žíla dolní končetiny (vena saphena magna), a to jak pro přímou náhradu, tak pro bypass.

Potřebná rozměrová variabilita náhrad způsobila zájem o výzkum a vývoj protéz vyrobených průmyslovým způsobem z nebiologických látek. Dnešní cévní protézy lze dělit z hlediska použitého materiálu, způsobu výroby a mnoha dalších vlastností, které určují jejich uplatnění při operaci.

5.1.1 Materiály cévních protéz

Z materiálů se používají Dacron a Teflon, licenci na oba materiály vlastní firma Du Pont.

Dacron byl vyvinut v Anglii v roce 1939 pod názvem terylén. Patří do skupiny polyesterových vláken, která mají kruhový průřez a jsou velmi pevná a hydrofobní. Dacron je odolný vůči tělesným kyselinám, organismem je dobře snášen a nemá kancerogenní vlastnosti.

Teflon – polytetrafluorethylen je inertní tuhá látka, jejíž úprava do vláken byla velkým technickým problémem. Vlákná jsou inertní, velmi pevná, odolná vůči tření a rovněž bez kancerogenních vlivů. Stejný materiál se objevuje i v podobě litých protéz označených souhrnně jako PTFE (Goretex).

Dále se jako součást kombinovaných protéz používají elastomery, což je skupinové označení pro různé typy polyuretanů. Pod stejným názvem se tak mohou skrývat látky s odlišnými vlastnostmi.

5.1.2 Způsob výroby cévních protéz

Podle způsobu výroby se protézy dělí především na tkané, pletené a lité.

Tkaní je technologie, kterou byly vyrobeny první cévní protézy. Do osnovy souběžně uložených vláken se postupně příčně vetkává jedno vlákno. Výhoda tkaní spočívá v možnosti jemného odstupňování hustoty úpletu. Původní tkané protézy byly minimálně prodyšné a tak zabraňovaly krvácení cévní stěnou. Otřep tkaniny při sestřihu se částečně odstraňuje přidáním fixačního přípravku a steh musí být veden nejméně 2 mm od okraje. K výrobě se zpravidla užívají teflonová vlákna. Pro většinu rekonstrukcí se dnes nepoužívá.

Pletení spočívá v současné době v použití dvou či více nití k pletení pomocí sady jehliček, jejichž rozměrem je současně dána maximální dosažitelná hustota úpletu. Pletené protézy se netřepí, steh může být veden blíže u kraje a výsledné spojení je tak velmi jemné. Pro dočasné zrušení porózy se většina protéz impregnuje kolagenem nebo jinou biologickou látkou.

Lité protézy jsou zhotovené z amorfního PTFE materiálu. Ten je kombinací tlaku a expanze za vysoké teploty lisován do příslušné formy. Výsledkem je mikropórezní protéza houbovitého charakteru, kterou je nutno dále druhotně upravit, aby po implantaci nedocházelo ke krvácení v otvorech podél stehů.

5.1.3 Vlastnosti cévních protéz

Fyzikální vlastnosti zdravých tepen jsou hodnoceny především z hlediska pružnosti a pevnosti, a to v příčné a podélné ose a po obvodu. Univerzální a normální hodnoty je těžké popsat, protože se na nich podílejí všechny tři základní vrstvy tepenné stěny, každá jiným způsobem. V každém úseku krevního řečiště je navíc podíl jednotlivých vrstev na stavbě tepenné stěny jiný.

Cévní protézy se výrobně snaží co nejvíce přiblížit fyzikálním vlastnostem zdravé tepny, a to i tak že se pro jednotlivé případy zlepšují určité vlastnosti (např. propustnost stěny) na úkor jiných (např. pevnost stěny). Zatímco příčná pružnost je ovlivněna pouze tloušťkou a typem použitého vlákna, podélná pružnost může být výrobně ovlivněna vřapováním, což je metoda spočívající v kruhovitě nebo spirálovitěm zřasení stěny. To umožňuje podstatné prodloužení protézy natažením a také zachování průsvitu protézy při ohybu do pravého úhlu.



Obr. 7 – vřapovaná bifurkační cévní protéza [12]

Za rozhodující vlastnost pro dlouhodobý úspěch cévní protézy je považována tzv. „compliance“, která je dána průsečíkem všech fyzikálních charakteristik protézy. Je to přízpusobivost krevnímu řečišti, ve kterém je protéza implantována.

Biologické vlastnosti protézy, jako třeba poróznost, ovlivňují její vhojení do organismu. Pro zlepšení výsledků se užívají protézy kombinované, které jsou impregnovány např. želatinou nebo kolagenem.

5.2 Stenty

Myšlenka implantace kovové výztuže do cévy se objevila poprvé v roce 1983, kdy byla do zvířecí tepny zavedena kovová nitinolová spirála. Teprve na konci osmdesátých let možno implantovat první klinicky užitečné stenty, které se postupně staly podstatnou částí léčby uzavírajících onemocnění.

Rozvoj technologií v posledních letech přinesl do výroby stentů řadu materiálů jako je chirurgická ocel, nitinol, tantal, platina a různé, méně obvyklé slitiny. U stentů se rozlišují vlastnosti jako flexibilita, zkrácení při implantaci, radiální síla, kruhová pevnost, hladkost povrchu, tloušťka a tvar elementů, korozivzdornost nebo poměr mezi plochou volné stěny cévy a stěny pokryté kovem.

Stenty se podle způsobu implantace dělí na balon-expandibilní a samo-expandibilní, uvést lze ještě biflexní stenty a potažené stenty uvolňující farmaka.

Většina stentů se zavádí pomocí katetru otvorem v pravé stehenní tepně, po zastavení krvácení a zatížení tepny stálým tlakem. Zaváděcím katetrem se pak na postižené místo dopraví stent (a roztahovací balonek), dojde ke stažení pouzdra stentu a jeho přesnému usazení a případnému roztáhnutí balonkem.

5.2.1 Balon-expandibilní stenty

Téměř vždy jde o stenty vyráběné laserovým řezem z trubičky z chirurgické oceli. Některé novější stenty jsou tvořeny z jednotlivých prstencových segmentů spojených kovovými můstky pro zvýšení flexibility. Celkem vzácné jsou balon-expandibilní stenty spletené z ocelového drátu. U prvních stentů docházelo při expanzi ke zkracování délky až o 30%, proto byly v pozdějších verzích jednotlivé buňky stentu tvarově deformovány tak, že se v nerozvinutém stavu do sebe skládají, což zmenšuje zkrácení na minimum.

Obecně se doporučuje implantovat stent na nepatrně větším balonku než je normální průměr dilatované tepny pro dobré vtlačení segmentů stentu do cévní stěny, což přispívá k menší trombogenitě a rychlejší obnově cévní stěny stentovaného místa.

Balon-expandibilní stenty mají obecně větší radiální sílu i kruhovou pevnost než stenty samo-expandibilní a lépe vzdorují elastickému smrštění, na rozdíl od nich se však po překonání kruhové pevnosti nevratně plasticky deformují. Lze je poměrně velmi přesně umístit a jsou vhodné hlavně k roztažení krátkých lézí v nepříliš vinuté tepně.

5.2.2 Samo-expandibilní stenty

Tyto stenty, jejichž hlavní vlastností je jejich elasticita, se po uvolnění z fixace ke katetru roztahují na svůj nominální průměr. Při implantaci se doporučuje použít stent nepatrně větší než je průměr cílové tepny, aby díky expanzní síle dobře přilehl ke stěně cévy a vytvářel na ni neustálý tlak. Výsledný průměr stentované tepny je pak vzniklý rovnovážný stav mezi kruhovou pevností a expanzní silou stentu a vnějším působením tepenné stěny.

Samo-expandibilní stenty se vyrábějí ze dvou materiálů, většina současných stentů je však vyráběna z nitinolu, což je slitina niklu a titanu ve stejném poměru. Vlastností této slitiny je elasticita a zejména teplotní tvarová paměť. I přesto, že mají samo-expandibilní stenty menší kruhovou pevnost než stenty balon-expandibilní, díky vlastnostem nitinolu mají tendenci se po tom, co byly vnější silou deformovány, vracet zpět do původního tvaru a velikosti. Prakticky všechny nitinolové stenty se uvolňují z implantačního katetru stažením pouzdra, poměrně málo se zkracují, ale jejich přesné umístění je obtížnější.

Z jiného typu materiálu je vyroben tzv. Wallstent, který je konstruován jako pletená síťka ze slitiny oceli, niklu, kobaltu a chromu. Jednotlivé varianty se liší tloušťkou vlákna a zejména úhlem křížení vláken stentu. Čím větší úhel křížení vláken stentu je užit, tím větší je expanzní síla, ale současně také větší zkrácení stentu při implantaci.

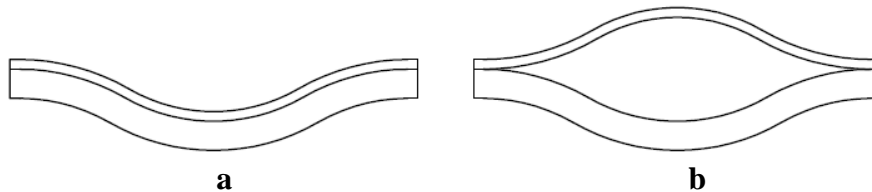
Samo-expandibilní stenty se obecně implantují do delších lézí ve vinutějších tepnách. I když by jejich expanzní síla měla stačit k roztažení zúženého úseku tepny, prakticky vždy se ještě po zavedení dilatují balonkovým katetrem. To umožňuje jednak lepší tvarování zúženého úseku tepny, jednak nafouknutí lépe vtiskuje vlákna stentu do cévní stěny, což zlepšuje a zrychluje obnovu stentovaného úseku.



Obr. 8 – koronární stent [13]

5.2.3 Biflexní stenty

Jedná se o skupinu stentů se zvláštním druhem konstrukce, který je založen na změně tvarové stability. Biflexní stenty se skládají ze sítě základních konstrukčních jednotek, které jsou tvořeny silnějším (tuhým) a tenkým zakřiveným prutem. Tyto pruty k sobě ve složeném stavu přiléhají a po zatížení vnitřním tlakem se po překlopení tenkých prutů roztáhnou a tvoří pak celou síť stentu.



Obr. 9 – základní konstrukční jednotka biflexního stentu: a – složený stav, b – roztažený stav

5.2.4 Potažené a farmaka uvolňující stenty

Spolu s vývojem stentů dochází ke snahám o úpravu jejich povrchů, která by znamenala co nejmenší podráždění cévní stěny, a tím i snížení opakovaného zúžení. Byly prováděny pokusy o potažení stentu chromem, zlatem, titanem nebo platinou, vždy za účelem snížení rezivění.

Prvním zástupcem stentů, které uvolňují farmaka, byl JO-stent, který v průběhu týdnů uvolňoval heparin a snižoval tak lokální trombogenitu stentu.

Jinou skupinou jsou stenty, které uvolňují látky tlumící tvorbu hladkých svalových buněk a tak omezují nebo dokonce zastavují výskyt opakovaného zúžení stentovaného místa. Stenty tohoto typu jsou opět testovány převážně ve věnčitých tepnách, účinná látka je zde vázána na polymer, kterým je povrch stentu potažen.

5.3 Stentgrafty

Periferní stentgrafty – kryté stenty, jsou vlastně stenty potažené materiálem, který se užívá na cévní protězy. Jejich hlavními indikacemi jsou stavění krvácení při ruptuře cévy nebo vyloučení aneurysmatu periferních tepen. Příkladem balon-expandibilního krytého stentu je Jo-graft potažený PTFE, samo-expandibilní stentgraft reprezentuje Wallgraft potažený PET. Produkt indikovaný ke stentování periferních tepen (zejména povrchové stehenní tepny) je Hemobahn. Jde o nitinolovou konstrukci potaženou na vnitřní straně stentu PTFE.



Obr. 10 – Stentgraft [14]

Kapitola 5 byla zpracována na základě nastudování a úpravy zdroje [5].

6 Vzorová výpočtová řešení

6.1 Vliv stavby bifurkační cévní protézy na proudění krve

Cílem tohoto zjednodušeného výpočtu je zjistit jaký vliv má bifurkační cévní protéza na proudění krve a jestli svou konstrukcí odpovídá stavbě cévního systému. V něm totiž obecně dochází směrem k periferiím ke zvětšování souhrnného průtočného průřezu a tím k poklesu rychlosti proudění v periferiích. Na vybraném modelu cévní protézy ověříme, jestli je tento trend splněn a jaké další vlivy na proudění krve toto větvení může mít.

Výpočet na základě rovnice kontinuity je orientační, protože proudění krve v tepnách nelze popsat tak jednoduše. Použitá rovnice kontinuity platí pro ustálené proudění newtonské kapaliny, proudění krve je však pulzační a krev nesplňuje podmínky newtonských kapalin.

Jako vzor pro výpočet jsme zvolili bifurkační cévní protézu firmy METEA medical textiles, katalogové číslo Ra bv K 024-0816, která svými rozměry zhruba odpovídá větvení břišní aorty do kyčelních (ilických) tepen. V katalogu lze najít její následující parametry:

vstupní průměr: $d_1 = 16mm$

výstupní průměr: $d_2 = 8mm$

Rovnice kontinuity pro ustálené proudění má tvar $\rho \cdot S \cdot v = \text{konst}$, V případě krve je hustota neměnná, platí $\rho = \text{konst.}$, a rovnice se zjednoduší na tvar $S \cdot v = \text{konst.}$, tedy $S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2$.

V případě bifurkační cévní protézy se dvěma větvemi: $S_1 \cdot v_1 = 2 \cdot S_2 \cdot v_2$, kde

$$S_1 = \pi \cdot \frac{d_1^2}{4} = 201,06mm^2 \text{ a } S_2 = \pi \cdot \frac{d_2^2}{4} = 50,27mm^2.$$

Po dosazení do rovnice kontinuity dostaneme tento výsledek:

$$201,06mm^2 \cdot v_1 = 2 \cdot 50,27mm^2 \cdot v_2 \text{ a po úpravě } 2v_1 = v_2.$$

Z výsledku je patrné, že po průchodu krve bifurkační protézou dojde vlivem zmenšení průtočného průřezu periferních větví na polovinu k dvojnásobnému nárůstu střední rychlosti proudění. Aby k tomuto jevu nedocházelo, musel by být průměr periferních větví protézy zvětšen alespoň na minimální hodnotu, která zajistí zachování průtočného průřezu. Tuto hodnotu odvodíme následujícím způsobem.

Pro konstantní průtočný průřez bude platit $S_1 = 2 \cdot S_2$ a po zjednodušení $d_1^2 = 2 \cdot d_2^2$, odkud plyne, že $d_2 = \frac{d_1}{\sqrt{2}}$. Hodnota $\sqrt{2}$ je přibližně rovna 1,414.

V případě takové protézy by musel mít ideální průměr velikost $d_{2i} = \frac{16mm}{\sqrt{2}} = 11,31mm$.

Zvolený vstupní průměr cévní protézy odpovídá průměru břišní aorty v místě větvení do kyčelních tepen. Rovněž vypočtený ideální průměr výstupní větve protézy přibližně odpovídá průměru kyčelní tepny (arteria iliaca communis). Dále tedy budeme ve výpočtu postupovat se vstupním d_1 a výstupním průměrem protézy d_2 a výstupním průměrem ideální protézy d_{2i} . Z údajů o anatomii zkoumaného úseku ze zdroje [6] tak vyplývá, že stavba tepenného řečiště je uzpůsobena alespoň pro zajištění konstantního průtočného průřezu.

Pro další výpočet je nutné zjistit orientační rychlost proudění krve v místě větvení břišní aorty, kterou odvodíme následujícím způsobem. Systolický objem krve, který je srdcem do těla vypuzen každou sekundu, činí asi 60 ml krve. Dále bude postačovat odhad, že do dolní poloviny těla proudí polovina tohoto objemu, tedy 30 cm³ krve za sekundu. Získali jsme tak přibližný objemový průtok, ze kterého už bez obtíží určíme hledanou rychlost proudění.

Pro objemový průtok platí vztah $Q = S \cdot v$, odkud vyjádříme rychlost a vyčíslením získáme

$$\text{velikost střední rychlosti: } v_s = \frac{Q}{S_1} = 14,9 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}.$$

Tato střední rychlost je stejná pro průřez před větvením i pro obě větve. Ze získané rychlosti proudění nyní pomocí Reynoldsova čísla určíme charakter proudění v jednotlivých průřezech. Pokud je hodnota Re menší než hodnota $Re_k = 2320$, je proudění laminární.

Dynamická viskozita krve má hodnotu $\eta = 3,3 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, hustota krve je $\rho = 1055 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

$$Re = \frac{v_s \cdot D_h}{\nu} \text{ kde } \nu = \frac{\eta}{\rho} \text{ a po dosazení } Re = \frac{v_s \cdot D_h \cdot \rho}{\eta}.$$

Ve vstupním a výstupním průřezu protézy a výstupním průřezu ideální protézy je hodnota Reynoldsova čísla následující:

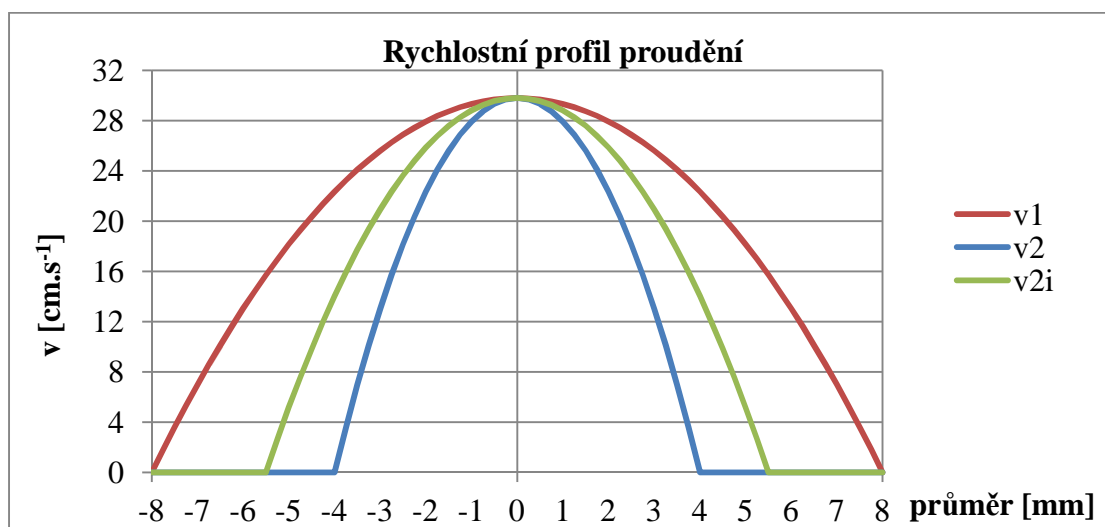
$$Re_1 = \frac{v_s \cdot d_1}{\nu} = 763 \qquad Re_2 = \frac{v_s \cdot d_2}{\nu} = 381 \qquad Re_{2i} = \frac{v_s \cdot d_{2i}}{\nu} = 540$$

Ve všech průřezech protézy lze tedy uvažovat laminární proudění a parabolický rychlostní profil. Pro parabolický rychlostní profil obecně platí, že maximální rychlost proudění je v ose průřezu a je dvojnásobně větší než střední rychlost, tedy $v_{max} = 2 \cdot v_s$. Pro zobrazení rychlosti jako funkce poloměru vyjdeme z obecné kvadratické rovnice s neznámými koeficienty, které určíme ze známých okrajových podmínek.

$v = a \cdot (R_0^2 - r^2) + b$, kde R_0 je nominální poloměr, r je proměnná a a a b jsou koeficienty. okrajové podmínky: $r = 0 \rightarrow v = v_{max}$, $r = R_0 \rightarrow v = 0$, odkud získáme obecnou rovnici

$$v = \frac{v_{max}}{R_0^2} \cdot (R_0^2 - r^2), \text{ do které za } R_0 \text{ dosadíme postupně } \frac{d_1}{2}, \frac{d_2}{2} \text{ a } \frac{d_{2i}}{2} \text{ a vykreslením grafu}$$

rychlosti jako funkce poloměru získáme rychlostní profily jednotlivých průřezů.



Graf 1 – grafické srovnání rychlostních profilů ve vstupním a výstupním průřezu bifurkační protézy

Vnitřní část cévní stěny – intima – je velmi citlivá na změny smykového napětí a je ovlivněna změnami v řádech jednotek Pa. Dále se tedy zaměříme na případnou změnu smykového napětí, která je způsobena změnou průtočného průřezu.

Z grafu a průběhu jednotlivých funkcí je patrné, že došlo ke zúžení parabol, což znamená změnu gradientu rychlosti proudění. Ten lze vyjádřit z rovnice rychlosti její derivací podle r ,

tedy $\frac{dv}{dr}$. Derivací rovnice $v = \frac{v_{max}}{R_0^2} \cdot (R_0^2 - r^2)$ získáme rovnici $\frac{dv}{dr} = -2 \cdot r \cdot \frac{v_{max}}{R_0^2}$ a po

dosazení hodnot $\frac{d_1}{2}$, $\frac{d_2}{2}$ a $\frac{d_{2i}}{2}$ získáme hodnotu maximálního gradientu u stěny průřezu.

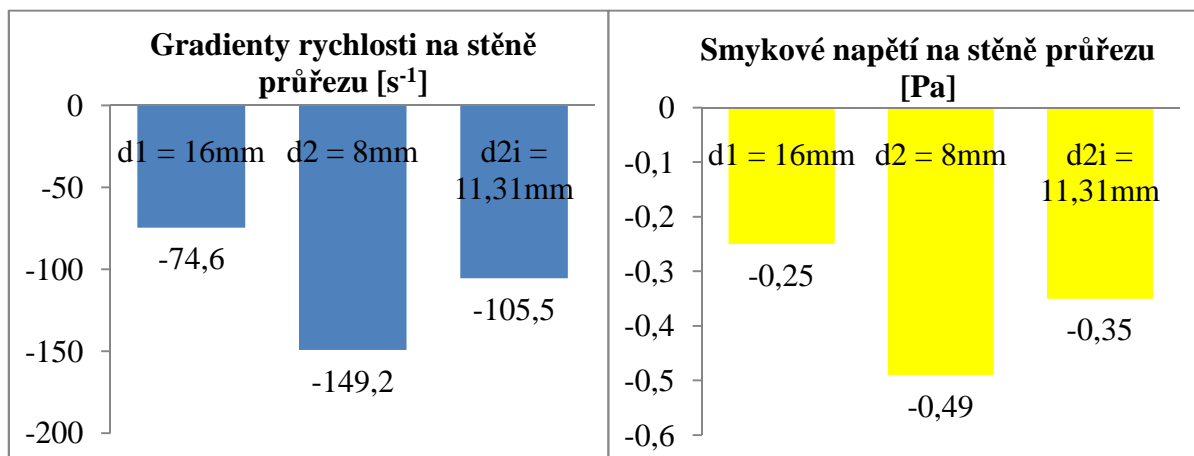
Hodnota gradientu je záporná, což vyplývá ze zvoleného tvaru kvadratické rovnice. Rychlost proudění směrem od osy trubice k její stěně klesá, opačným směrem roste. Maximální velikosti gradientů rychlosti na stěnách jednotlivých průřezů jsou následující:

$$\frac{dv_1}{dr} = -74,6s^{-1} \qquad \frac{dv_2}{dr} = -149,2s^{-1} \qquad \frac{dv_{2i}}{dr} = -105,5s^{-1}$$

Ze vztahu pro smykové napětí $\tau = \eta \cdot \frac{dv}{dr}$ můžeme určit jeho velikost na stěnách průřezů. Po dosazení dynamické viskozity krve získáme následující hodnoty smykového napětí:

$$\tau_1 = -0,25Pa \qquad \tau_2 = -0,49Pa \qquad \tau_{2i} = -0,35Pa$$

Grafickým znázorněním lépe předvedeme změny velikosti gradientu rychlosti a smykového napětí na stěně průřezů při užití vzorové a ideální bifurkační cévní protézy.



Graf 2 a 3 – srovnání gradientů rychlosti a smykových napětí v jednotlivých průřezech

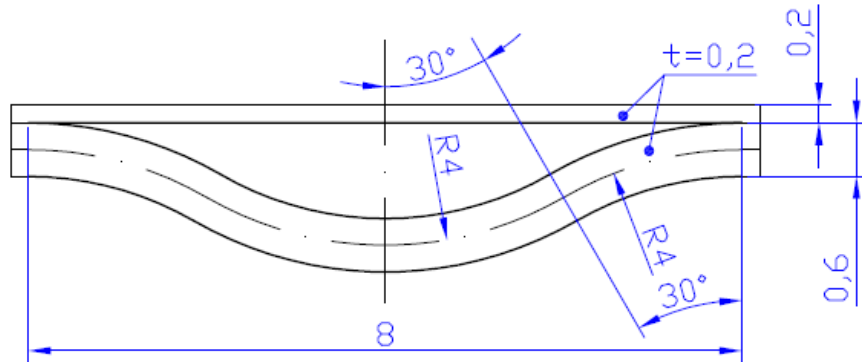
Z výpočtů vyplývá, že ve zkoumaném úseku břišní aorty dochází vlivem větvení ke změnám v parametrech proudění, stejně jako při proudění cévní protézou s ideálním výstupním průměrem. Změna smykového napětí je však v řádech desetin Pa, což nemá z dlouhodobého hlediska významný vliv na chování zdravé navazující cévní stěny.

Vzorová bifurkační cévní protéza tedy úplně neodpovídá stavbě cévního systému, výpočtem jsme však ověřili, že odchylky od ideálního modelu nejsou příliš významné. Podmínka minimální (ideální) velikosti průměru periferní větve bifurkační cévní protézy je navíc v praxi při výrobě těžko splnitelná, vzhledem k množství materiálu, který by se v místě větvení hromadil.

6.2 Ověření výpočtového postupu u biflexního stentu

V tomto výpočtu ověříme možnost použití výpočtového řešení při návrhu základní konstrukční jednotky biflexního stentu.

Ze zjištěných poměrů tloušťky jednotlivých prutů a jejich zakřivení jsme navrhli vzorovou podobu základní konstrukční jednotky biflexního stentu. Poměr šířky tenkého a tuhého prutu jsme zvolili 1:3, což odpovídá používaným rozměrům.



Obr. 11 – návrhové rozměry základní konstrukční jednotky biflexního stentu

Jako materiál stentu uvažujeme chirurgickou ocel. Vzhledem k vyšší náročnosti na výpočet byl použit software MathCad, ze kterého jsme po vyřešení převzali celý výpočtový postup.

Nejprve tedy uvedeme navržené rozměry a jejich charakteristiky, včetně materiálových. Indexy uvádějí vlastnosti tenkého prutu – 1 a tuhého prutu – 2.

modul pružnosti chirurgické oceli	$E := 2.1 \cdot 10^5 \text{ MPa}$
tloušťka materiálu	$t := 0.2 \text{ mm}$
šířka tenkého prutu	$a := 0.2 \text{ mm}$
šířka tuhého prutu	$b := 3 \cdot a = 0.6 \cdot \text{mm}$
aktivní délka prutů	$l_0 := 8 \text{ mm}$
poloměr zakřivení tuhého prutu	$R_A := 4 \text{ mm}$
velikost oblouků tuhého prutu	$\beta := 30^\circ$

Pro další výpočet budeme potřebovat kvadratické momenty průřezů obou prutů, spočítáme je následovně.

$$J_1 := \frac{a^4}{12} = 1.333 \times 10^{-4} \text{ mm}^4 \quad J_2 := \frac{a \cdot b^3}{12} = 3.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^4$$

Dále budeme pokračovat určením kritické síly vzpěru tenkého prutu, kterou určíme ze vztahu:

$$F_{kr} := \pi^2 \cdot \frac{E \cdot J_1}{l_0^2} = 4.318 \text{ N}$$

Tato síla vyvolá v tuhém prutu jako reakci sílu F_r , která způsobuje ohybový moment tuhého prutu. Tento moment má za následek natočení prutu v místě spojení, které je důležité pro další posouzení výpočtového postupu. Díky symetrii prutu je možné řešit jeho natočení jen pro jednu polovinu, která bude vetknuta. Pro tento případ tedy prut uvolníme a vyjádříme průběh ohybového momentu. Natočení působí síly F_r pak získáme z Castiglianovy věty.

1. úsek

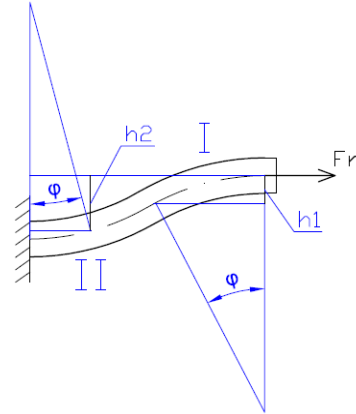
$$h_1 := R \cdot (1 - \cos(\phi))$$

$$M_{oyI2} := -F_r \cdot h_1$$

2. úsek

$$h_2 := R \cdot (1 + \cos(\phi) - 2 \cos(\beta))$$

$$M_{oyII2} := -F_r \cdot h_2$$



Natočení působí síly F_r

Obr. 12 – ohyb tuhého prutu

$$\gamma_{Fr} := \frac{1}{E \cdot J_2} \cdot \left[\int_0^\beta (-F_r) \cdot (1 - \cos(\phi)) \cdot R^2 d\phi + \int_\beta^0 (-F_r) \cdot (1 + \cos(\phi) - 2 \cos(\beta)) \cdot R^2 d\phi \right]$$

$$\gamma_{Fr} = 0.487 \cdot ^\circ \quad \text{natočení konce tenkého prutu} \quad \gamma_0 := \gamma_{Fr}$$

Získali jsme natočení stykového bodu obou prutů způsobené silou F_r . Toto natočení je spojením přenášeno na tenký prut a způsobuje tak ohybový moment, který prut prohýbá. Určíme tedy velikost momentu a z něj pak průhyb uprostřed tenkého prutu.

$$\gamma_0 := \frac{M_{oyII} \cdot l^{\blacksquare}}{E \cdot J_1} \quad M_{oyII} := \frac{2E \cdot J_1 \cdot \gamma_0}{l_0} = 5.956 \times 10^{-5} \cdot \text{N} \cdot \text{m}$$

Průhyb uprostřed tenkého prutu získáme přímou dvojí integrací diferenciální rovnice ohybové čáry a správnost výpočtu ověříme Castiglianovou větou.

$$w(x) := \frac{-M_{oy}(x) \cdot x^{\blacksquare}}{E \cdot J_1} \quad w_0 := \frac{M_{oyII} \cdot \left(\frac{l_0}{2}\right)^2}{2 \cdot E \cdot J_1} = 0.017 \cdot \text{mm}$$

Použití Castiglianovy věty vyžaduje zavedení doplňkové síly v místě hledaného průhybu, tedy síly F_j uprostřed tenkého prutu. Po úpravě a zjednodušení vztahu dostaneme výsledek:

$$w_{Fj} := \int_0^{\frac{l_0}{2}} \frac{M_{oy} \cdot F_j \cdot x}{E \cdot J \cdot dF_j} dx \quad w_{Fj} := \frac{M_{oyII} \cdot \left(\frac{l_0}{2}\right)^2}{2 \cdot E \cdot J_1} = 0.017 \cdot \text{mm}$$

Výsledky získané oběma způsoby se shodují, můžeme tedy postoupit k závěrečnému ověření možnosti užití výpočtu vzpěru tenkého prutu. Zjistili jsme totiž, že prut má při zatěžování počáteční deformaci v podobě prohnutí a také že nositelka zatěžující síly je vyosená, protože neprochází osou prutu, ale místem styku obou prutů. Zjištěné hodnoty dosadíme do vztahu pro kontrolu vlivu počátečního zakřivení a excentricity.

$$\text{excentricita působící síly} \quad e_0 := \frac{a}{2} = 0.1 \cdot \text{mm}$$

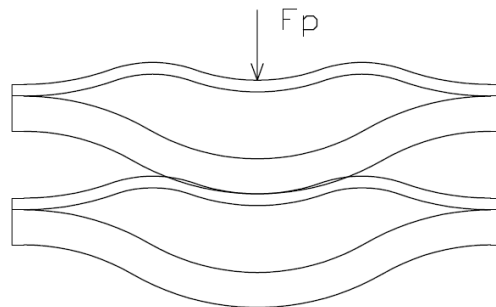
$$\text{počáteční průhyb} \quad w_0 = 0.017 \text{ mm}$$

$$\text{bezpečnost vůči kritické síle vzpěru} \quad k := 2$$

$$\text{velikost zatěžující síly} \quad F_0 := \frac{F_{kr}}{k} = 2.159 \text{ N}$$

$$\text{průhyb při zatížení} \quad w_{\max} := e_0 \cdot \left(\frac{1}{\cos\left(\frac{l_0}{2} \cdot \sqrt{\frac{F_0}{E \cdot J_1}}\right)} - 1 \right) + \frac{w_0 \cdot \frac{F_0}{E \cdot J_1}}{\frac{\pi^2}{l_0^2} - \frac{F_0}{E \cdot J_1}} = 0.142 \cdot \text{mm}$$

Výsledný průhyb při zatížení silou o poloviční velikosti než je velikost kritické síly vzpěru F_{kr} je přibližně stejně velký, jako příčné rozměry tenkého prutu. Navíc je o řád větší, než původní počáteční průhyb tenkého prutu. Z toho vyplývá, že se tenký prut bude už od počátku zatěžování ohýbat a řešení vzpěr nenastane. Při zatěžování celé konstrukce biflexního stentu na sebe sousední základní konstrukční jednotky působí silami F_p podle obr. 13, což způsobuje deformaci tenkých prutů.



Obr. 13 – deformace biflexního stentu při skutečném zatížení

Námi použité zjednodušení s výpočtem vzpěru je tedy velmi idealizované a pro řešení nevhodné. Biflexní stent je ve skutečnosti nehomogenní rotačně symetrická struktura, kterou nelze řešit analyticky a výpočet tak směřuje k řešení pomocí metod konečných prvků. Tento příklad slouží k ilustraci použití základních vztahů pro pružnost a pevnost prutů.

7 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo popsat technické prostředky využívané při léčbě cévních onemocnění s ohledem na studium mechaniky.

Věnoval jsem se v ní především cévním protézám používaným pro náhradu úseků tepen postižených aterosklerózou. Na vzorové bifurkační cévní protéze použitelné pro náhradu břišní aorty a kyčelních tepen jsem výpočtem na základě hydromechaniky ověřil, jaký má implantace této protézy vliv na proudění krve a navazující část krevního řečiště. Výpočty ukázaly, že výstupní průměr protézy je menší než stanovený ideální průměr a způsobuje zrychlení krevního proudění, což je v rozporu s trendem ve stavbě cévního řečiště, které směrem k periferiím zvětšuje svůj souhrnný průtočný průřez. Změna rychlosti proudění, gradientu rychlosti a smykového napětí ve výstupním průřezu bifurkační cévní protézy je však v řádech desetin Pa a proto nemá na chování zdravé navazující tepenné stěny významný dlouhodobý vliv.

Ve druhém případě jsem se zaměřil na návrh stentu, což je implantát sloužící ke zvětšení průsvitu tepny při uzavírání aterosklerotickými pláty. Zvolil jsem typ biflexního stentu, jehož provedení je založené na změně tvarové stability při roztahování stentu. Tento stent je sítí základních konstrukčních jednotek, které jsou složeny z tuhého prutu stálého tvaru a tenkého prutu, který při zatížení mění svůj tvar a způsobuje roztažení stentu. Výpočet jsem vedl na základě předpokladu o vzpěru tenkého prutu, z jehož kritické síly vzpěru jsem odvodil ohyb tuhého prutu. Následně jsem tento ohyb převedl na tenký prut a po kontrole způsobu zatížení jsem zjistil, že při daném zatížení silou menší, než je kritická síla vzpěru, se bude tenký prut od začátku ohýbat a vzpěr tedy nikdy nenastane. Tento fakt je důsledkem značného zjednodušení úlohy, protože tenký prut se při skutečném zatížení deformuje a nemá tedy tvar přímého prutu. Biflexní stent je ve skutečnosti nehomogenní rotačně symetrická struktura, kterou nelze řešit za použití analytických metod a výpočet tak směřuje k řešení pomocí metod konečných prvků.

Seznam použitých zdrojů

- [1] PETROVICKÝ, Pavel, a spol. *Anatomie s topografií a a klinickými aplikacemi, II. svazek, Orgány a cévy*. 1. vyd. Martin: Osveta, 2001. 560 s. ISBN 80-8063-046-1.
- [2] KARÁSEK, David; VAVERKOVÁ, Helena. Endoteliální dysfunkce, možnosti její detekce a využití v klinické praxi. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2004, 9, [cit. 2010-05-20]. Dostupný z WWW: <<http://internimediceina.cz/pdfs/int/2004/09/06.pdf>>.
- [3] POVÝŠIL, Ctibor; ŠTEINER, Ivo; et al. *Speciální patologie*. 2. vyd. Praha: Galén, 2007. 430s. ISBN 978-80-7262-494-2.
- [4] HRAZDIRA, Ivo, MORNSTERN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [5] KRAJÍČEK, Milan; PEREGRIN, Jan H.; ROČEK, Miloslav; ŠEBESTA, Pavel; et al. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [6] DENG, Xiaoyan; GUIDOIN, Robert. *Handbook of Biomaterial Properties*. London: Chapman & Hall, 1998. Arteries, veins and lymphatic vessels, s. 629. ISBN 978-0-412-60330-3.
- [7] KING, David. *Siumed.edu* [online]. 2010 [cit. 2010-05-20]. Histology Study Guide. Dostupné z WWW: <<http://www.siumed.edu/~dking2/bluehist/VesWall.jpg>>.
- [8] *Teamrich.wordpress.com* [online]. 2008 [cit. 2010-05-20]. Why Bios Life Franchise Makes A Lucrative Business. Dostupné z WWW: <<http://teamrich.wordpress.com/2008/02/28/why-bios-life-franchise-makes-a-lucrative-business/>>.
- [9] *Web.de* [online]. 2010 [cit. 2010-05-20]. Definition von Bauchaortenerweiterung (Bauchaortenaneurysma). Dostupné z WWW: <<http://magazine.web.de/de/themen/gesundheit/lexikon/blut/1875986-Definition,articleset=1875984.html>>.
- [10] *Aapm.org* [online]. 2007 [cit. 2010-05-20]. Multiplexing Radiography for Ultra-Fast Computed Tomography. Dostupné z WWW: <<http://www.aapm.org/meetings/07AM/VirtualPressRoom/LayLanguage/IIMultiplexing.asp>>.
- [11] *Ucsf.com* [online]. 2004 [cit. 2010-05-20]. Angioplasty and Stenting. Dostupné z WWW: <<http://www.radiology.ucsf.edu/patient-care/sections/ir/advanced-services/angioplasty>>.
- [12] *Vup.cz* [online]. 2007 [cit. 2010-05-20]. Bifurkační cévní protézy Ra bv K. Dostupné z WWW: <<http://www.vup.cz/kdetail.php?id=8810>>.
- [13] ROTHMAN, Carly. *Nj.com* [online]. 24.9.2008 [cit. 2010-05-20]. Study: Heart attack patients with drug-coated stents have higher survival rate. Dostupné z WWW: <http://www.nj.com/news/index.ssf/2008/09/study_heart_attack_patients_wi.html>.
- [14] *Braile.com.br* [online]. 2010 [cit. 2010-05-20]. List of Endovascular Products. Dostupné z WWW: <<http://www.braile.com.br/ingles/inglesprod/endovascularing.htm>>.

Seznam použitých zkratek a symbolů

Symbol	Význam	Jednotka
a	šířka tenkého prutu	[mm]
b	šířka tuhého prutu	[mm]
d	průměr	[mm]
D_h	hydraulický průměr	[mm]
E	modul pružnosti	[MPa]
e	excentricita působící síly	[mm]
F_0	velikost počáteční zatěžující síly	[N]
F_j	doplňková síla pro určení průhybu	[N]
F_{kr}	kritická síla vzpěru	[N]
F_p	zatěžovací síla stentu	[N]
F_r	ohybová síla tuhého prutu	[N]
h	rameno síly při ohybu	[mm]
J	kvadratický moment průřezu	[mm ⁴]
k	bezpečnost vůči kritické síle vzpěru	[-]
l_0	aktivní délka prutů	[mm]
M_{OY}	ohybový moment	[N.m]
Q	objemový průtok	[cm ³ .s ⁻¹]
r	poloměr	[mm]
R	poloměr zakřivení tuhého prutu	[mm]
R_0	nominální poloměr průřezu	[mm]
Re	Reynoldsovo číslo	[-]
S	obsah průtočného průřezu	[mm ²]
t	tloušťka materiálu	[mm]
v	rychlost proudění	[cm.s ⁻¹]
v_{max}	maximální rychlost proudění	[cm.s ⁻¹]
v_s	střední rychlost proudění	[cm.s ⁻¹]
w_0	počáteční průhyb střednice tenkého prutu	[mm]
w_{Fj}	průhyb působitě doplňové síly F_j	[mm]
w_{max}	průhyb při zatížení tenkého prutu	[mm]
β	velikost oblouků tuhého prutu	[°]
γ_0	úhel natočení konce tenkého prutu	[°]
γ_{Fr}	úhel natočení působitě síly F_r	[°]
δ	počáteční průhyb střednice prutu	[mm]
η	dynamická viskozita	[mPa.s]
ν	kinematická viskozita	[m ² .s ⁻¹]
ρ	hustota	[kg.m ⁻³]
τ	smykové napětí	[Pa]
φ	úhel natočení	[°]
$\frac{dv}{dr}$	gradient rychlosti	[s ⁻¹]