

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

VLIV MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ CÉVNÍCH PROTÉZ NA JEJICH KLINICKÉ POUŽITÍ

INFLUENCE OF MECHANICAL PROPERTIES OF VASCULAR GRAFTS ON THEIR CLINICAL
APPLICATIONS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

DIMITRIJ CHOMIČ

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 BAKALÁRSKÉ PRÁCE

student(ka): Dimitrij Chomič

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

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

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

Vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinické použití

v anglickém jazyce:

Influence of mechanical properties of vascular grafts on their clinical applications

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce je zaměřena na zmapování mechanických vlastností žil a tepen a jejich náhrad, především aktuálně vyráběných náhrad umělých. Na základě porovnání zjištěných vlastností pak budou analyzovány jejich možné vlivy na klinickou úspěšnost cévních protéz.

Cíle bakalářské práce:

- Zpracovat základní informace o anatomii a patologii žil a tepen.
- Zpracovat přehled informací o mechanických vlastnostech žil, tepen a cévních protéz.
- Na základě znalostí z PP II analyzovat možný vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinickou úspěšnost.

Seznam odborné literatury:

Sobotta: Anatomický atlas.

Krajíček, Peregrin, Roček, Šebesta: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Grada, 2007.

Ondráček, Janíček, Vrbka, Burša: Mechanika těles - pružnost a pevnost II. CERM, 2006.

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

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

V Brně, dne 26.11.2009

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou cévních protéz. Pojednává se v ní o typech cév, jejich anatomii, fyziologii, patologii a mechanických vlastnostech. Zabývá se rozdělením cévních protéz, popisem jejich mechanických vlastností a jejich praktickým využitím se zaměřením na náhrady umělé.

V práci jsem pomocí znalostí PP II vyřešil příklad napojení protézy s cévou pomocí napojení dvou válcových skořepin. Tepna i náhrada byla po spojení zatížena tlakem 16 kPa.

Klíčová slova

céva, tepny, cévní protéza

ABSTRACT

The theme of my bachelor's thesis is the vascular replacement. I write about the types of blood vessels, their anatomy, physiology, pathology and mechanical characteristics. My thesis contains a part about the types of vascular replacements, I define their mechanical characteristics and I describe how the vascular replacement used in medicine. I study the artificial vascular replacement preferentially.

To illustrate the application of the moment theory of cylindrical shells (Course in PP II), I solve the extreme stresses in the connection of a replacement with a vessel having mutually different geometrical and material parameters. The artery and the replacement were under pressure of 16 kPa corresponding to the systolic blood pressure.

Key words

blood vessel, artery, vascular replacement

CHOMIČ, D. *Vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinické použití*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 43 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že předloženou bakalářskou práci na téma „Vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinické použití“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce doc. Ing. Jiřího Burši, Ph.D. s literaturou, kterou uvádím v seznamu použité literatury.

V Brně 25.5.2010

.....
Dimitrij Chomič

Poděkování

Tímto bych chtěl rád poděkovat doc. Ing. Jiřímu Buršovi Ph.D. za odborné vedení, čas, cenné rady a připomínky k této bakalářské práci. Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří přispěli radami k vypracování této bakalářské práce.

Děkuji rodině a přátelům za podporu mi věnovanou v dosavadním studiu.

OBSAH

1	ÚVOD	11
1.1	Cíle práce	11
2	Kardiovaskulární (oběhová) soustava	12
3	Fyziologie oběhu krve	14
3.1	Obecné uspořádání lidského krevního oběhu	14
3.1.1	Srdce	14
3.1.2	Funkční typy cév	14
3.2	Rozložení krve v krevním oběhu	15
4	Biofyzikální úvahy	16
4.1	Průtok, tlak a odpor	16
4.2	Aplikovatelnost fyzikálních principů na průtok krve cévami	17
4.3	Laminární proudění	17
4.4	Viskozita a smykové napětí	18
4.5	Poiseuillův – Hagenův vzorec	18
4.6	Laplaceův zákon	19
4.7	Minutový srdeční výdej	19
5	Patologie cév	20
5.1	Zúžení a uzávěry průsvitu	20
5.2	Výduť pravá (aneurysma verum)	20
5.2.1	Patofyziologie	21
5.3	Výduť nepravá (aneurysma falsum)	21
5.4	Disekce	21
5.5	Porušení stěny	21
6	Spojování tepen	22
6.1	Spojení stehem	22
6.1.1	Typy spojení stehem	22
6.2	Bezstehové spojení	22
7	Cévní náhrady	23
7.1	Biologické náhrady	24
7.1.1	Tepenné autotransplantáty	24
7.1.2	Žilní autotransplantáty	24

7.1.3	Autotransplantáty z jiné tkáně.....	25
7.1.4	Tepenné alotransplantáty.....	25
7.1.5	Žilní alotransplantáty.....	26
7.1.6	Tepenné xenotransplantáty.....	26
7.2	Umělé náhrady.....	26
7.2.1	Neporézní náhrady	26
7.2.2	Porézní náhrady.....	26
7.3	Vlastnosti cévních protéz.....	28
7.3.1	Fyzikální vlastnosti	28
7.3.2	Biologické vlastnosti	29
7.4	Důležité vlastnosti cévní protézy.....	30
7.4.1	Vlákno	30
7.4.2	Obvodová tuhost	30
7.4.3	Podélná tuhost	30
7.4.4	Porozita stěny	31
7.5	Zvláštní druhy cévních náhrad	32
7.5.1	Kombinované náhrady	32
8	Aplikace pružnosti a pevnosti na napojení cévy a cévní náhrady.....	33
8.1	Seznam symbolů použitých v této kapitole	33
8.2	Zadání řešeného problému.....	34
9	Závěr.....	42
10	Seznam použité literatury	43

1 ÚVOD

V současné době jsou kardiovaskulární onemocnění jednou z nejčastějších příčin úmrtí zejména ve vyspělých zemích a patří mezi civilizační onemocnění. Mezi nejčastější problémy spojené s kardiovaskulárním systémem patří zúžení či ucpání cév a následná ischemie dané tkáně z důvodu aterosklerózy, trombózy nebo embolie. Velmi nebezpečná až fatální je takováto neprůchodnost cévy v životně důležitých orgánech a tkáních, jako jsou koronární cévy vyživující srdce (ucpáním dochází k infarktu myokardu), mozek (tento stav se nazývá ischemická cévní mozková příhoda) nebo plíce. Dále se setkáváme s tepennými aneurysmaty (výdutě), které mají sklon k protržení, což má ve velkých cévách za následek masivní krvácení až vykrvácení a prasknutí mozkové cévy vede ke krvácení do mozku s následným poškozením mozkové tkáně. K poranění cévní stěny může dojít také úrazem. Pokud nemáme jinou alternativu např. farmakologickou (podání léčiv), tak tyto problémy musíme řešit operativní cestou, a to náhradou postižené části cévní náhradou.

První úspěšná operace tohoto druhu byla provedena koncem 19. století a byla při ní využita biologická náhrada. Významný pokrok v této oblasti poté nastal za 2. světové války, kdy rostl počet cévních poranění a s tím rostla i potřeba cévní náhrady. Cévní štepy se tak začaly konzervovat a sterilizovat. U těchto náhrad se však postupem času vyskytovaly problémy, které souvisely s imunitní reakcí organismu, jako například ztráta elasticity, ruptury či výdutě. Proto se začaly hledat nové vhodné cévní náhrady. V polovině 20. století se objevily první průmyslově vyráběné textilní neporézní protézy. Později se však ukázalo, že pro dobré vhojení je porozita velmi důležitá. Materiál náhrad a technologie výroby se postupně vylepšovala, což vedlo k docílení potřebné porozity. V dnešní době jsou protézy vyráběny převážně z polyesterového vlákna a bývají impregnovány kolagenem, který porozitu dočasně snižuje, což je důležité z hlediska chirurgické implantace protézy.

Svou bakalářskou práci jsem rozdělil do tří hlavních částí, z nichž první dvě mají rešeršní charakter a třetí část je částí výpočtovou. V první teoretické části se zabývám anatomii, fyziologií a patologií cév. Problematikou cévních náhrad, a to převážně těch umělých, se blíže zabývám ve druhé části této práce. Popisuji zde jejich rozdělení, vlastnosti a použití.

V poslední, výpočtové části jsem zjišťoval, jaká napětí vzniknou v místě styku cévy s cévní protézou po sešití a následném tlakovém zatížení 16 kPa. Tento výpočet jsem provedl na základě znalostí předmětu Pružnost pevnost II, a to napojením dvou válcových momentových skořepin.

1.1 Cíle práce

- Vypracování základních informací o anatomii, patologii a o mechanických vlastnostech žil a tepen
- Vypracování základních informací o typech a mechanických vlastnostech cévních protéz a analyzovat jejich možný vliv na klinickou úspěšnost

2 Kardiovaskulární (oběhová) soustava [1]

Kardiovaskulární soustava je soustava, jejíž hlavním úkolem je zásobování těla kyslíkem, živinami a dalšími látkami, ale také odvádí odpadní látky pryč z těla.

Je tvořena třemi hlavními částmi: krev, cévy a srdce.

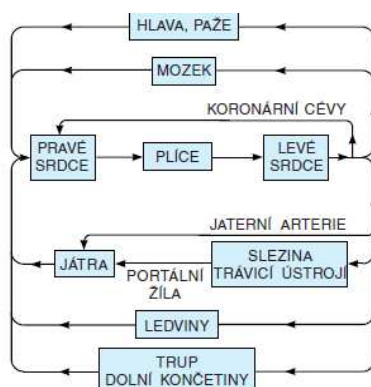
Krev: je tekutá tkáň neustále proudící tělem, přenáší kyslík, živiny, odpadní látky a mnoho dalších látek. Dále se podílí na udržování tělesné teploty jako distributor tepla. Její buňky (bílé krvinky) plní roli ochránců organismu. Mají schopnost bojovat například proti bakteriím a virům, které mohou být příčinou nemoci.

Krevní cévy: jsou živé a pružné trubice, které tvoří síť, jež protkává celé tělo. Krevní cévy rozvádějí krev po těle. Tkáně bez cévního zásobení jsou vlasy, nehty, oční rohovka, zubní sklovina a vnější vrstvy kůže.

Existují tři hlavní typy cév:

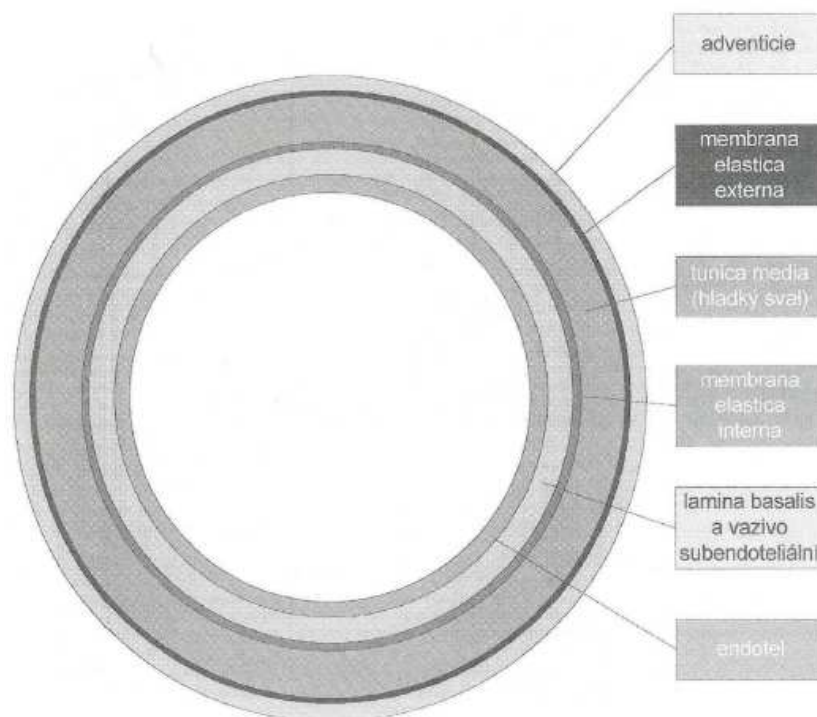
1. tepny - vedou krev od srdce
2. žíly - vedou krev k srdci
3. vlasečnice (kapiláry) - propojují tepny s žilami a dopravují krev do tkání, tam krev odevzdá živiny a kyslík, a přijme odpadní látky, které odvádí pryč.

Srdce je hnací silou celého procesu. Je to svalová pumpa, rozdělená na dvě poloviny (levou a pravou), a ty společně vhání krev do 2 cévních oběhů. U malého (plicního) oběhu pravá polovina srdce vhání pomocí plicní tepny odkysličenou krev do plic a plicní žilou se pak okysličená krev vrací do levé srdeční poloviny. Z levé srdeční poloviny je pak vypuzena do velkého oběhu aortou, jež se dále dělí na menší tepny, které přinášejí do tělních orgánů kyslík. Odtud se žíly sbíhají do horní a dolní duté žíly a ty pak vedou odkysličenou krev zpět do pravé srdeční poloviny. Oběh se tím uzavře. Viz (obr. 2.1.).

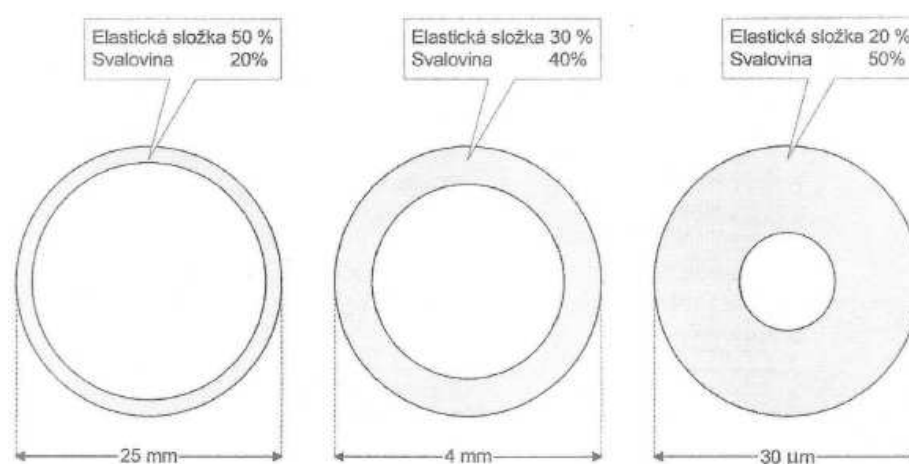


Obr. 2.1. Schéma cirkulace krve u dospělého člověka [4]

Tepny, žíly a vlasečnice tvoří trubicovitý systém o celkové délce kolem 150 000 km. Tepny a žíly se liší především tloušťkou stěn. Stěny tepen a žil se skládají ze tří obalových vrstev (obr. 2.2.), které obklopují prostor, kudy proudí krev tzv. průsvit cévy (*lumen*). Vnitřní vrstva (*tunica intima*) je tvořena buňkami jednovrstevného epitelu a ty jsou v přímém kontaktu s krví. Střední vrstva (*tunica media*) se skládá z elastických vláken a okružních vláken hladké svaloviny. Vnější vrstva (*tunica externa*) obsahuje kolagenové vlákna a jejím hlavním úkolem je plnění ochranné funkce.



Obr. 2.2. Obecné znázornění obecné skladby cévní stěny [3]



Obr. 2.3. Schéma poměru průsvitu a tloušťky cévní stěny u aorty a velkých tepen (vlevo), středně velké cévy (uprostřed) a tepének (vpravo) [3]

Tepny vedou okysličenou krev ze srdce, až na tepny plicní (krev odkysličená). Vyznačují se silnými stěnami a silně vyvinuta je především střední vrstva, což umožňuje tepnám vydržet vysoký tlak krve. Nejdříve se tepna pod tlakem krve rozšíří a poté se stáhne a vypudí krev dál. Krev tak teče stejným proudem, i když srdce mezi kontrakcemi odpočívá. Roztažení a stažení tepen můžeme nahmatat u povrchových cév a je vnímáno jako puls (například *arteria radialis* na zápěstí). Menší tepenné větve se dělí do tenkostěnných tepének (arteriol), které mají průměr menší než 0,3 mm. A ty přecházejí ve vlásečnice.

Žíly vedou odkysličenou krev zpět k srdci, až na žíly plicní (okysličená krev). Jelikož krev v žilách prochází pod mnohem menším tlakem, tak mají tenčí stěny než tepny (s užší střední vrstvou). Oproti tepnám obsahují žíly chlopně, které brání zpětnému toku krve. Ve tkáních se z vlásečnic sbíhají žilky a z žilek se poté sbíhají žíly.

Vlásečnice jsou nejmenší cévy, z nichž má každá v průměru asi 0,008 mm, a to je minimální velikost na to, aby jimi mohly projít krevní buňky. Jejich stěny jsou tvořeny jednovrstevným epitelem. Mezi stěnami vlásečnic a tkáněmi probíhá výměna. Do tkáňového moku směřuje kyslík a živiny a opačným směrem proudí odpadní látky. V případě poškození či nemoci tkáně mohou buňkami epitelu projít bílé krvinky, které brání vzniku nemoci.

3 Fyziologie oběhu krve

3.1 Obecné uspořádání lidského krevního oběhu [3]

Srdce a cévy tvoří krevní oběh, který je určen pro transport látek tělem. Transportním médiem je krev. Srdce nepřetržitě pumpuje krev, která tak cirkuluje organismem. Výměna látek mezi krví a tkáněmi probíhá v tenkostěnných kapilárách, výměna dýchacích plynů probíhá v plicních alveolách. Srdce funguje jako dvě sériově uspořádané pumpy. Pravá polovina srdce je pumpou plicního oběhu a levá polovina srdce je čerpadlo systémového oběhu. Oba oběhy jsou složeny z tepen, kapilár a žil, které jsou sériově zapojeny.

3.1.1 Srdce [3]

Srdce je dutý sval tvořen dvěma anatomicky i funkčně spojenými pumpami, pravou a levou stranou srdce a je uloženo v perikardu. Speciální svalovina srdce se nazývá myokard. Rytmické střídání relaxace svaloviny komor v diastole, kdy se komory plní krví, a kontrakce v systole, kdy je krev vypuzována do velkých tepen – aorty a plicnice, zajišťuje krevní oběh. Předstíň slouží jako pomocná čerpadla, aby došlo k dokonalému naplnění komor. Systola předstíň předchází těsně systole komor. Jednosměrný tok krve zajišťují chlopně mezi předstíň a komorami a komorami a velkými tepnami.

3.1.2 Funkční typy cév [3]

Pružník

Velké a středně velké tepny, které zajišťují rychlý transport krve do periferie. Jejich *tunica media* je tvořena elastickými vlákny, díky čemuž jsou schopny zvládnout nárazový přítok krve v systole a zajistit tak její kontinuální proudění. S přibývajícím věkem se zvyšuje množství kolagenních vláken, což snižuje elastickou vlastnost těchto cév a může být jednou z příčin vzniku primární hypertenze (není zapříčiněna jiným onemocněním).

Rezistenční cévy

Tyto cévy regulují přítok krve k orgánům a tkáním. Patří sem prekapilární a postkapilární rezistenční cévy.

Prekapilární rezistenční cévy

Jsou to tepny a tepénky s malým průsvitem a silnou stěnou z hladkého svalstva. Kontrakcí nebo relaxací svaloviny mohou měnit svůj průsvit a rozhodovat tak o distribuci krve do různých orgánů.

Postkapilární rezistenční cévy

Jsou to venuly. Rozhodují o poměru mezi napětím prekapilárního a postkapilárního systému cév, čímž určují kapilární hydrostatický tlak zajišťující výměnu krve a tkáňového moku mezi kapilárami a tkáněmi – filtraci a resorpci.

Prekapilární sfinktery

Jsou koncové úseky prekapilárních tepének. Mají možnost kontrakce a relaxace, a tak určují počet otevřených kapilár a udávají tak velikost kapilární plochy.

Kapiláry

Kapiláry tvoří styčnou plochu mezi krví a tkáněmi, probíhá zde pasivní transport látek z krve do *intersticia* a naopak.

Arteriovenózní zkratky

Zabezpečují rychlý převod krve z tepen do žil s obejitím kapilárního řečiště v některých tkáních, například v kůži. Při otevření těchto cév nedochází k výměně látek v kapilárách těchto tkání a průtok krve se tak zrychluje.

Kapacitní cévy

Žíly s vysokou roztlačností jsou schopny pojmout velký objem krve a fungují jako rezervoár krve, který je důležitý v uzavřeném systému cév kvůli neustále redistribuci krve v orgánech. Také zabezpečují žilní návrat krve do srdce. Jejich *tunica media* je tvořena pouze tenkou vrstvou svalových buněk.

Céva	Lumen – Průměr	Tloušťka stěny	Všechny cévy každého typu	
			Přibližný průřez (cm ²)	Procento krevního objemu ¹
Aorta	2,5 cm	2 mm	4,5	2
Arterie	0,4 cm	1 mm	20	8
Arteriola	30 μm	20 μm	400	1
Kapilára	5 μm	1 μm	4500	5
Venula	20 μm	2 μm	4000	54
Věna	0,5 cm	0,5 mm	40	
Vena cava	3 cm	1,5 mm	18	

¹ V systémových cévách. Kromě toho je v srdci ještě 12 % a v plicní cirkulaci 18 %

Tab. 2.1. Charakteristiky různých typů krevních cév u člověka [4]

3.2 Rozložení krve v krevním oběhu [3]

Celkový intravaskulární objem krve činí asi 5,4 litrů (77 ml/kg hmotnosti) u dospělého muže a 4,5 litrů (65 ml/kg hmotnosti) u dospělé ženy.

Rozložení krve v krevním oběhu je následující:

- ❖ 84% celkového oběhu krve je v cévách systémového oběhu
 - 75% v kapacitních cévách
 - 14% v cévách pružníku
 - 8% v kapilárách
 - 3% v rezistenčních cévách
- ❖ 9% celkového oběhu krve je v cévách plicního oběhu
- ❖ 7% celkového oběhu krve je srdci

Celkový objem krve určuje hodnotu plnicího tlaku. Plnicí tlak je mírou naplněnosti oběhového systému. To znamená, že odpovídá hodnotě tlaku, který by byl ve všech částech oběhového systému, kdyby srdce nepracovalo a vymizely rozdíly v hodnotách tlaku

v jednotlivých oddílech krevního oběhu. U zdravého člověka se tato hodnota přibližně rovna 0,8 kPa (6 torrů).

4 Biofyzikální úvahy

4.1 Průtok, tlak a odpor [3]

Průtok krve

Průtok krve je množství krve, která proteče příčným průřezem cévy za jednotku času (ml/s) a se vypočítat ze vztahu:

$$Q = v \cdot S$$

v – lineární rychlost proudění krve (cm/s)

S – plocha příčného průřezu (cm²)

Q – průtok krve (cm³/s)

Rychlost krve je tudíž nepřímo úměrná příčnému průřezu cévy. Průměr cév se od aorty ke kapilárám zmenšuje, ale celkový průřez řečiště se zvětšuje → rychlost se zmenšuje. Avšak v úseku od kapilár k dutým žilám se celkový průřez řečiště zmenšuje a lineární rychlost proudu krve roste. Z toho vyplývá, že nejpomalejší tok je v kapilárách, to zajišťuje dostatek času pro výměnu dýchacích plynů a jiných látek mezi krví a tkáněmi.

Rozdíl tlaků mezi jednotlivými úseky krevního oběhu způsobuje tok krve, tudíž může krev proudit pouze z míst většího tlaku do míst nižšího tlaku (obr. 4.1.) Tento tlakový gradient je vytvářen srdcem a umožňuje toku krve překonávat odpory v krevním řečišti.

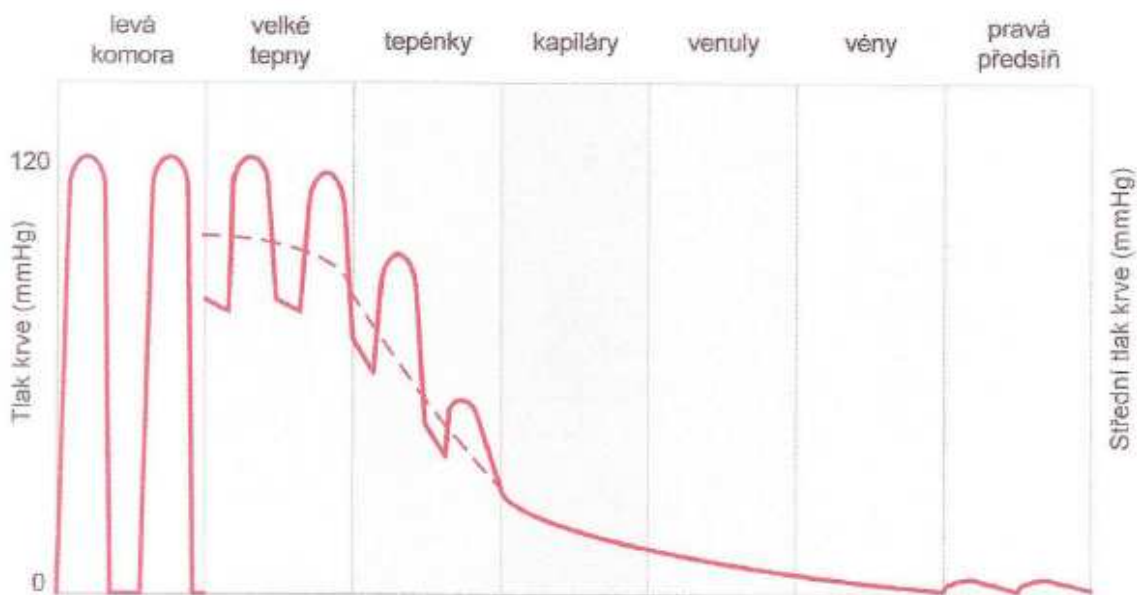
Vztah mezi průtokem krve, tlakovým gradientem a periferní odporem lze vyjádřit rovnicí analogickou Ohmovu zákonu:

$$Q = \frac{\Delta p}{R}$$

Q – průtok krve

Δp – rozdíl tlaku na začátku a na konci cévy, v níž tok sledujeme

R – periferní odpor, který je v cévním řečišti kladen toku krve



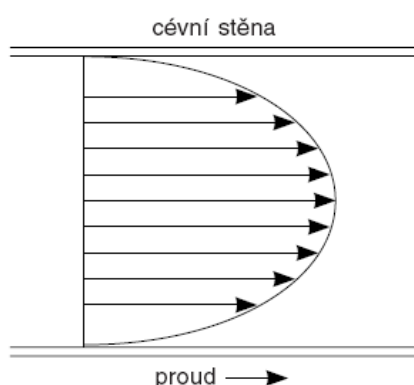
Obr. 4.1. Tlak krve (plná čára) a střední tlak krve (přerušovaná čára) v jednotlivých částech systémového krevního oběhu. [3]

4.2 Aplikovatelnost fyzikálních principů na průtok krve cévami [4]

K vysvětlení chování krve v cévách se často používají fyzikální principy a rovnice, které platí pro newtonskou kapalinu v tuhých trubících. Krevní cévy nejsou tuhé trubice a krev není newtonskou kapalinou, ale systém složený z tekutiny a buněk. Chování cirkulace se proto často výrazně liší od předpokladů, které z těchto principů vycházejí. Fyzikální principy se tak používají jako pomůcky k pochopení toho, co se v těle děje.

4.3 Laminární proudění [4]

Krev proudí v cévách, stejně jako proud kapalin v úzkých tuhých trubících laminárně. Uvnitř cévy se nekonečně tenká vrstva krve, která je v kontaktu s cévní stěnou, nepohybuje. Největší rychlost je pak uprostřed proudu (obr. 4.2.).



Obr. 4.2. Schéma rychlosti koncentrických vrstev viskózní tekutiny, proudící v trubici; parabolické rozdělení rychlosti (proudnicový tok) [4]

Laminární proudění zůstává zachováno až do určité kritické rychlosti. Při této rychlosti nebo nad ní je proud turbulentní. U turbulentního proudění se vytváří zvuky. Pravděpodobnost vzniku turbulence závisí i na průměru cévy a na viskozitě krve.

$$Re = \frac{\rho \cdot D \cdot v}{\eta}$$

Re - Reynoldsovo číslo

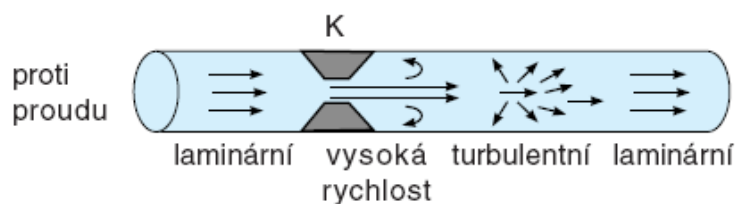
ρ - hustota kapaliny

D - průměr uvažované trubice

v - rychlost proudu

η – dynamická viskozita kapaliny.

Čím vyšší je hodnota Re, tím vyšší je pravděpodobnost turbulence, je-li Re menší než 2300, proud obvykle turbulentní není. Je-li vyšší než 3000, je turbulence vždy přítomna. Za fyziologických podmínek je tok krve v cévách laminární. Stáhnutí cév (zmenšení průsvitu) arterie zvyšuje rychlost proudu zúženým místem, vytváří turbulence (obr. 4.3.), a ty rozechvívají stěnu cévy, tzn. je slyšitelná jako šelest. Turbulentní proudění navíc může vést i k mechanickému poškození stěny tepen.



Obr. 4.3. Vliv zúžení (K) na profil rychlosti v krevní cévě. [4]

U člověka je kritická rychlost někdy překročena ve vzestupné aortě na vrcholu systolické ejekce, ale obvykle jen tehdy, je-li zúžena. Díky snížené viskozitě krve se častěji objevuje turbulence u anémie.

4.4 Viskozita a smykové napětí [3]

Viskozita je odpor, kterým kapalina působí proti síle snažící se ji uvést do pohybu. Jednotlivé vrstvy kapaliny se při proudění posouvají po sobě a třecí síly mezi sousedními vrstvami způsobují zpomalování rychlejších vrstev. Třecí síla mezi dvěma paralelně se pohybujícími sousedními vrstvami kapaliny vztažená na jednotku plochy kontaktu těchto vrstev se nazývá **smykové napětí** (τ). Je přímo úměrné dynamické viskozitě (η) charakterizující vnitřní tření kapaliny násobené gradientem rychlosti dv/dr ve směru kolmém na rychlost (**smyková rychlost**).

$$\tau = \eta \cdot \frac{dv}{dr}$$

Změny smykového napětí a jiných fyzikálních veličin, jako je cyklické napětí a prodloužení, vyvolávají značné změny exprese genů v endotelových buňkách, které jsou ve vztahu ke kardiovaskulární funkci.

Krev je ne-newtonská kapalina s viskozitou klesající s rostoucí smykovou rychlostí.

Odpor krevnímu průtoku je určován poloměrem cévy a viskozitou krve. Krev je 3–4 krát viskóznější než voda. Viskozita proto závisí především na *hematokritu*, tj. na procentu krevního objemu tvořeném červenými krvinkami. Díky rozdílnému způsobu průtoku malými cévami vyvolává ve velkých cévách vzestup hematokritu značné zvýšení viskozity, a v cévách menších než 100 μm průměru, tj. např. v kapilárách, je změna viskozity na jednotku hematokritu podstatně menší než ve velkých cévách. Změny hematokritu ovlivňují periferní odpor poměrně málo. Na viskozitu má vliv rovněž složení plazmy a tuhost buněk. [4]

4.5 Poiseuillův – Hagenův vzorec [4]

Vztah mezi průtokem v dlouhé úzké trubici, viskozitou kapaliny a poloměrem trubice je popsán **Poiseuilleovým-Hagenovým vzorcem**:

$$Q = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot L}$$

Q – průtok krve

Δp – tlakový rozdíl mezi konci trubice

r – poloměr trubice

η – dynamická viskozita

L – délka trubice

Protože platí, že periferní odpor $R = \frac{\Delta p}{Q}$, tak pro něj můžeme psát vztah:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot r^4}$$

Průtok i odpor jsou výrazně ovlivněni malými změnami poloměru cév, protože se mění s jeho čtvrtou mocninou. Průtok krve orgánem je proto velmi efektivně regulován malými změnami poloměrů arteriol a změny poloměrů arteriol mají opět významný vliv na systémový krevní tlak.

4.6 Laplaceův zákon [4]

Je vztah mezi tlakem uvnitř kapiláry a napětími. Tenkostěnné a jemné kapiláry nejsou náchylnější k prasknutí díky jejich malému průměru. Tuto skutečnost popisuje **Laplaceův zákon**. Tento zákon je dán vztahem [8]:

$$\frac{\sigma_m}{r_m} + \frac{\sigma_t}{r_t} = \frac{p_n}{h}$$

σ_t – obvodové napětí

σ_m – meridiánové napětí

p_n - transmurní (normální) tlak

r_m – meridiánový poloměr

r_t – obvodový poloměr válce

h - tloušťka stěny

Transmurní tlak je tlak uvnitř válce.

V tenkostěnném válci představující cévu je $r_m = r_t = r$, takže člen (σ_m / r_m) rovnice bude nulový, proto

$$p_n = \frac{\sigma_t \cdot h}{r_t}$$

V kouli je $r_m = r_t = r$, $\sigma_t = \sigma_m = \sigma$, proto

$$p_n = \frac{2 \cdot \sigma \cdot h}{r} \quad [8]$$

4.7 Minutový srdeční výdej [3]

Z fyziologického hlediska je nejdůležitější veličinou vyjadřující funkci srdce minutový srdeční výdej, což je množství krve, které jedna komora přečerpá za minutu. Zdravé srdce může měnit množství přečerpávané krve ve velkém poměru. V případě potřeby se tento výdej dokáže zvýšit více než pětkrát. Při jednom stahu totiž vypudí komora asi 70 ml. Vynásobením této hodnoty s počtem stahů za minutu (70-80) dostaneme hodnotu minutového srdečního objemu:

Minutový výdej = tepový objem * srdeční frekvence

Normálně nabývá hodnoty 5-6 l/min. Zvýšení srdečního výdeje se nejčastěji děje zvýšením frekvence při zátěži. Zvýšením frekvence se také mění poměr mezi trváním systoly a diastoly. S rostoucí frekvencí se systola zkracuje málo, ale diastola se zkracuje podstatně. Při dosažení kritické frekvence začne vážnout diastolické plnění komor.

Lidský organismus je schopen vyrovnat se i se situacemi, které jsou nad rámec fyziologických zákonů. Fyziologické charakteristiky krevního oběhu ovlivňují konstrukci některých implantabilních i neimplantabilních prostředků a zařízení použitelných v cévní rekonstrukci jako např. cévní náhrady, stenty a podobně [2].

5 Patologie cév [2]

Obecně se může postižení cévního systému projevovat ve třech podobách:

- zúžením až uzávěrem
- výdutí, která má vliv na kvalitu a odolnost cévní stěny
- porušením cévní stěny postižené úrazem či onemocněním

Existuje celá řada postižení, které se vyskytují i u zdravé cévní stěny např. embolie (náhle uzavírá zdravé řečiště o různém průsvitu).

5.1 Zúžení a uzávěry průsvitu [2]

Ateroskleróza je širší termín pro ztlustění a ztrátu elasticity arteriální stěny a je nejčastější příčinou onemocnění stěny tepny.[5]

Vyskytuje se u tepen elastického typu, kde postihuje zvláště intimu, a to vede k tvrdnutí a ztlustění stěny tepny. Změnami dochází k postupnému zužování průsvitu tepny až k jejímu uzavření. Posledním stadiem je pak trombóza zúženého úseku.

Pro onemocnění muskulárních tepen se užívá název medioskleróza proto, že nemoc u nich postihuje hlavně medii. Projevuje se degenerací spojenou s bobtnáním fibril a jejich fragmentací s následným usazováním kalciových depozit. Pohmatem někdy připomínají kost, z histologického hlediska jde o osifikaci. Při delším trvání trpí i intima a druhotně se zde usazují lipidy s následným ztlustěním, tím dochází k omezení průsvitu tepny.

U arteriol tato nemoc postihuje nejčastěji jak intimu tak medii. Pokud postihuje tepny ledvin, může vést k hypertenzi. Chirurgický zásah u tohoto postižení jsou velmi limitované.

Kromě zmiňovaných onemocnění se objevují onemocnění, jejichž průběh vylučuje přímý chirurgický zásah. Mezi tyto nemoci patří např. *endarteriitis obliterans*, *thromboangioitis obliterans*, *polyarteriitis nodosa*, fibromuskulární dysplazie.

5.2 Výduť pravá (aneurysma verum) [2]

Jedná se o místní rozšíření průsvitu tepny. Vrstvy tepny bývají patologicky změněné, jsou fuziformní a sakulární. Nejčastěji se vyskytují v oblasti subrenálního úseku břišní aorty. Mezi hlavní příčiny tohoto onemocnění patří:

- Arterioskleróza – ta postihuje nejprve intimu a následně pak i medii, která je u elastických tepen citlivá na zvýšený laterální tlak degeneraci urychluje. Takovým případem výdutě je výduť fuziformní.
- Zánětlivá – výduť mykotická (Osklerova). Objevuje se hlavně v oblasti břišní aorty. Zanesení infekce se děje buď krevním oběhem a zachycením trombu, nebo cestou *vasa vasorum*. V pozdějším stádiu bývá zařazena do nepravých výdutí.

5.2.1 Patofyziologie

Není zcela jasné, proč arterioskleróza jednou průsvit cévy ucpává a jednou rozšiřuje. Oba tyto typy se mohou vyskytnout i u jednoho organismu. Příčinou je zřejmě kombinace histologického profilu stěny cévy v daném místě a hemodynamických podmínek. Všechny tepny v těle jsou uloženy pod určitým axiálním napětím, to má za následek to, že po vyjmutí z těla se elastická tepna zkrátí přibližně o 30%. S přibývajícím věkem však tato hodnota klesá na polovinu.

Fyzikální zákony a patofyziologické mechanismy ovlivňují tepenné rekonstrukce. Proto se musíme vždy pečlivě zamyslet nad průsvitem použité náhrady.

5.3 Výdut' nepravá (aneurysma falsum) [2]

Má vakovitý tvar a tepenná stěna není tvořena vrstvami, ale fibrotickou (vazivovou) tkání opouzdřeného hematomu. Její původ je obvykle traumatický, či často vyvolaný lékařem. Aterosklerotické nebo mykotické výdutě mohou být svým charakterem nepravé. Při dalším vývoji mykotické výdutě to bývá dokonce běžné.

5.4 Disekce [2]

Je proniknutí cirkulující krve do stěny tepny trhlinou v *intimě* a části *medie*. Prvním krokem je defekt *intimy* z nejasných příčin. Krevní proud vnikne do stěny tepny a rozštěpí ji v *medii*, vzniká tak druhé *lumen*. Tlak krve roztláče vrstvy do různé vzdálenosti. Toto druhé *lumen* však nikdy nezaujímá celý obvod tepny. *Disekce* se obvykle vyskytuje v oblasti hrudní aorty. V aortě jsou tedy dvě *lumina* - pravé *lumen* a vak *disekce*. Může se stát, že vak *disekce* se protrhne zpět do pravého *lumen* aorty a vytvoří tzv. *entry* (samovyhojení), což je relativně příznivé, protože se vytváří průchozí kanál a poklesne výrazně tlak.

Z hlediska patofyziologického podléhají *disekce* v zásadě stejným fyzikálním a biologickým principům jako výdutě jen za daleko horších podmínek, protože vznikem druhého *lumen* zbyl pouze zbytek *medie* a *adventicie*, které musí odolávat mohutnému tlaku krve. Tento tlak se snažíme snížit, abychom získali čas tento problém řešit. Separace krve vede kromě velkého krvácení i k nebezpečí odtržení *intimy* a části *medie* důležitých větví.

5.5 Porušení stěny [2]

Příčiny porušení cév mohou být různé, stejně tak i topografie a časový průběh. Při náhlém vzniku je obvykle příčinou ostré poranění, a to buď přímé, což je typické pro bodná a střelná poranění, nebo nepřímé poranění, kde je tepna poškozena jinou tělesnou strukturou např. zlomenou kostí.

Krvácení lze řešit několika způsoby:

- Podvaz tepny
- Sutura tepny – provádí se, když je zachována kontinuita tepny a stěna není příliš poškozena
- Resekce a přímé spojení tepny
- Rekonstrukce pomocí cévní náhrady – může být anatomická či extraanatomická. Lze použít autotransplantát nebo tepenný allotransplantát. Pokud je však zásobovaný orgán přímo ohrožen, je pro obnovení průtoku vhodné použít cévní protézu.

6 Spojování tepen [2]

Jedná se o spojování různých cévních úseků při zachování jejich průchodnosti. Do konce 19. století byly prováděny podvazy tepen pro všechny druhy postižení jako např. poranění, výdutě atd. V této době se začaly provádět pokusy se psy a byla vypracována technika cévního stehu, za kterou dostal pan Carrel Nobelovu cenu.

Společně s vývojem cévního stehu se objevovaly snahy o bezstehové cévní spojení, výsledky však nebyly uspokojivé. Vývoj tohoto typu však neustále pokračuje.

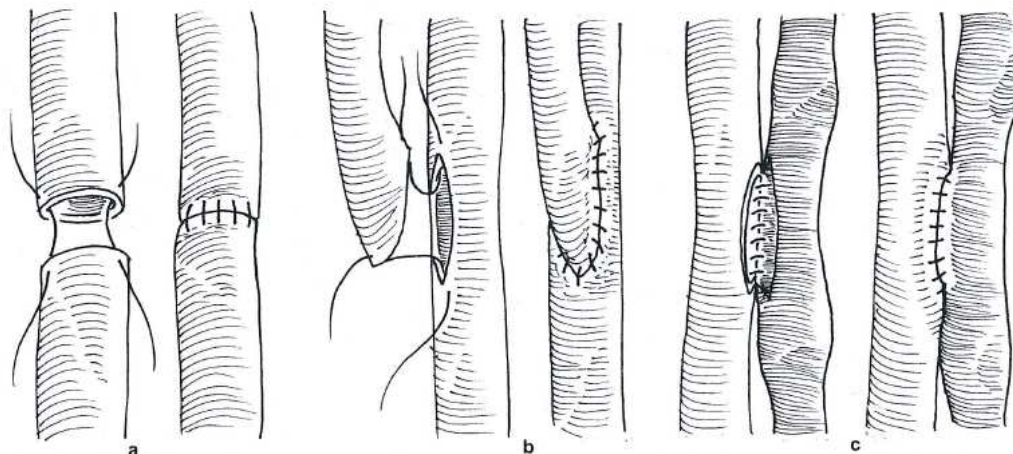
6.1 Spojení stehem [2]

Spojení cév nebo cévy a cévní náhrady stehem je klasickou metodou, která zaručuje dlouhodobý příznivý výsledek. Jako šicí materiál se dnes používá polypropylenové monofilové vlákno, které je na obou koncích opatřené atraumatickou jehlou. Někdy je výhodné použít synteticky vstřebatelný materiál např. u rostoucího organismu. Mezi takovéto materiály patří *polyglactin* nebo *polydioxanon*.

6.1.1 Typy spojení stehem [2]

Sešíváme buď pokračujícím, nebo jednotlivým stehem.

- Spojení end-to-end (koncem ke konci), (obr. 6.1. - a)
- Spojení end-to-side (koncem ke straně), (obr. 6.1. - b) – nejpoužívanější typ spojení v cévní chirurgii
- Spojení side-to-side (stranou ke straně), (obr. 6.1. - c) – použití spíše v žilní chirurgii



Obr. 6.1. Základní typy spojení: a) end-to-end, b) end-to-side, c) side-to-side [2]

6.2 Bezstehové spojení [2]

Tento typ spojení se zatím používá pro experimentální účely. Bezstehová spojení jsou založena například na tvarové paměti, použití biologického nebo syntetického lepidla buď s kovovou výztuhou, nebo bez ní, či použití laserového spojení samostatného, nebo spolu s organickým lepidlem. Dále se používá intraluminální spojka pro spojení end-to-end nebo end-to-side a nebo šicí zařízení různé konstrukce pracující se svorkami na principu sešíváčky, jejich výroba je však velmi nákladná a užitná hodnota zatím ceně neodpovídá.

Biologická lepidla

Dosud nikdo neuskutečnil úspěšné cévní spojení pouze lepidlem bez pomocných prostředků. Tyto lepidla se skládají z hovězí či vepřové želatiny, kolagenu, albuminu a dalších látek. Vždy se jedná o lepidla dvousložková a neužívají se jako vlastní prostředek spojení, ale jako tmel utěšňující spojení provedené jiným způsobem. Jsou velmi drahá, ale jako pomocný prostředek jsou velice užitečné.

7 Cévní náhrady [2]

Jako cévní náhrada se označuje jakýkoliv samostatný útvar, který je implantován do cévního řečiště s cílem obnovit jeho funkci. Nezáleží přitom na konstrukci, materiálu, místě a způsobu implantace.

Cévní náhrady můžeme rozdělit na:

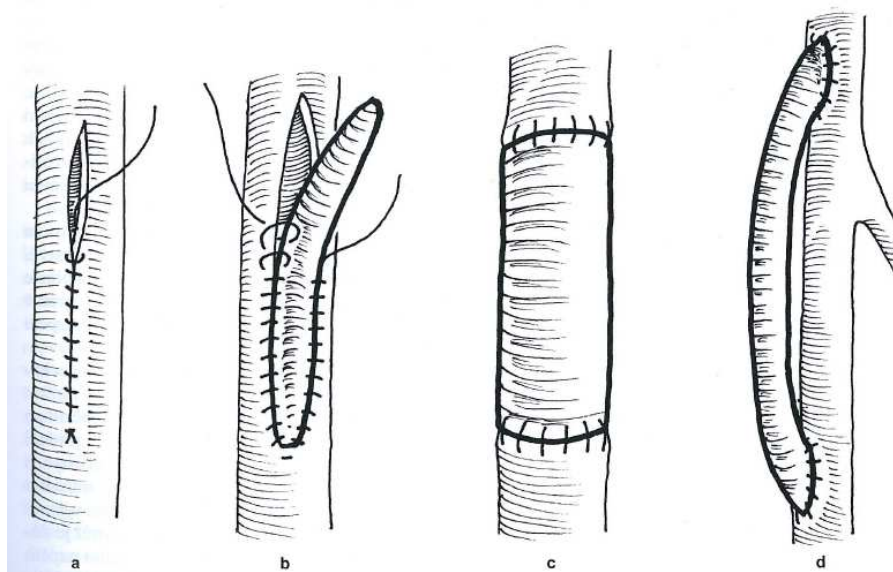
- ❖ Biologické (biologický původ)
 - Autotransplantát – náhrada z vlastního organismu
 - Alotransplantát – náhrada odebraná z jiného člověka
 - Xenotransplantát – náhrada odebraná z jiného organismu než je člověk
- ❖ Umělé (nebiologický materiál)
- ❖ Zvláštní druhy

Podrobné rozdělení cévních náhrad viz Tab. 7.

BIOLOGICKÉ		
autotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
alotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
xenotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
UMĚLÉ		
neporézní	sklo, kov, guma, umělá hmota	
porézní (protézy)	textilní	pletené tkané
	netextilní	lité
ZVLÁŠTNÍ DRUHY		
kombinované	impregnace	
	samonosná trubice	
biotechnologické		

Tab. 7. Rozdělení cévních náhrad [2]

Cévní náhrady jsou vyráběny tak, aby se přiblížily mechanickým vlastnostem tepen. Tepny mohou být například mechanicky porušeny, zúženy či naopak rozšířeny (výdutě). Tyto poruchy tepen se obvykle odstraňují chirurgickou cestou, často s využitím právě cévních náhrad. Základní typy rekonstrukcí můžete vidět na obr. 7.



Obr. 7. Základní typy rekonstrukcí: a) prostá arterektomie b) arterektomie se záplatou, c) přímá náhrada, d) bypass [2]

7.1 Biologické náhrady

7.1.1 Tepenné autotransplantáty [2]

Při šetrném zacházení se náhrada chová téměř shodně jako původní tepna a z histologického hlediska se po dočasném zesílení intimy tento nálezn postupně přizpůsobí. Z tohoto důvodu by se zdálo použití těchto náhrad jako nejdokonalejší, tyto náhrady však mají i své nevýhody:

- Omezená možnost získávání
- U pacientů s aterosklerózou je postižen celý cévní systém. A proto jsou nahrazené cévy také náchylné k tvorbě aterosklerotického plátu.

Dnes jsou tyto náhrady rovnocenně zastoupeny autotransplantáty žilními.

7.1.2 Žilní autotransplantáty [2]

V minulosti dostávaly přednost před žilními autotransplantáty tepenné autotransplantáty. Kvůli vzrůstajícímu počtu komplikací u tepenných autotransplantátů se začaly častěji používat autotransplantáty žilní.

Téměř jedinou užívanou žilou pro tyto účely je *vena saphena magna*. Její hlavní výhodou je dobrá přístupnost, protože se nachází v podkoží.

Ve srovnání s tepnou v žíle téměř chybí vrstva *membrana elastica interna*, kterou nahrazuje malé množství subendotelového vaziva. Mají výrazně menší *tunicu mediu* a chybí jim také kompaktní uspořádání. Při změnách tlaku v žílách se žíly mění z histologického a mechanického hlediska. Postupně se přizpůsobují novým fyzikálním poměrům a dochází k jejich rozšíření. Žíly jsou citlivé na mechanické a chemické podráždění či nutriční nedostatek. Následkem toho pak může docházet ke vzniku mikrotrombů.

Žilní autotransplantáty se používají jako:

- Přímá náhrada tepenného úseku – při poranění cévy a resekci výdutě periferní tepny
- Bypass – rekonstrukce koronárních tepen i dalších tepen malého průsvitu, rekonstrukce větví aortálního oblouku

- Plastika – jako materiál k záplatám
- Kombinace s cévní protézou – dnes málo používaný způsob

Žilní autotransplantát má tři přednosti:

- Dlouhodobá průchodnost – v důsledku vláčnosti spojené s nepříliš pružnou, ale měkkou stěnou. Což znamená, že mají průchodnost nejlepší ze všech dnes dostupných náhrad.
- Výborná roztažitelnost – postupné zvětšování průsvitu v podmínkách tepenného tlaku, což je výhodné při bypassu.
- Velká odolnost vůči infekci – protože jde o vlastní tělní tkáň. Nejlepší náhrada používaná k rekonstrukci při nutnosti odstranění infikované náhrady jiného typu.

Žilní autotransplantáty mají také vynikající chirurgické vlastnosti, jako je například vláčnost, výborná přilnavost a mají nulovou implantační porozitu.

Mají však i řadu nevýhod, mezi něž patří to, že téměř třetina nemocných má velkou i malou *saphenu* příliš tenkou, nebo jinak znehodnocenou. Další nevýhodou je časově náročná příprava štepů a jeho malý dlouhodobý příčný odpor proti vysokému tepennému tlaku, což omezuje oblast použití. A také reálné zdroje této náhrady jsou pouze dva (povrchové žíly dolních končetin).

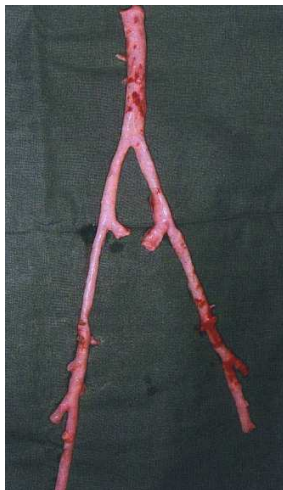
7.1.3 Autotransplantáty z jiné tkáně [2]

Bohužel většina těchto náhrad se ukázala pro praxi nevhodná, protože velmi často docházelo k trombózám, nebo rupturám po pár dnech, či měsících. Dalším problémem je časová a technická náročnost jejich výroby. V současné době nejsou pro klinické užití vhodné.

7.1.4 Tepenné allotransplantáty [2]

K zdokonalení v této oblasti došlo koncem 20. století současně s rozvojem transplantační chirurgie, vyvinutím modernějších způsobů krátkodobé či dlouhodobé konzervace. Jejich hlavním použitím je náhrada infikovaných cévních protéz. V této oblasti jim konkurují pouze žilní autotransplantáty.

Z dárce se při transplantaci obecně odebírá celý hlavní tepenný kmen od descentní aorty až po tepny femorální (obr. 7.1.4.). A takto odebrané cévy se pak konzervují a uchovávají v transplantačních bankách.



Obr. 7.1.4 Tepenný allotransplantát připravený k použití [2].

Řada tepenných alotransplantátů zůstává dlouhodobě průchodných bez problémů, ale většina náhrad skončí komplikací (trombóza, aneuryzmatické rozšíření, přímá ruptura)

7.1.5 Žilní alotransplantáty [2]

V dnešní době se čerstvé žilní alotransplantáty používají pouze jako náhrada z nouze při vytváření arteriovenózních spojek pro dialýzu s průměrem žíly minimálně 7 mm.

Při periferních rekonstrukcích se používají výhradně alotransplantáty konzervované zmražením.

Tyto náhrady můžou být užitečné jako provizorní řešení urgentních situací při infekcích cévní protézy nebo ohrožení končetiny, ale pro standardní výkony nejsou vhodné.

7.1.6 Tepenné xenotransplantáty [2]

Největším problémem tepenných xenotransplantátů je to, že po určité v organismu zanikají. Používají se jako sekundární rekonstrukce v případě komplikací (infekce). I zde však před nimi dostávají přednost tepenné alotransplantáty.

7.2 Umělé náhrady

7.2.1 Neporézní náhrady [2]

Jde o náhrady, které jsou biologicky neporézní. To je však velmi důležitá vlastnost náhrady, zejména při vhojování. Z tohoto důvodu tyto náhrady nevykazují uspokojivé výsledky a s nástupem porézních a kombinovaných náhrad se přestaly používat.

7.2.2 Porézní náhrady [2]

Zakladatelem metody používající porézní cévní náhrady (cévní protézy) byl roku 1952 Arthur B. Voorhees, který k tomu použil náhradu vyrobenou textilním způsobem z Vinyonu N, jejíž vlákna jsou tvořena ze 60% vinylchloridem a ze 40% akrylonitrilem. Tyto vlákna se však pro výrobu cévních protéz nehodí, jelikož se při vyšších teplotách srašťují a stávají se nepoddajnými. Vlivem tělesných tekutin také ztrácejí pevnost. Mezi látky, které se používají na výrobu vláken patří:

- Dacron – původním názvem terylén. Jedná se o vlákna kruhového průřezu vyrobená z polyesteru. Jsou pevná a odpuzující vodu, odolná vůči slabým kyselinám a zásadám a tělesným tekutinám. Nemají karcinogenní účinky a jsou dobře snášena organismem.
- Teflon – jde o polytetrafluoroetylen (PTFE), jehož úprava do vláken byla technickým problémem. Vlákna takto zhotovená jsou pevná a odolná vůči tření. Tento materiál se také vyskytuje v podobě litých mikroporézních protéz PTFE (Gore, Impira)
- Elastomery – jedná se o souhrnný název pro různé typy polyuretanu s různými vlastnostmi. Samotné elastomery se však k výrobě porézních protéz nepoužívají kvůli svým nestabilním vlastnostem a bývají spíše součástí kombinovaných protéz.

Dnešní materiály procházejí přísnými zkouškami, které zjišťují možné vlivy na organismus jako je např. toxicita, kancerogenita či histologický obraz tkáňové reakce za různou dobu po implantaci. Všem těmto požadavkům vyhovují polyesterová vlákna, PTFE a většina polyuretanů, což je důvod, proč jsou tyto vlákna výhradně používána.

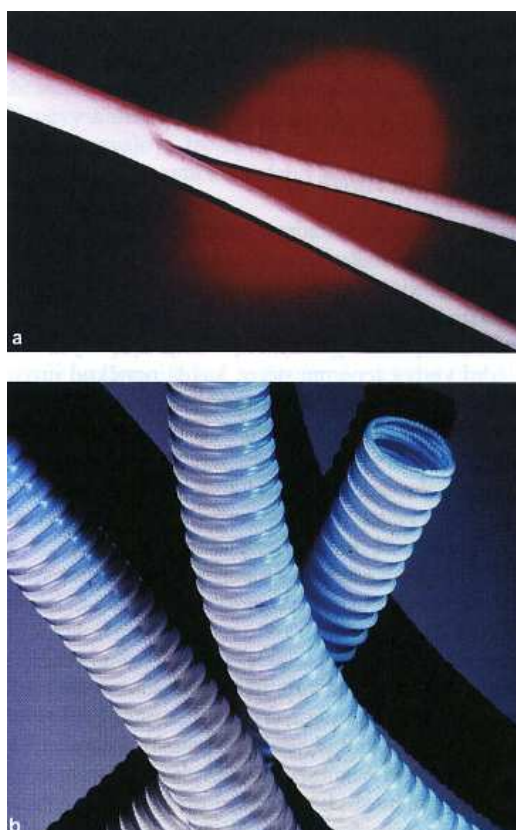
Cévní protézy můžeme dle způsobu výroby rozdělit do tří skupin:

- *Tkané* – touto metodou byla zhotovena první cévní protéza. Jde o technologii, kdy se do osnovy paralelně uložených vláken se člunkem příčně postupně vetkává jedno vlákno. Hlavní výhodou tohoto postupu je možnost vytvořit hustý úplet, což vede k tomu, že jsou protézy téměř neprodyšné a nedochází tak ke krvácení stěnou. To je však zároveň jejich biologická nevýhoda. Tkanina, vyráběna zpravidla z teflonových vláken, se také po přestřížení třepí.

Tkané cévní protézy se dnes kvůli svým nevýhodám téměř nepoužívají. Jejich nesporná výhoda, nulová implantační porozita, je v současnosti nahrazena kvalitními impregnovanými protézami pletenými.[6]

- *Pletené* – jde o technologii spočívající v současném užití dvou a více nití k pletení pomocí sady jehliček. Jejich tloušťka určuje maximální dosažitelnou hustotu úpletu. Dle druhu jehliček a použitého vlákna lze měnit charakteristiky protézy.

Pletené protézy se neštěpí a neprořezává se jim okraj, takže může být steh veden blíže u okraje. Pokud nejsou tyto protézy nijak upraveny (např. impregnovány kolagenem), tak musí být před použitím předsraženy krví pacienta, aby se dočasně zrušila porozita stěny. Jsou převážně vyráběny z polyesterových vláken. Samotné pletené protézy se dnes již používají jen málo. Setkáme se zpravidla s protézami impregnovanými kolagenem, želatinou či albuminem.(obr. 7.2.2.).



Obr. 7.2.2. Pletené polyesterové protézy impregnované: a) nevrapovaná, b) vrapovaná, nestlačitelná EXS [2]

- *Lité* – vyrábějí se z amorfního PTFE materiálu a mají odlišný charakter než protézy textilní. Tato technologie nevychází z vláken. Materiál je totiž kombinací tlaku, expanze a vysoké teploty lisován do formy. Výsledná protéza je pak charakterizována

mikroporézní stěnou houbových vlastností, která neumožňuje žádnou organizaci. Z hlediska průchodnosti tepny po provedené rekonstrukci to však nemá zásadní význam[6].

Mají téměř nulovou chirurgickou porozitu. Jejich biologická porozita je problematická, protože mikropóry neprostupují celou vrstvou a jsou podbuněčných rozměrů. Pokud tato protéza není nijak upravena, objevuje se po obnovení krevního proudu v otvorech podél stehů krvácení. To se dá částečně omezit použitím speciálního šicího materiálu.

7.3 Vlastnosti cévních protéz

7.3.1 Fyzikální vlastnosti [2]

Důležitými fyzikálními vlastnostmi tepen jsou pevnost a tuhost, a to v podélné a obvodové ose. Ovšem jejich hodnoty, kterých tepna nabývá, jsou spíše ilustrativní, jelikož se na těchto jevech podílí tři základní vrstvy tepny.

Při výrobě cévních protéz je snaha se přiblížit fyzikálním vlastnostem zdravých tepen, což není jednoduché. A pokud se snažíme novou technologií zlepšit jednu vlastnost protézy, musí se často obětovat optimální hodnoty jiné vlastnosti.

Obvodová tuhost textilních protéz se dá ovlivnit změnou tloušťky, typem vlákna a mírou zaplnění vlákna. Podélná tuhost se dá ovlivnit tzv. vrapováním. Je to technika, kdy se vytváří spirálovité, nebo kruhovitě zřasení, takže se dá délka protézy natažením prodloužit. Dalšími v minulosti používanými metodami bylo tzv. mikrovrapování, nebo u tkaných protéz kadeřená podélná vlákna.



Obr. 7.3.1 Pletená vrapovaná cévní protéza z polyesterového hedvábí s vrstvou bovinního kolagenu typu I [7]

Tyto úpravy fyzikálních vlastností je možno provádět u pletených protéz. Jinak je tomu však u mikroporézních litých protéz PTFE. U takto vyráběných protéz můžeme měnit tloušťku stěny jen do určité minimální hodnoty, a to i z toho důvodu, že jednovrstevné protézy jsou málo odolné vůči vnitřnímu tlaku a musejí tak být zesilovány přidáním dalších vrstev. Také vrapování je u nich výrobně složité a možné zalamování při větších ohnutích je u nich řešeno zevně umístěnou spirálou.

Většina autorů se domnívá, že důležitou vlastností protéz, která jim zajistí delší životnost, je vysoká poddajnost, která vyjadřuje přizpůsobivost protézy tepennému řečišti, do kterého je protéza implantována. K tepnám se touto vlastností nejvíce podobá *vena saphena magna*.

7.3.2 Biologické vlastnosti [2]

Jedná se o vlastnosti cizorodého tělesa implantovaného do organismu a ovlivňující způsob jeho vhojení.

Vhojování neupravovaných cévních protéz

Cévní protéza může jen částečně zabezpečit mechanickou funkci *medie* velkých tepen. Má dostatečnou pevnost, aby mohla odolávat tlaku krve, ale také příčnou a podélnou pružnost, která jí umožňuje reagovat na pulzní změny krevní náplně a tlaku. Další vrstvy stěny protézy jsou vytvořeny v těle pacienta. V prvním období vzniká stykem s krví vnitřní vrstva, která nahrazuje dočasně intimu cévy. Nemá však její vlastnosti jako hladký, nesmáčitelný povrch. Tuto vrstvu protézy pak nazýváme *pseudointima*. Procesem organizace však může získat vlastnosti intimy, tuto vrstvu pak nazýváme *neointima*. Stejně tak je tomu i u zevní vrstvy protézy, kdy z prokrvácené a traumatizované části lůžka procesem organizace vzniká vrstva vaziva s některými vlastnostmi *adventicie*. Tyto vrstvy pak nazýváme *pseudoadventicie* a *neoadventicie*.

Pseudointimální krevní sraženina

Je to vrstva sraženin uložená na vnitřní straně protézy a objevují se hned po obnovení toku krve. Navazují se buď na látku, kterou se protéza impregnuje, nebo na sraženiny uloženy v tkanině vzniklé při předsražení, a tak odolávají vnitřnímu tlaku krve. Po zhruba třech dnech po implantaci se přidávají vrstvy trombů a krevní sraženina se mění ve vícevrstevnou *pseudointimu*.

Pseudointima

Z *lumen* cév pronikají k vnitřní vrstvě kapilární pupeny, které do *pseudointimy* dodávají krevní a endoteliální buňky. Vznikají vazivové tkáně se spoustou buněk. Po několika týdnech přibývají retikulární a kolagenní vlákna a po třech měsících od implantace dojde k fibrózní přeměně. Ke vzniku svalových buněk a elastických vláken však nedochází.

Neointima

Je ovlivněna rozsahem operační traumatizace pahýlu cévy a dokonalostí provedení anastomózy. Tento proces začíná během několika dnů s různou rychlostí. Vznik svalové *neointimy* je obnovnou reakcí, která je typická pouze pro stěnu cévy. Svalové buňky a endotel pronikají pouze z pahýlů cévy.

Neoadventicie

Vzniká z *pseudoadventicie*, kterou představuje lůžko protézy. Po třech dnech se začíná tvořit vazivová tkáň a její syntéza končí do deseti dnů. Poté dochází ke změně v *neoadventicii*. Tento proces ovlivňují vlastnosti dané protézy. Začíná se tvořit kapilární síť. Tato tvorba může skončit předčasně, a tak je výsledkem většinou slabší, nebo silnější vazivová vrstva přiléhající ke tkanině.

Z hlediska plnohodnotného plnění funkce cévní protézy, by bylo optimální, kdyby došlo k vytvoření všech vrstev tepenné stěny. To však dnešní době nesplňuje žádná cévní náhrada. Hlavním úkolem cévní protézy je zajištění trvalé mechanické opory, ale svými vlastnostmi nesmí negativně ovlivňovat organizaci novotvorby cévní stěny.

7.4 Důležité vlastnosti cévní protézy [2]

7.4.1 Vlákn

Je velice důležitou součástí cévní protézy a musí splňovat některé vlastnosti:

- Nečinné z biologického hlediska
- Nesmí být narušeno tělními tekutinami
- Mechanicky a chemicky nedráždivé

Dalším důležitým činitelem je jejich průměr a struktura. U polyfilamentního vlákna je také důležitý počet a hustota spletení. Pokud jsou mezi vlákny příliš malé mezery, dochází k ukládání produktů metabolismu, které dráždí okolí. Z těchto důvodů je ideální použití velmi tenkého vlákna volně spleteného z menšího počtu filament s dokonale hladkým povrchem.

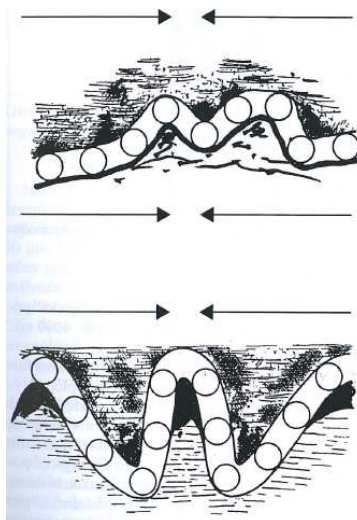
7.4.2 Obvodová tuhost

Obvodová tuhost má vliv na účinnost perfuzního proudění, které je vyvolané hydraulickými jevy při masáži stěny změnami laterálního tlaku. Proto musí být cévní protéza do jisté míry nepoddajná. Pokud je však protéza příliš nepoddajná, tak vlivem tlaku dochází ke ztrátám tekutiny z *pseudointimy*. Naopak při nadměrné poddajnosti pak laterální tlak ovlivňuje *neoadventicii* tak, že dochází k nedokonalé vaskularizaci nebo vaskularizace zcela chybí.

7.4.3 Podélná tuhost

V dnešní době je docílena vrapováním, které nám zaručí i výrazný nárůst délky protézy a zamezí kolínkovitému zalomení při přechodu přes kloub. Při samotné implantaci umožňuje větší volnost při odhadu délky protézy. Vrapování má však i negativní vlastnosti:

- Narušuje charakteristiky krevního proudu (víření) → narušuje tvorbu *pseudointimy* i *pseudoadventicie*
- Nezabrání svašťování protézy. Svašťování u nevrapované skořepiny můžeme popsat jako ztrátu její stability, vyvolanou tenkou stěnou, která špatně odolává tlakovým napětím (obr. 7.4.3). U vrapované protézy sice ke ztrátě tvarové stability nedochází, ale při axiálním tlaku se vrapy zvětšují, což zvyšuje výše uvedené nepříznivé efekty.



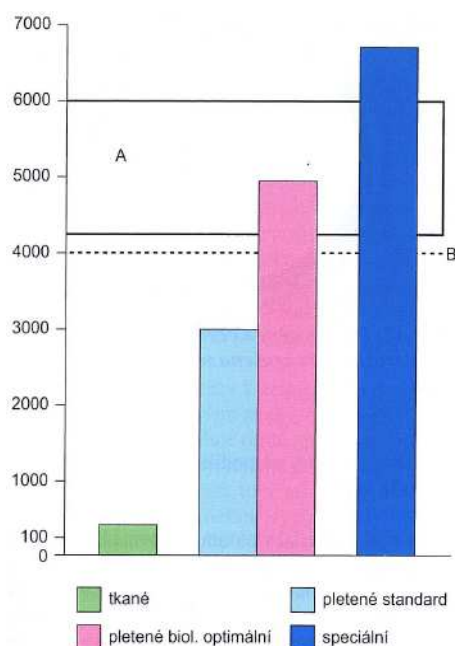
Obr.7.4.3 Schéma vlivu vrapování a následné svašťování na histologický charakter organizace cévní protézy [2]

Pokud není protéza maximálně natažená tak toto svažování vede až k zalomení náhrady. Vlivem svažování vaziva dochází ke vzniku slepých prostorů v hloubi vrapů. Tyto prostory jsou vyplněny buněčnou drtí, čímž vznikají ložiska nedokonalé organizace a ta mohou vést až k odtržení *neointimy*. Před vrapováním by se tak měla dávat přednost jiným způsobům.

7.4.4 Porozita stěny

Je dána textilním způsobem výroby protéz. Porozita stěny znamená počet pórů nebo otvorů v prostorové či plošné jednotce a vyjadřuje se absolutním číslem. U cévních protéz se měří hodnota propustnosti vody nebo vzduchu a vyjadřuje se číslem relativním k podmínkám měření. Je to množství vody v mililitrech, které pronikne čtverečním centimetrem stěny za minutu při tlaku 120 mm Hg (obr. 7.4.4). Optimální „biologická“ porozita je pak kolem 6000 – 7000 ml/cm² a přijatelná 3000 – 4000 ml/cm². Porozita má vliv na vhojování. V první řadě se jedná o přichycení *neointimy* k dalším vrstvám. Prodyšnost musí být alespoň taková, aby dovolila prorůstání buněčných elementů. Zásadní vliv má pak na *neoadventicii*. Prokrvení heterologní *medie* je totiž přímo úměrné její porozitě. Příliš hustá stěna může prokrvení zastavit a vnitřní výstelku pak tvoří jen organizovaný fibrin. *Neoadventicie* je tak pouze jizevnaté pouzdro s rozdílným rozsahem vaskularizace a ztrácí svou hlavní úlohu, kterou je odstraňování zplodin metabolismu.

Biologická porozita je pro organizaci velmi důležitá, ale ne zcela rozhodující. Dalším ovlivňujícím článkem může být i umístění náhrady. Například hustě tkané teflonové protézy se nehodí pro periferní rekonstrukce, ale můžeme je použít jako náhradu hrudní aorty, kde je mohutný krevní proud.



Obr. 7.4.4 Vztah biologické porozity a optimální organizace cévní protézy – experiment, přímkou B vyznačuje hranici pod, kterou může docházet ke zhoršení vhojování protézy, oblast A – oblast mezi optimální a přijatelnou porozitou [2]

U litých protéz je chirurgická porozita téměř nulová a podobně je na tom i jejich biologická porozita. Mají příliš malé póry, které neumožňují proniknutí buněčných elementů. A jakékoliv vrůstání kapilárních pupenů, nebo jiných útvarů z vnějšku je téměř nulové.

Všechny popisované vlastnosti byly zjištěny u cévních náhrad, které byly implantovány psům. Analýza 72 vzorků cévních náhrad implantovaných člověku před dvaceti lety ukázala, že:

- Hustší teflonové a PTFE protézy jsou i po letech téměř holé s občasnými ostrůvky fibrinu na vnitřní straně a z vnější strany jsou pokryté vrstvou nepříliš pevně přichyceného acelurálního vaziva
- Pletené porézní protézy jsou po roce z obou stran obalené fixovanou tenkou vrstvou bezbuněčného kolagenního vaziva s malou tvorbou kapilár ve vnější vrstvě. Po delší době se mohou objevit dystrofické změny (lipoidóza a kalcifikace), jsou však ve většině případů zanedbatelné. Tyto protézy nejsou nikdy holé, i když se místy objeví případ, kdy pozorujeme na vnitřní straně jako *pseudointimu* pouze fibrin.

Z toho vyplývá, že lidský organismus reaguje na cévní protézy jinak než organismus zvířecí. Tvoření nové cévní stěny tak, jak bylo popsáno výše, by bylo biologicky ideální, ale za současných podmínek je neuskutečnitelné. Nejdůležitějším kritériem, kterým cévní náhradu hodnotíme, je dlouhodobá průchodnost. Je třeba si uvědomit, že protéza nese za uzávěr řečiště jen část viny. Velký podíl má také špatná indikace, nevhodná taktika a problematická technika operace. Například větší hematoma v okolí protézy, může vést k nadbytečné tvorbě vaziva s následným zaškrcením, omezením průtoku a uzávěrem cévy.

Jelikož je však dlouhodobá průchodnost cévní protézy velmi dobrá, tak způsob organizace implantátu funkčně dostačuje.

7.5 Zvláštní druhy cévních náhrad

7.5.1 Kombinované náhrady [2]

Kombinované náhrady můžeme rozdělit na:

- Impregnované
- Samonosné trubice

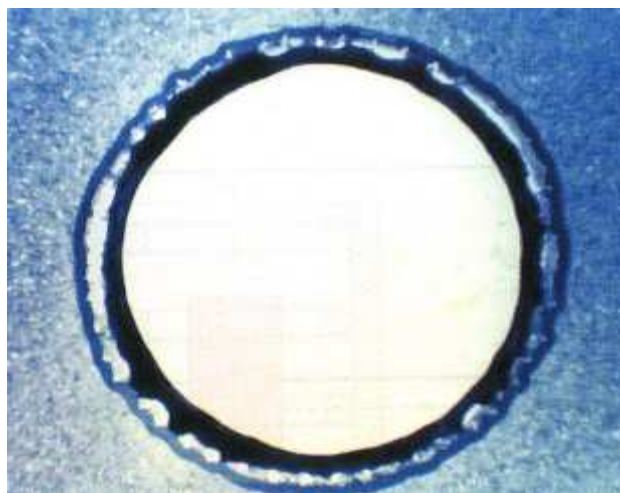
Impregnované kombinované náhrady

Impregnování provádíme za účelem dočasného zrušení porozity stěny u pletených porézních protéz a to v případě, kdy je tato vlastnost z chirurgického hlediska nežádoucí (krev pronikala stěnou protézy). První metou dočasného zrušení porozity byla u pletených protéz metoda předsražení. Účinnost této metody je ovšem závislá na porozitě.

Proto byla snaha napodobit metodu předsražení použitím biologicky vstřebatelné látky již při výrobě. V současné době se k těmto účelům používá želatina, kolagen a albumin.

Želatina se začala používat ke zrušení porozity jako vůbec první látka. Byla nejprve použita v přirozené podobě a poté se začala i lekce vytvrzovat formaldehydem, glutaraldehydem nebo izokyanátem. Doba vstřebávání je u nich 8 až 14 dní.

Kolagen je vláknitá bílkovina, která svým charakterem vyhovuje lépe funkci vstřebatelné výplně porézní stěny protézy. Zdrojem kolagenu, který se k tomuto účelu používá, je škůra nebo Achillova šlacha mladého hovězího dobytka. Vláknitá struktura mu zajišťuje strukturální stabilitu převyšující jiné látky. Jeho fyzikální vlastnosti umožňují řadu technologických postupů. Sterilizace se u kolagenu provádí gama ozáření nebo etylenoxidem. Protézy impregnované kolagenem mají nulovou chirurgickou porozitu a doba vstřebávání se pohybuje kolem třech měsíců. Po třech až čtyřech měsících se stav stabilizuje a histologický obraz se neliší od neimpregnované protézy.



Obr.7.5.1 Průřez stěnou cévní protézy, jejíž chirurgická porozita byla narušena samonosnou kolagenní trubicí [2]

Albumin se používá o 25% koncentraci a jeho doba vstřebávání se pohybuje kolem několika dnů. Pokud je vytvrzený glutaraldehydem či karbodiimidem, tak se tato doba prodlouží až na dva měsíce. Kvůli svým fyzikálně-chemickým vlastnostem se používá nejméně.

Impregnovat můžeme pouze ty protézy, jejichž porozita nepřesáhne 4000 ml vody, což je hodnota předsrazitelnosti. Z toho vyplývá, že k těmto účelům nemůžeme použít protézy s vyšší porozitou.

Samonosná trubice

Jedná se o kombinaci samonosné vstřebatelné kolagenní trubice se zevně umístěnou polyesterovou tkaninou libovolné porozity. Jako vstřebatelná síťka byla použita tenká pletená protéza z terylenového s porozitou nad 10 000 ml vody. Jedná se o perspektivní koncepci, která se dnes ubírá dvěma směry:

- 1) Pokračuje ve zdokonalování kombinace vstřebatelné trubice a polyesterové tkaniny jako trvalé opory vytvořené cévní stěny.
- 2) Využívá kolagen jako kostru pro osazení různými buňkami, které by vytvořily novou tepnu bez nutnosti trvalé mechanické opory polyesterem.

8 Aplikace pružnosti a pevnosti na napojení cévy a cévní náhrady

8.1 Seznam symbolů použitých v této kapitole

Veličiny s indexem c platí pro cévu a pro náhradu platí veličiny s indexem n

r	–	poloměr	[mm]
E	–	modul pružnosti v tahu	[MPa]
μ	–	součinitel příčné kontrakce	[-]
h	–	tloušťka stěny	[mm]
p	–	vnitřní tlak	[MPa]
T_o	–	posouvající liniová síla	[Nmm ⁻¹]
N_z	–	osová liniová síla	[Nmm ⁻¹]
N_t	–	obvodová liniová	[Nmm ⁻¹]
M_o	–	liniový ohybový moment	[Nmm/mm]

u	–	radiální posuv střednicové plochy	[mm]
B	–	ohybová tuhost skořepiny	[Nmm]
β	–	parametr	[mm ⁻¹]
ϑ	–	úhel natočení	[rad]
l_0	–	ovlivněná délka spoje	[mm]
δ	–	skutečný přesah	[mm]
$\bar{\delta}$	–	fiktivní přesah	[mm]
σ_z	–	osové napětí	[MPa]
σ_t	–	obvodové napětí	[MPa]

8.2 Zadání řešeného problému

Céva a cévní náhrada se k sobě čelně přišívají. Stanovte, jaká napětí vzniknou v místě styku cévy s cévní náhradou pro tyto stavy:

- Po sešití
- Při zatížení vnitřním tlakem $p = 16 \text{ kPa}$

Důležité předpoklady:

- Cévní náhradu budeme považovat za válcovou trubku
- Provedení spoje uvažujeme jako slepení čelních ploch obou válcových trubic, bez uvažování jejich skutečného tvaru po sešití. Také nezahrnujeme ovlivnění tuhosti spoje nití
- Materiály cévy i protézy uvažujeme jako homogenní, izotropní, lineárně elastické kontinuum

Vstupní údaje:

$$p = 16 \text{ kPa} = 0,016 \text{ MPa}$$

$$r_c = 9 \text{ mm}$$

$$E_c = 0,6 \text{ MPa}$$

$$\mu_c = 0,48$$

$$h_c = 1,5 \text{ mm}$$

$$r_n = 11,7 \text{ mm}$$

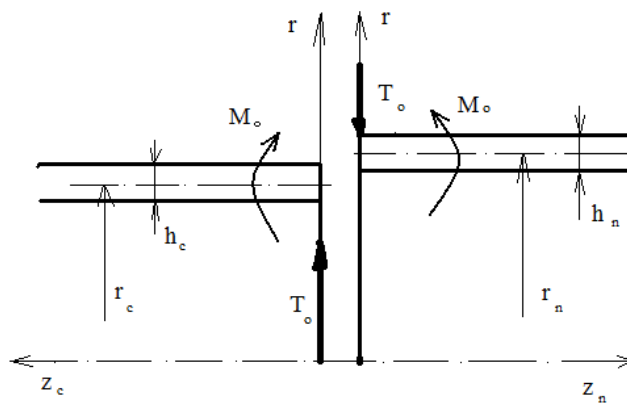
$$E_n = 8 \text{ MPa}$$

$$\mu_n = 0,48$$

$$h_n = 0,5 \text{ mm}$$

Pozn. Do vztahů pro výpočet všech veličin jsou dosazovány hodnoty takové, jaké jsou uvedeny ve vstupních údajích, či v mezivýpočtech.

Ke spojení cévy a protézy je musíme na okrajích zatížit T_o , aby se jejich střední poloměry ztotožnily. Dále jsme je zatížily M_o , aby byla střednicová plocha hladká. Je nutné použít teorii válcové momentové skořepiny.



Obr. 8.1.

Vztahy pro radiální posuvy střednicových ploch skořepin:

$$u_c(z_c) = e^{-\beta_c \cdot z_c} \cdot (C_1 \cdot \sin(\beta_c \cdot z_c) + C_2 \cos(\beta_c \cdot z_c)) \quad (1)$$

$$u_n(z_n) = e^{-\beta_n \cdot z_n} \cdot (C_3 \cdot \sin(\beta_n \cdot z_n) + C_4 \cos(\beta_n \cdot z_n)) \quad (2)$$

Okrajové podmínky pro určení integračních konstant C_1 a C_2 :

$$z_c = 0$$

$$T = -T_o$$

$$T = -B_c \cdot \frac{d^3 u(z_c)}{dz_c^3} \quad (3)$$

$$z_c = 0$$

$$M_{z_c} = M_o$$

$$M_{z_c} = -B_c \cdot \frac{d^2 u(z_c)}{dz_c^2} \quad (4)$$

Okrajové podmínky pro určení integračních konstant C_3 a C_4 :

$$z_n = 0$$

$$T = T_o$$

$$T = -B_n \cdot \frac{d^3 u(z_n)}{dz_n^3} \quad (5)$$

$$z_n = 0$$

$$M_{z_n} = M_o$$

$$M_{z_n} = -B_n \cdot \frac{d^2 u(z_n)}{dz_n^2} \quad (6)$$

Vztahy pro parametr β a ohybovou tuhost skořepiny B pro cévu a cévní náhradu:

$$\beta_c = \sqrt[4]{\frac{3 \cdot (1 - \mu_c^2)}{r_c^2 \cdot h_c^2}} \quad (7)$$

$$\beta_c = 0,336 \text{mm}^{-1}$$

$$\beta_n = \sqrt[4]{\frac{3 \cdot (1 - \mu_n^2)}{r_n^2 \cdot h_n^2}} \quad (8)$$

$$\beta_n = 0,509 \text{mm}^{-1}$$

$$B_c = \frac{E_c \cdot h_c^3}{12 \cdot (1 - \mu_c^2)} \quad (9)$$

$$B_c = 0,219 \text{Nmm}$$

$$B_n = \frac{E_n \cdot h_n^3}{12 \cdot (1 - \mu_n^2)} \quad (10)$$

$$B_n = 0,1083 \text{Nmm}$$

Určení ovlivněné délky cévy a cévní protézky:

$$l_{o_c} = \frac{4}{\beta_c} \quad l_{o_n} = \frac{4}{\beta_n}$$

$$l_{o_c} = 11,9\text{mm} \quad l_{o_n} = 7,86\text{mm}$$

Pokud délka náhrady je větší než $2 \cdot l_{o_n} = 15,72 \text{ mm}$, což je v praxi téměř vždy, lze použít pro výpočet zjednodušené rovnice (1) a (2).

Určení integračních konstant C_1, C_2, C_3, C_4 :

Céva

$$\frac{du(z_c)}{dz_c} = -\beta_c \cdot e^{-\beta_c \cdot z_c} \cdot (C_1 \cdot \sin(\beta_c \cdot z_c) + C_2 \cos(\beta_c \cdot z_c)) + e^{-\beta_c \cdot z_c} \cdot (\beta_c \cdot C_1 \cdot \cos(\beta_c \cdot z_c) - \beta_c \cdot C_2 \sin(\beta_c \cdot z_c)) ; \quad (11)$$

$$\frac{d^2u(z_c)}{dz_c^2} = 2 \cdot \beta_c^2 \cdot e^{-\beta_c \cdot z_c} \cdot (C_2 \cdot \sin(\beta_c \cdot z_c) - C_1 \cos(\beta_c \cdot z_c)) \quad (12), \text{ dosazením za } z_c = 0 \rightarrow$$

$$\frac{d^2u(z_c)}{dz_c^2} = 2 \cdot \beta_c^2 \cdot (-C_1)$$

Dosazením do vztahu (4), dostaneme vztah pro výpočet integrační konstanty C_1 :

$$C_1 = \frac{M_o}{2 \cdot B_c \cdot \beta_c^2} \quad (13)$$

$$\frac{d^3u(z_c)}{dz_c^3} = 2 \cdot \beta_c^3 \cdot e^{-\beta_c \cdot z_c} \cdot (C_2 \cdot \cos(\beta_c \cdot z_c) + C_1 \cdot \sin(\beta_c \cdot z_c) - C_2 \cdot \sin(\beta_c \cdot z_c) + C_1 \cdot \cos(\beta_c \cdot z_c)),$$

dosazením za $z_c = 0 \rightarrow$

$$\frac{d^3u(z_c)}{dz_c^3} = 2 \cdot \beta_c^3 \cdot (C_2 + C_1) \quad (14)$$

Dosazením do vztahu (3) a následnými úpravami, dostaneme vztah pro výpočet integrační konstanty C_2 :

$$C_2 = \frac{T_o - M_o \cdot \beta_c}{2 \cdot B_c \cdot \beta_c^3} \quad (15)$$

Cévní náhrada

Podobný postup provedeme i pro cévní náhradu a získáme tak zbylé dvě integrační konstanty C_3 a C_4 :

$$\frac{du(z_n)}{\partial z_n} = -\beta_n \cdot e^{-\beta_n \cdot z_n} \cdot (C_3 \cdot \sin(\beta_n \cdot z_n) + C_4 \cos(\beta_n \cdot z_n)) + e^{-\beta_n \cdot z_n} \cdot (\beta_n \cdot C_3 \cdot \cos(\beta_n \cdot z_n) - \beta_n \cdot C_4 \sin(\beta_n \cdot z_n)); \quad (16)$$

$$\frac{d^2 u(z_n)}{\partial z_n^2} = 2 \cdot \beta_n^2 \cdot e^{-\beta_n \cdot z_n} \cdot (C_4 \cdot \sin(\beta_n \cdot z_n) - C_3 \cos(\beta_n \cdot z_n)) \quad (17), \text{ dosazením za } z_n = 0 \rightarrow$$

$$\frac{d^2 u(z_n)}{\partial z_n^2} = 2 \cdot \beta_n^2 \cdot (-C_3)$$

Dosazením do vztahu (6), dostaneme vztah pro výpočet integrační konstanty C_3 :

$$C_3 = \frac{M_o}{2 \cdot B_n \cdot \beta_n^2} \quad (18)$$

$$\frac{d^3 u(z_n)}{\partial z_n^3} = 2 \cdot \beta_n^3 \cdot e^{-\beta_n \cdot z_n} \cdot [C_4 \cdot \cos(\beta_n \cdot z_n) + C_3 \cdot \sin(\beta_n \cdot z_n) - C_4 \cdot \sin(\beta_n \cdot z_n) + C_3 \cdot \cos(\beta_n \cdot z_n)],$$

dosazením za $z_n = 0 \rightarrow$

$$\frac{d^3 u(z_n)}{\partial z_n^3} = 2 \cdot \beta_n^3 \cdot (C_4 + C_3) \quad (19)$$

Dosazením do vztahu (5) a následnými úpravami, dostaneme vztah pro výpočet integrační konstanty C_4 :

$$C_4 = -\frac{T_o + M_o \cdot \beta_n}{2 \cdot B_n \cdot \beta_n^3} \quad (20)$$

Po dosazení za integrační konstanty do vztahů (1) a (2) dostaneme:

$$u_c(z_c) = \frac{e^{-\beta_c \cdot z_c}}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} \cdot [\beta_c \cdot M_o \cdot (\sin(\beta_c \cdot z_c) - \cos(\beta_c \cdot z_c)) + T_o \cdot \cos(\beta_c \cdot z_c)] \quad (21)$$

$$u_n(z_n) = \frac{e^{-\beta_n \cdot z_n}}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} \cdot [\beta_n \cdot M_o \cdot (\sin(\beta_n \cdot z_n) - \cos(\beta_n \cdot z_n)) - T_o \cdot \cos(\beta_n \cdot z_n)] \quad (22)$$

Derivací těchto vztahů pro průběhy radiálních posuvů podle souřadnic z_c , z_n , dostává vztahy pro průběhy úhlů natočení v obecném místě střednicové plochy:

$$\vartheta_c(z_c) = \frac{du(z_c)}{\partial z_c} = \frac{e^{-\beta_c \cdot z_c}}{2 \cdot \beta_c^2 \cdot B_c} \cdot [2 \cdot \beta_c \cdot M_o \cdot \cos(\beta_c \cdot z_c) - T_o \cdot (\cos(\beta_c \cdot z_c) + \sin(\beta_c \cdot z_c))]; \quad (23)$$

$$\vartheta_n(z_n) = \frac{du(z_n)}{\partial z_n} = \frac{e^{-\beta_n \cdot z_n}}{2 \cdot \beta_n^2 \cdot B_n} \cdot [2 \cdot \beta_n \cdot M_o \cdot \cos(\beta_n \cdot z_n) + T_o \cdot (\sin(\beta_n \cdot z_n) + \cos(\beta_n \cdot z_n))]; \quad (24)$$

Na okrajích skořepin ($z_1 = 0, z_2 = 0$) jsou průhyby a úhly natočení od působení T_o, M_o , dány vztahy:

$$u_{c_T} = -\frac{\beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} \quad (25)$$

$$u_{n_T} = -\frac{\beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} \quad (26)$$

$$\vartheta_{c_T} = \frac{2 \cdot \beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^2 \cdot B_c} \quad (27)$$

$$\vartheta_{n_T} = \frac{2 \cdot \beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^2 \cdot B_n} \quad (28)$$

Proto, abychom získali potřebné vztahy pro liniové silové účinky, nyní odvodíme základní vztahy pro zatížení vnitřním tlakem p :

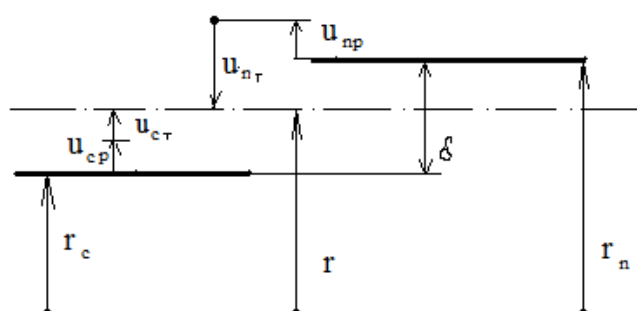
$$u_{cp} = \frac{p \cdot r_c^2}{E_c \cdot h_c} \quad (29)$$

$$u_{np} = \frac{p \cdot r_n^2}{E_n \cdot h_n} \quad (30)$$

Vztahy pro radiální posuvy u_{np}, u_{cp} jsou odvozeny z membránové teorie válcové skořepiny.

Podmínka spojitosti střednicové plochy dílčích radiálních posuvů viz obr. 8.2.

$$\delta = u_c - |u_n| = u_{c_T} + u_{cp} + u_{n_T} - u_{np}$$



Obr. 8.2.

Podmínka hladkosti střednicové plochy: $-\vartheta_c = \vartheta_n$

Do těchto podmínek dosadíme vztahy (25 až 30):

$$\delta = -\frac{\beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} + \frac{p \cdot r_c^2}{E_c \cdot h_c} + \frac{\beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} - \frac{p \cdot r_n^2}{E_n \cdot h_n};$$

$$-\frac{2 \cdot \beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^2 \cdot B_c} = \frac{2 \cdot \beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^2 \cdot B_n}$$

Řešením této soustavy dvou rovnic o dvou neznámých je:

$$M_o = \frac{C}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] \quad (31)$$

$$T_o = \frac{A}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] \quad (32)$$

Kde je:

$$A = - \left(\frac{1}{\beta_c \cdot B_c} + \frac{1}{\beta_n \cdot B_n} \right) = -31,73 \text{N}^{-1}$$

$$C = \frac{1}{2 \cdot \beta_n^2 \cdot B_n} - \frac{1}{2 \cdot \beta_c^2 \cdot B_c} = -2,403 \text{mmN}^{-1}$$

$$D = \frac{1}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} + \frac{1}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} = 95,197 \text{mm}^2 \text{N}^{-1}$$

a) Nezatížený stav

Hodnoty M_o a T_o pro nezatížený stav ($p = 0 \text{MPa}$) dostaneme dosazením do vztahů (31) a (32):

$$M_o = \frac{C}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] = 0,00215 \frac{\text{Nmm}}{\text{mm}}$$

$$T_o = \frac{A}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] = 0,0284 \text{Nmm}^{-1}$$

kde: $\delta = r_n - r_c = 2,7 \text{mm}$

Hodnoty radiálních posuvů v místě styku cévy a cévní náhrady získáme dosazením do vztahů (25) a (26):

$$u_{c_T} = - \frac{\beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} = 1,666 \text{mm}$$

$$u_{n_T} = - \frac{\beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} = -1,034 \text{mm}$$

Kontrola:

$$\delta = u_{c_T} + |u_{n_T}| = 2,7 \text{mm}$$

Extrémní osová napětí σ_z a obvodová napětí σ_t v cévě a cévní náhradě v místě jejich styku ($z_c = 0$, $z_n = 0$):

$$\sigma_{z_{c_{ex}}} = \frac{6 \cdot M_o}{h_c^2} = 0,00573 \text{MPa}$$

$$\sigma_{t_{c_{ex}}} = \frac{E_c}{r_c} \cdot u_{c_T} + \frac{6 \cdot \mu_c}{h_c^2} \cdot M_o = 0,1138 \text{MPa}$$

$$\sigma_{zn_{ex}} = \frac{6 \cdot M_o}{h_n^2} = 0,0516 \text{ MPa} \quad \left| \sigma_{tn_{ex}} \right| = \left| \frac{E_n}{r_n} \cdot u_{n_T} + \frac{6 \cdot \mu_n}{h_n^2} \cdot M_o \right| = 0,7317 \text{ MPa}$$

b) Zatížený stav

Hodnoty M_o , T_o pro zatížený stav ($p = 0,016 \text{ MPa}$) dostaneme dosazením do vztahů (31) a (32):

$$\text{kde: } \delta = r_n - r_c = 2,7 \text{ mm}$$

$$\bar{\delta} = \frac{p \cdot r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{p \cdot r_c^2}{E_c \cdot h_c} = -0,892 \text{ mm}$$

$$M_o = \frac{C}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] = 0,00144 \frac{\text{Nmm}}{\text{mm}}$$

$$T_o = \frac{A}{C^2 + A \cdot D} \cdot \left[\delta + p \cdot \left(\frac{r_n^2}{E_n \cdot h_n} - \frac{r_c^2}{E_c \cdot h_c} \right) \right] = 0,019 \text{ Nmm}^{-1}$$

Hodnoty radiálních posuvů cévy a cévní náhrady v místě styku vzniklé sešitím po předchozím zatížení tlakem, získáme dosazením do vztahů (25) a (26):

$$u'_c = -\frac{\beta_c \cdot M_o - T_o}{2 \cdot \beta_c^3 \cdot B_c} = 1,114 \text{ mm}$$

$$u'_n = -\frac{\beta_n \cdot M_o + T_o}{2 \cdot \beta_n^3 \cdot B_n} = -0,694 \text{ mm}$$

Přesah vzniklý po zatížení tlakem:

$$\delta' = u'_c + |u'_n| = \delta + \bar{\delta} = 1,808 \text{ mm}$$

Celkový radiální posuv cévy a cévní náhrady po zatížení tlakem a sešití:

$$u_c = u_{cp} + u'_c = 2,554 \text{ mm}$$

$$u_n = u_{np} - |u'_n| = -0,146 \text{ mm}$$

$$r = r_c + u_c = 11,554 \text{ mm}$$

$$r = r_n + u_n = 11,554 \text{ mm}$$

Extrémní osová napětí σ_z a extrémní obvodová napětí σ_t v cévě a cévní náhradě v místě jejich styku ($z_c = 0, z_n = 0$):

$$\sigma_{z_{c_{ex}}} = \frac{N_z}{h_c} \pm \frac{6 \cdot M_z}{h_c^2}; \sigma_{t_{c_{ex}}} = \frac{N_t}{h_c} \pm \frac{6 \cdot M_t}{h_c^2}$$

kde:

Z okrajové podmínky: $M_z = M_o$

$$\sigma_{z_{n_{ex}}} = \frac{N_z}{h_n} \pm \frac{6 \cdot M_z}{h_n^2}; \sigma_{t_{n_{ex}}} = \frac{N_t}{h_n} \pm \frac{6 \cdot M_t}{h_n^2}$$

$$N_t = p \cdot r$$

$$N_z = \mu \cdot N_t$$

$$M_t = \mu \cdot M_z$$

$$\sigma_{z_{c_{ex}}} = \frac{\mu_c \cdot p \cdot r_c}{h_c} + \frac{6 \cdot M_o}{h_c^2} = 0,0499 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{t_{c_{ex}}} = \frac{p \cdot r_c}{h_c} + \frac{6 \cdot \mu_c \cdot M_o}{h_c^2} = 0,0978 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{z_{n_{ex}}} = \frac{\mu_n \cdot p \cdot r_n}{h_n} + \frac{6 \cdot M_o}{h_n^2} = 0,2142 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{t_{n_{ex}}} = \frac{p \cdot r_n}{h_n} + \frac{6 \cdot \mu_n \cdot M_o}{h_n^2} = 0,391 \text{ MPa}$$

Tabulka vypočtených napětí v nezatíženém stavu		
	Céva	Cévní náhrada
osové napětí σ_z [MPa]	0,00573	0,0516
obvodové napětí σ_t [MPa]	0,1138	0,7317

Tabulka vypočtených napětí v zatíženém stavu		
	Céva	Cévní náhrada
osové napětí σ_z [MPa]	0,0499	0,2142
obvodové napětí σ_t [MPa]	0,0978	0,391

Byla porušena podmínka malých přetvoření ($\epsilon_t = u/r_n$ přibližně 9%), takže výpočet nemůže být platný. Je to dáno vysokou poddajností obou skořepin. Dalším rozporem s realitou je chování cévní náhrady při záporných napětích a přetvořeních. Je vyrobena z pleteniny, která má téměř nulovou tuhost v tlaku, zatímco výpočet byl proveden s modulem pružnosti měřeným v tahu. Při ohybovém namáhání se však ve skořepině vyskytují oblasti tlakových i tahových napětí, což prakticky znemožňuje správné analytické řešení. Řešený příklad je nutno chápat jako ilustrační.

9 Závěr

V této bakalářské práci jsem zmapoval anatomii, fyziologii cév a onemocnění související s cévami, které patří mezi nejfrekventovanější choroby ve vyspělých zemích.

Jedna z možností terapie poruch cév jsou cévní náhrady. Pokud chceme použít jako způsob léčby právě cévní náhrady, měli bychom se snažit o to, aby námi zvolená cévní náhrada byla biotolerantní, dobrou mechanickou odolnost a neměla by vyvolávat imunitní reakci. Cévních náhrady mohou být umělé a biologické. U těchto skupin jsem se zabýval jejich vlastnostmi a zaměřil jsem se na jejich využití v klinické praxi. Snažil jsem se srovnat výhody a nevýhody použití jednotlivých typů cévních protéz z hlediska jejich biologických, fyzikálních a chirurgických vlastností. Použití jednotlivých druhů náhrad se liší podle indikace, stavu cév pacienta a dalších faktorů.

Z důvodu výhodných jak mechanických tak biologických vlastností se jeví jako nejlepší cévní náhrada tepenný autotransplantát, jeho hlavní nevýhodou je však omezená možnost získání vhodných tepen. Autotransplantáty jsou obecně výhodnější, protože u nich nedochází k imunologické reakci, která by mohla snížit, nebo zrušit účinek těchto náhrad. Lépe dostupné jsou žilní autotransplantáty, mají výborné chirurgické vlastnosti, dlouhodobou průchodnost. Nevýhodou těchto náhrad je omezená oblast použití a složitost odběru štepů. V dnešní době jsou asi nejpoužívanějšími cévními náhradami cévní protézy.

Cévní protézy musíme posuzovat z několika hledisek, a to biologických, které ovlivňují vhojování, či fyzikálních. Důležitými fyzikálními vlastnostmi tepen jsou podélná obvodová a torzní tuhost. Jejich hodnoty pro cévu jsou však ilustrativní, protože závisí na mnoha parametrech například na skladbě stěny. Při výrobě cévních protéz se však těmito vlastnostem snažíme přiblížit, aby protézy plnily dobře svou funkci. Nejdůležitějším kritériem, kterým náhrady posuzujeme je však dlouhodobá průchodnost, která je u cévních protéz velmi dobrá pro průměry větší než 5 mm.

Dnešní materiály používané k výrobě cévních protéz procházejí přísnými zkouškami, které zjišťují možné vlivy na organismus jako je např. toxicita, kancerogenita.

I nadále se vyvíjí nové materiály a technologie výroby za účelem dosažení vlastností, které by se co nejvíce podobaly pravé cévě.

V praktické části mé práce se zabývám výpočtem obvodových a osových napětí, které vznikají v místě styku cévy a cévní náhrady. Při řešení tohoto problému používám teorii momentové geometricky válcové skořepiny. Výsledky, ke kterým jsem dospěl, je třeba považovat za orientační a platí pouze za předpokladů, které jsem uvedl výše. Ve skutečnosti je tato úloha úlohou nelineární a nelze ji řešit analyticky.

10 Seznam použité literatury

- [1] McCracken, Thomas O.; Walker, Richard; Griffiths, Martin. *New Atlas of Human Anatomy*. Lucie Ryšavá, Jana Moravcová. Praha: Columbus, spol. s.r.o., 2002. 239 s.
- [2] KRAJÍČEK, Milan, et al., *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [3] TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepracované a doplněné. Praha: Grada, 2003. Fyziologie oběhu krve a lymfy, s. 179-294. ISBN 80-247-0512-5.
- [4] GANONG, William F. *Review of Medical Physiology*. Jan Herget. 16. Praha: H&H, 1999. 742 s.
- [5] Šiklův ústav patologie LF UK a FN Plzeň. [online]. 2009/2010 [cit. 2010-05-25]. Přednášky: Přehled patologie krevních cév kromě aterosklerózy, Patologie aterosklerózy. Dostupné z WWW: <<http://www.sikluf-ustav-patologie.patologie.cz/vyuka/prednasky-vseob.html>>.
- [6] KRAJÍČEK, Milan. Filosofie a praxe cévních náhrad. *Medical Tribune* [online]. 2008, č. 9, [cit. 2010-05-24]. Dostupný z WWW: <<http://www.tribune.cz/clanek/11776>>.
- [7] Výzkumný ústav pletařský [online]. 2007 [cit. 2010-05-24]. Dostupný z WWW: <<http://www.vup.cz/>>.
- [8] ONDRÁČEK, Emanuel, et al. *Mechanika těles: Pružnost a pevnost II*. 4. přepracované. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2006. 262 s. ISBN 80-214-3260-8.
- [9] JANÍČEK, Přemysl; PETRUŠKA, Jindřich. *Pružnost a pevnost II: Úlohy do cvičení*. 3. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. 182 s. ISBN 978-80-214-3441-7.