

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



Biomechanická problematika tenkostěnných žil mozku

Autoreferát

Studijní program: Biomechanika

Školící pracoviště: Katedra anatomie a biomechaniky Univerzity Karlovy, Fakulty tělesné výchovy a sportu

Školitel: Prof. Ing. František Maršík, DrSc.

Vypracoval: MUDr. Jan Hemza

Praha 2010

Obsah

ABSTRACT	3
CÍL PRÁCE	5
1 ÚVOD	5
2 ANATOMIE CÉVNÍHO SYSTÉMU MOZKU	6
2.1 TEPENNÝ SYSTÉM MOZKU	6
2.2 ŽILNÍ SYSTÉM MOZKU	7
2.3 ŽILNÍ NITROLEBNÍ SPLAVY – SINUS DURAE MATRIS	9
2.4 PŘEMOŠŤUJÍCÍ ŽÍLY MOZKU.....	9
2.5. DĚLENÍ ŽILNÍHO SYSTÉMU.....	11
3 ELASTICKÉ VLASTNOSTI TEPEN A ŽIL	12
3.1 NEJČASTĚJI POUŽÍVANÉ MODEL Y ELASTICKÝCH MATERIÁLŮ.....	12
3.2 DEFORMACE TEPEN A ŽIL	13
3.3 VLASTNOSTI TENKOSTĚNNÝCH CÉV PŘI KONEČNÝCH DEFORMACÍCH.....	14
4 PULZAČNÍ PROUDĚNÍ V TEPNÁCH A ŽILÁCH – 1D APROXIMACE	17
4.1. MATEMATICKÁ FORMULACE 1D PROUDĚNÍ ELASTICKOU TRUBICÍ	18
4.2 NUMERICKÁ SIMULACE PULSAČNÍHO PROUDĚNÍ CÉVAMI.....	20
4.3 ANALÝZA KOLAPSU PŘEMOŠŤUJÍCÍCH CÉV	20
5 METODIKA A VÝSLEDKY	23
5.1. ANATOMICKO-HISTOLOGICKÁ STUDIE PŘEMOŠŤUJÍCÍCH ŽIL MOZKU.....	23
5.2. VÝSLEDKY HISTOLOGICKÉHO VYŠETŘENÍ	23
5.3. KVANTITATIVNÍ STUDIE A STUDIE GEOMETRIE PŘEMOŠŤUJÍCÍCH ŽIL	24
5.4. ŠTUDIUM BIOMECHANICKÝCH CHARAKTERISTIK MOZKOVÉHO VENÓZNÍHO SYSTÉMU.....	25
5.5. MĚŘENÍ VNITŘNÍHO PRŮMĚRU PROVÁDĚNÉ NA MAGNETICKÉ REZONANCI.	27
5.6. VÝSLEDKY MATERIÁLOVÝCH VLASTNOSTÍ PŘEMOŠŤUJÍCÍCH ŽIL	27
5.7. BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI ŽILNÍCH SPLAVŮ:	28
5.8. KAPACITNÍ REZERVA ODTOKOVÉHO TRAKTU MOZKU	28
6 KONKRÉTNÍ VÝSLEDKY PRÁCE.....	29
7 ZÁVĚR.....	31
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	31
SEZNAM NEJPOUŽÍVANĚJŠÍCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	34

Abstrakt

Biomechanické parametry a geometrie přemostujících žil mozku byly studovány jak empiricky tak i teoreticky. Ke studiu histologicko-anatomickému byl použit světelný mikroskop Nikon s digitálním skenerem obrázků a ke zjištění biomechanických vlastností byl využit systém MTS 585.2 Mini Bionix. Geometrické studie přemostujících byla zjištěna pomocí magnetické rezonance Siemens Magnetom Symphony 1,5T a stereomikroskopu Nikon SMZ 1500 s digitálním fotoaparátem Nikon Coolpix E995 se softwarem Lucia Net. Vedle stanovení Youngova modulu a specifického prodloužení byly zjištěny i mezní hodnoty destrukčních sil a meze průtažnosti. Ze zjištěné geometrie mozkového venozního systému byla vypočtena jeho rezervní kapacita a provedeno porovnání dle pohlaví.

Provedená analýza biomechanických vlastností přemostujících žil vede k následujícím závěrům:

- Existence dvojího typu žilního systému mozku – žíly s tenkými stěnami mají až o řád menší elastický modul než žíly se silnými stěnami
- Vysoká náchylnost žil s tenkými stěnami ke kolapsu
- Existence trvalých vibrací žilních stěn i za fyziologických podmínek

Biomechanické parametry přemostujících žil: Youngův modul $E = 0,41139 \cdot 10^6 \text{ Pa}$, mez pevnosti $23,4282 \cdot 10^6 \text{ Pa}$, specifické prodloužení $\Delta l / l_0 = 0,2556 \cdot 10^{-3}$. Splavy mají vysokou tuhost a malou pružnost materiálu.

Za předpokladu, že materiál přemostujících žil lze popsat neo-Hookovým materiálovým modelem, byly odvozeny podmínky kolapsu. Ke kolapsu dochází již při relativním zkrácení žíly o 5% i při normálních proudových poměrech v žíle – tzv. angiosynizesis. Numerická simulace ukázala existenci pulsací žilní stěny. Tyto pulsace jsou *in vivo* pozorovány.

Při studiu výtokové části přemostujících žil byly klasifikovány 4 různé typy výtoků z nichž 2 typy jsou již v literatuře popsány.

Doplněním již existujícího hemodynamického modelu lidského mozku o proudění ve venózních strukturách, bude možno vytvořit prakticky využitelný simulační systém jeho základní látkové výměny a možnosti kolapsu přemostujících cév.

Klíčová slova: přemostující mozkové žíly, angiosynizesis, biomechanické parametry, specifické setrvalé vibrace žilních stěn, mezní destrukční síla.

Biomechanical material properties of the bridging brain veins are investigated experimentally (A Nikon light microscope was used for the histo-anatomical study and viskoelastic properties was measured on a MTS 858.2 Mini Bionix system) and theoretically. The main goal of the developed theory was to formulate the biomechanical conditions (geometrical dimensions, viscoelastic properties of veins and blood fluid flow conditions) at which unstable behavior or even vein collapse can occur.

The study of the geometry and topology of bridging veins was carried out by a magnetic resonance (Siemens Magnetom Symphony1,5 T) and a stereomicroscope (Nikon SMZ 1500) complemented with a digital camera (Nikon Coolpix E995) and Lucia Net software.

From the biomechanical point of view, experimental findings can be summarized as follows:

- the existence of two types of venous brain systems; thin and thick wall veins with a one order difference in elastic modulus magnitude
- high sensitivity of the thin wall veins on the blood flow rate and extension or contraction on their structural stability
- the existence of continuing small wall vibration under physiological conditions

Under small deformations conditions, the shear modulus was shown experimentally to be in the range $(2\div 4) \cdot 10^4 \text{ Pa}$ with a Young modulus $E = (0.6\div 1.2) \cdot 10^5 \text{ Pa}$. Due to the high hyperelasticity of the vein tissue, the ultimate stress reached a value $2 \cdot 10^7 \text{ Pa}$ and a specific elongation of $\Delta l / l_0 = 0,2556 \cdot 10^{-3}$.

Provided that the Neo-Hook's material model was applied, the analytical formula for the collapse conditions was found. It was proved that for a brain vein contraction about 5%, vein collapse can occur even under normal physiological condition into vessels – angiosynizesis.

The numerical simulation of fluid structure interaction in the brain bridging veins the persistent wall vibration was discovered. These vibrations are observed *in vivo* too

The four kinds of outflow modifications of the bridging brain veins were discovered; two of them only are mentioned in the literature.

The simultaneous clinics observation (histological findings), *in vitro* experiments and numerical modeling gives sufficient data to simulate brain metabolism and to predict biomechanical conditions of the angiosynizesis.

Key words: bridging vein, angiosynizesis, biomechanical parameters, persistent vein wall vibrations, ultimate stress

Cíl práce

Studium biomechanických vlastností a geometrie přemosťujících žil mozku. Soustředit se na:

- *oba typy žilního systému mozku, tj. jak na žíly s tenkými stěnami tak i na žíly se silnými stěnami*
- *experimentální stanovení jejich biomechanických parametrů, tj. elastických modulů, pevnosti, fyziologického a extrémního protažení, apod.*
- *navrhnout vhodný materiálový model tenkostěnných přemosťujících žil a vymežit možné podmínky jejich kolapsu- angiosynizesis.*

1 Úvod

Cévní systém mozku má významně autonomní pozici s celým kardiovaskulárním systémem. Průtok mozkem je 15%, ale váha mozku je 1,3-1,5 kg u průměrného 70 kg člověka, tj. pouze 1,8-2,1%, objem činí $1350 - 1700 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$ a objem člověka 170 cm, 70 kg je $65,9 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3$, tj. 2,04-2,6%.

Již vtoková – arteriální část – má svá významná specifika. V přední části je vtok umístěn do dlouhého kostního kanálu, což je pro tepenný systém naprosto netypické, a v zadní části se naopak dvě tepny spojují v jednu, což je rovněž anatomicky jev zcela ojedinělý. A tato výjimečná situace vytváří vstupní část do cévního systému mozku. Ve výtokové jsou rovněž některé specifika – jednak tenkostěnné systémy prochází různým prostředím z hlediska biomechanických vlastností, a jednak jsou dvojího typu: kolabovatelné a nekolabovatelné, které se spolu spojují.

Zcela výjimečnou částí cévního systému, anatomickou i fyziologickou, je kavernózní splav, který se označuje v literatuře jako „anatomická šperkovnice“, ale i zároveň jako „šperkovnice fyziologická“. Má několik specifických vlastností: jednak tvoří modulátor arteriálního toku – tok se mění do dvou vrstev – zevní proudnice běží po spirále typu α -helixu a vnitřní sloupec proudnic tvoří zúžený sloupec se zrychlením, jako u proudění v tornádu; jednak slouží jako pulsní aditivní žilní pumpa, kdy nasává krev z oblasti viscerokrania a vypuzuje krev přes petrózní splavy do jugulární žíly; jednak slouží jako termoregulátor, či chladič, kdy ochlazenou žilní krví dochází k ochlazení krve arteriální vstupující do neurokrania, čímž se vytváří predispozice pro úpravu termodynamických pochodů mozku. Intrakraniální teplota je oproti teplotě tělesného jádra vyšší za normální teploty cca o $1,5^\circ\text{C}$. Při rostoucí teplotě tělesného jádra dochází k diferenci až o 3°C . Celý systém kavernózního splavu pak slouží v principu jako vzduchové chlazení, na kterém se podílí paranasální dutiny viscerokrania [Hemza J., 1995],[Jung A., 2002], [Zagzoule M., Marc-Vergnes J.P., 1986].

Krom toho se podílí cévní systém v kombinaci s dalšími složkami na „pohybu mozku“ – tedy pulsačních interferenčních pohybech, a to jak povrchu, tak i celého objemu [Jung A., 2002], [Hemza J., 2003]. Jedná se v podstatě o formu prostorové koherence vlnění.

Konkrétní studium biomechanických kvalit žil mozku člověka dosud nebylo provedeno. Všechny studie, které modelují funkci cévního systému mozku, ve svých modelech aplikují pouze teorii tenkostěnných trubic, ale nikoli konkrétní biomechanické vlastnosti žil mozku. Pokud užívají biomechanické vlastnosti, pak se jedná o studie, které se zabývají vlastnostmi žil těla (dolní duté žíly, žíly dolních končetin atd.).

Tato práce je jednou z prvních, která studuje vlastnosti přemosťujících žil mozku lidského původu a některé vlastnosti mozkových splavů.

V pracích o modelování jsou citovány údaje z prací Lazorthese, Blokova a Glezera, Van der Eeckena či Patureta, což jsou anatomické studie z let 1958-1976, a dále Hunzinkera a Schweizera, čili práce o anatomii kapilárního rete mozku a kortexu z let 1977-1979.

Z rheologických prací jsou citovány práce autorů Morikate, Nagasawa, Hayashi, Hudetz z let 1974-1981, které se zabývají biomechanickými a rheologickými vlastnostmi arterií bez výjimky [Horný L. et al., 2008], [Holzapfel A.G., 2000].

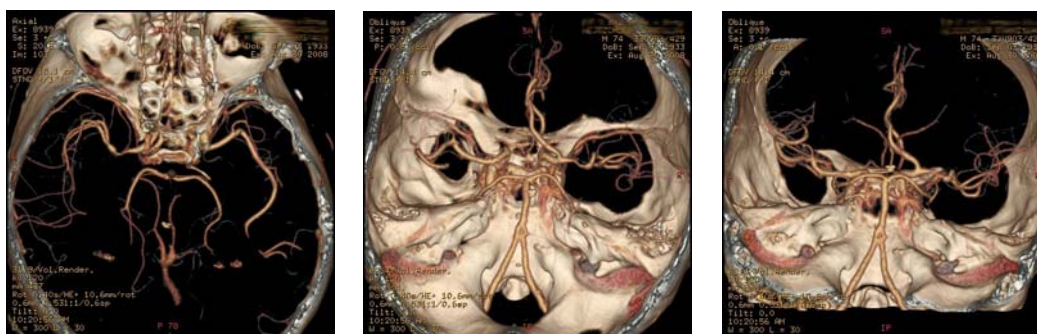
Žilní vlastnosti jsou aproximovány ze studií animálních, zejména v oblasti dolní duté žily potkanů typu Vistaria, dánsko-yorských domácích prasat a miniprasat, koček, psů apod.

Je publikována tabulka morfologických a rheologických dat používaných v modelech – viz kapitola 7.3. [Zagzoule M., Marc-Vergnes J.P., 1986], [Gao E. et al., 1982]

2 Anatomie cévního systému mozku

Cévní systém mozku je součástí celého kardiovaskulárního systému, ale má svá významná specifika.

Obsahuje část tepennou, žilní a kapilární.



Obrázek 2.1 – 3D MRI rekonstrukce arteriálního zásobení mozku

2.1. Tepenný systém mozku

Oblast intrakrania je zásobena ze dvou povodí: karotického a vertebrálního, které každé má svá specifika jak anatomická, tak i funkční.

Cévní systém mozku tvoří arteriální část, která běží po povrchu mozku a zanořuje se do mozkové tkáně pomocí perforátorů tepen pronikajících z povrchu do hloubky, a kapilární část, jež se pak sbíhá do žilní části.

Mozek je zásoben z arteria carotis interna, která je párová, vystupuje z arteria carotis communis a arteria vertebralis, která je rovněž párová.

Průměr této tepny je $3,3-5,4 \cdot 10^{-3}$ m dle Hayreh a Dass (1962), vnitřní průměr činí dle Struze $3,0-5,5 \cdot 10^{-3}$ m, přičemž vpravo $4,08 \cdot 10^{-3}$ m, vlevo $3,98 \cdot 10^{-3}$ m, dle Langa vpravo $2,8 (2,2-4,3) \cdot 10^{-3}$ m, vlevo $3,3 (2,2-4,5) \cdot 10^{-3}$ m [Sturz,G., 1988], [Ring, B.A., Waddington M.M., 1967], [Lang J., 1992], [Lasjaunias P. et al., 1978], [Rhoton A.L et al., 1977].

2.2. Žilní systém mozku

Vzhledem k tomu, že žíly vybíhají na povrch mozkové tkáně nejen na konvexitu, ale i na spodině mozku a v komorách, se dělí žilní systém mozku na povrchový a hluboký z anatomického pohledu.

K povrchovým žilám se řadí:

1. Venae cerebri superiores, které po zevní ploše hemisféry sbírají krev a jdou šikmo vzhůru a ústí do sinus sagitalis superior.
2. Vena cerebri media superficialis, oboustranně se nalézá v 74%, často bývá zdvojena či ztrojena, průměr cévy činí $1,85 \cdot 10^{-3}$ m ($1,2-2,810^{-3}$ m), vlevo je širší $2,06 \cdot 10^{-3}$ m ($1,0-3,0 \cdot 10^{-3}$ m), je uložena v oblasti sylvické brázdý – fossae cerebri lateralis. Ústí do sinus sphenoparietalis nebo do předního či zadního okraje sinus cavernosus. Vpravo ústí do sinus sphenoparietalis nebo sinus cavernosus v 50%, vlevo v 62%. Ve 14% se mění v dlouhou přemostující žílu a jde do parakavernózního splavu na bázi střední jámy lební, který v 100% ústí do transversálního sinu nebo horního kolénka sinus sigmoideus. Sbírá krev ze zevní strany hemisféry. Velmi často tvoří anastomozu s venou cerebri superior kolem precentrální či postcentrální krajiny, čímž vzniká vena anastomotica superior, magna (Trolard) – Trolardova žíla. Tato anastomosa je vpravo v 48% širší než $1,1 \cdot 10^{-3}$ m ($0,4-2,1 \cdot 10^{-3}$ m) a užší v 34%. Vlevo je zdvojena v 18%, vpravo ve 14%. Je to přímá spojka mezi sinus cavernosus a sinus sagitalis superior. Velmi často je vyvinutá další žilní spojka mezi vena cerebri media superficialis a vena temporalis superficialis inferior (Labbé) – Labbého žíla, spojující sinus cavernosus se sinus transversus. Šíře anastomozy je $1,09 \cdot 10^{-3}$ m ($0,8-2,2 \cdot 10^{-3}$ m). Anastomosa bývá ve 4% zdvojená. Vpravo se vyskytuje v 52%-74%, vlevo v 38%-64%) [Lang J., Schneider W., 1989]. Vena temporalis superficialis ústí velmi variabilně do sinus transversus, sinus sigmoideus či do tentoriálního sinu. Je velmi často vícečetná a v zadní části mnohdy přechází do vena occipitalis superficialis inferior [Hacker, H., 1968], [Lang J., Schneider W., 1989], [Lang J., 1992].
3. Vena cerebri media profunda leží hluboko ve fossa cerebri lateralis a běží paralelně s tepnou. Přijímá přítoky z krajiny operkulární i insulární, má spojky s vena cerebri media superficialis a ústí do vena basalis (Rosenthalii).
4. Venae cerebri inferiores sbírají krev na bázi mozkové a vyúsťují do sinus petrosus superior a sinus transversus (vena temporalis superficialis inferior, vena occipitalis superficialis inferior atd.), část žil sbírá na spodní ploše čelního laloku krev v krajině substantia perforata anterior a postupně konstituují žílu, která obemyká pedunculi cerebri, přibírá větve ze spodní plochy hypothalamu i z fossa interpedicularis. Tato žíla se nazývá vena basalis (Rosenthalii) a ústí do začátku vena magna cerebri (Galleni). Vena Rosenthalii či vena basalis se tvoří z hluboké cerebrální žíly a přední cerebrální žíly laterálně od vnitřní krkavice při horním okraji sinus cavernosus, častěji je spojení ventrální vlevo než vpravo. Žíly, hluboká cerebrální mediální a přední, drénují insulární oblast, hypothalamickou přední oblast, lamina terminalis, gyrus rectus a okolní struktury. Spojují se v oblasti rostrální části substantia perforata. Do hluboké cerebrální žíly ústí venae thalamostriatae inferiores, především dolní centrální větve, které drénují capsula externa, přední část putamen, capsula interna, hlavu nucleus caudatus a laterální hypothalamickou oblast. Tvoří se subependymálními žilami v laterálním komoře mozku intracerebrální anastomozy spolu s vena thalamostriata superior, to tvoří spolu komunikaci žilní mezi povrchovým a hlubokým systémem. První úsek vena basalis má průměr $1,5-2,5 \cdot 10^{-3}$ m [Lang J., 1992], [Lang J. et al., 1981].
5. Vena basalis spolu s venae cerebri anteriores a dalšími větvemi tvoří v oblasti spodiny mozku laterálně od tepen další cévní okruh venozní okruh Trolardův – circulus venosus Trolard [Shane-Tubus R. et al., 2008], který je žilní paralelou ciculus arteriosus Willisi.

Hluboké žíly mozkové

Venae cerebri internae jsou dvě žíly uložené na stropu III. mozkové komory. Každá z nich je tvořena soutokem tří žil:

1. vena septi pellucidi, anterior a posterior, která sbírá krev ze septum pellucidum a z caput nuclei caudati,
2. vena chorioidea, superior, která sbírá krev z plexus chorioideus ventriculi lateralis,
3. vena thalamostriata, superior (vena terminalis), prosvítající ve stria terminalis a sbírající krev z corpus striatum, z capsula interna a největší části thalamu. Do ní se sbírají vena atrii ventriculi lateralis medialis a vena atrii ventriculi lateralis lateralis, venae nuclei caudati.

Obě venae internae se spojují pod splenium corporis callosi v nepárovou vena magna cerebri (Galleni), asi $10\text{-}20\cdot 10^{-3}$ m dlouhou [Francke J.P. et al., 1980], [Lang J. et al., 1981], která ústí do sinus rectus. Na spodní straně vena cerebri magna je vaskularizované ztluštění arachnoidey, tzv. corpus arachnoideae suprapineale (Clark Le Gros). Do vena cerebri magna ještě ústí venae directae laterales, vena corporis callosi posterior a vena corporis callosi dorsalis.

Žíly mozečkové lze rozdělit do dvou skupin:

1. venae cerebelli superiores, venae hemisphaeriae superiores, vena vermis superior, na horní ploše mozečku, které odvádějí krev mediálně do vena cerebri magna, laterálně do sinus transversus a sinus petrosus superior,
2. venae cerebelli inferiores, venae hemisphaeriae inferiores, vena vermis inferior, vena precentralis cerebelli, vena petrosa Dandy, na dolní a laterální ploše mozečku, které vtékají do sinus transversus, sinus petrosus inferior, sinus sigmoideus. V oblasti hrotu pyramid dorsálně od nervus trigeminus je tvořena jedna významnější žíla vena petrosa Dandy, která je nejvýznamnějším odtokem z oblasti mozečku a kmene. Dále venae mesencephalicae – vena pontomesencephalis anterior, venae pontis, venae medulae oblongatae, vena recessus lateralis ventriculi quarti.

Žíly z prodloužené míchy a Varolova mostu jsou spojeny s žilami míchy hřbetní, zpravidla jsou tvořeny dvěma mediálními žilami – přední a zadní. Zadní odtéká do sinus occipitalis, z přední jdou větvičky podél nervů, zejména n. nervus hypoglossus do žil v canalis hypoglossi. Žíly mostu tvoří síť na basální straně, která kaudálně souvisí se žilami prodloužení míchy, kraniálně se žilami v oblasti kolem pedunculi cerebri, po stranách a vzadu pak s žilami mozečkovými.

Vena jugularis interna odvádí téměř všechnu krev z dutiny lebeční. Začíná na bázi lební v laterální část foramen jugulare rozšířením zvaným bulbus superior venae jugularis internae. k foramen jugulare se sbíhají nitrolební žilní splavy. Bulbus superior tvoří v os petrosum jámu fossa jugularis. Bulbus superior naléhá ke spodině dutiny středoušní a může se do ní i vyklenovat. Vena jugularis interna sestupuje na krku podél vnitřní krkavice ke krkavici společné, zprava zezadu od ní a potom laterálně, a nakonec ventrolaterálně od tepny. Má průsvit $8 - 18\cdot 10^{-3}$ m, vlevo bývá užší. Před soutokem s vena subclavia se rozšiřuje ve vřetenovitý bulbus inferior venae jugularis internae, opatřený jednoduchou, někdy dvojitou, chlopní, často insuficientní. Do vena jugularis interna vstupují žíly z lebky, ze zevní báze lební, z horní části krku a krčních orgánů, a žíly obličejové [Sturz,G., 1988].

Lze je systémově rozdělit na přítoky intrakraniální a extrakraniální.

Mezi intrakraniální přítoky patří sinus durae matris, venae meningeae, venae emissariae, venae diploiceae, venae labyrinthi, venae ophthalmicae.

2.3 Žilní nitrolební splavy – sinus durae matris

Splavy lební, sinus durae matris, jsou široké žilní kanály zavzaté do dura mater, tvrdé pleny mozkové, která vystýlá vnitřní plochu lebečních kostí.

Za vývoje se tvoří z žilních pletení, uložených v mesenchymu obklopujícím mozek. Teprve s diferenciací dura mater jsou do ní přijaty a přitlačeny k lebečním kostem.

Mají endoteliální výstelku a jejich stěny neobsahují hladké svalstvo, ale jen fibrilární vazivo, takže neustále zejí na průřezu. Stěna je tuhá, málo elastická, málo poddajná. V sinech chybí chlopně. Uvnitř sinus sagitalis superior a sinus transversus jsou rozepjaty tuhé vazivové trámce různého typu – chorda Willisi (Willis, 1664), kryté endotelem, v sinus cavernosus tvoří trámečky hustou síť. Chorda Willisi (Thomas Willis, 1664) jsou struktury vazivového charakteru umístěné v lumen sinus sagitalis superior. Tyto struktury vzhledem k uložení a různým typům ovlivňují hemodynamiku odtoku krve.

Chordae Willisi dělíme na typy:

1. trabekulární
2. longitudinální – podélný
3. „podobnou chlopní“ – tzv. „valvelike“ typ akcesorní – přídatnou chordu v malém procentu případů
4. akcesorní - přídatnou chordu v malém procentu případů

Žilní mozkové splavy jsou:

A. Nepárové:

1. sinus sagitalis superior,
2. sinus sagitalis inferior,
3. sinus rectus,
4. sinus occipitalis,
5. sinus basilaris.

B. Párové:

6. sinus transversus dexter et sinister,
7. sinus sigmoideus dexter et sinister,
8. sinus petrosus superior dexter et sinister,
9. sinus petrosus inferior dexter et sinister,
10. sinus sphenoparietalis (Brescheti) dexter et sinister [Diego S. et al., 2004].

C. Speciální:

11. sinus cavernosus a sinus intercavernosi anterior et posterior tvoří kolem hypofýzy tzv. circulus venosus Ridleyi či sinus circularis Ridleyi.

Anatomie sinus cavernosus [Lang J., 1992], [Wallace S. et al., 1967], [Pribram H.F.W. et al., 1966], [Leclercq TA, Grisoli F., 1983], [McConnell E.M., 1953], [Rhoton A.L et al., 1977], [Reisch R. et al., 1987], [Hemza J., 1995], [Hemza J., 2003], [Valarezo Chuchuca Alberto, 2004a], [Valarezo Chuchuca Alberto, 2004b].

2.4. Přemostující žíly mozku

Přemostující žíly mozku jsou ty žilní struktury, které navazují na povrchové žíly mozku a vytvářejí spojení mezi jimi a žilním systémem nekolabovatelným – síní mozkovými. Tyto žíly se nacházejí v oblasti parasagitální oboustranně falxu na konvexitě, dále na spodině mozku v

oblasti pterionální, ve střední jámě lební v místě sinus sigmoideus a v oblasti zadní jámy lební. Je popsána pravidelně vystupující žilní struktura typu přemostující žíly v oblasti lamina cribrosa jednostranně či oboustranně, která vstupuje do lamina cribrosa a spojuje tak extrakraniální žilní systém se žilním systémem intrakraniálním, v 15% je vyvinuta velmi výrazně, vždy ale jednostranně, probíhá do žilního systému podél bulbus a tractus olfactorius. Procházejí arachnoidální vrstvou mezi trabekulami. Navazují na povrchový žilní systém mozku, který leží pod vrstvou arachnoidální na pia mater. Jsou tenkostěnné. Některé navazují na specifické žilní systémy mozku, na anastomosis – Trolardovu horní žilní anastomosis, Labbého dolní žilní anastomosis či v oblasti kmene a mozečku je konstituována Dandyho žíla, která běží variabilně stranově v oblasti kolem nervus trigeminus směrem k petrosnímu splavu. Je v podstatě jedna z nejdůležitějších odtokových systémů kmene a mozečku.

V oblasti kolem kmene a mozečku se nacházejí četné žilní spojky do oblasti splavů na konvexitě mozečku (horní ploše, vermis, laterálních plochách), kolem hlavových nervů (postranního smíšeného systému, nervus hypoglossus) a spolu s některou vertebrální arterií, vzácněji jde přemostující žíla v oblasti přes velkou cisternu (asi v 7-10%).

Mezi přemostující žíly tak patří i vena magna cerebri Galleni.

Povrchové žíly mozku dle Langa a Schneidera (1989) [Lang J., Schneider W., 1989], žíly prefrontální laterální horní (venae prefrontales superficiales laterales superiores) o průměru $1,51(0,8-3,0) \cdot 10^{-3}$ m, počet 3, výskyt v 60%, vena precentralis superficialis lateralis o průměru $1,88(0,6-3,9) \cdot 10^{-3}$ m v počtu 1, výskyt 64%, vena centralis se vyskytuje v 62% o průměru $1,77(1,0-3,1) \cdot 10^{-3}$ m, 2 žíly parietální povrchové laterální horní (venae parietales superficiales laterales superiores) se vyskytují v 52%, průměr $1,78(0,3-3,5) \cdot 10^{-3}$ m, 2 žíly okcipitální povrchové laterální horní (venae occipitales superficiales laterales superiores) ve vyskytují v 44% o průměru $1,53(0,8-3,2) \cdot 10^{-3}$ m.

Dále 2-3 okcipitální žíly povrchové dolní (venae occipitales superficiales inferiores), výskyt 42%, průměr $1,30(0,6-2,5) \cdot 10^{-3}$ m, 2 žíly spánkové povrchové dolní (venae temporales superficiales inferiores), které se vyskytují v 60%, průměr $1,58(0,6-3,0) \cdot 10^{-3}$ m, žíla střední povrchová mozková (vena media superficialis cerebri) vyskytuje se v 74% oboustranně vpravo má průměr $1,85(1,2-2,8) \cdot 10^{-3}$ m, vlevo $2,06(1,0-3,0) \cdot 10^{-3}$ m, vpravo je v 8% zdvojená vlevo v 10%, vpravo v 18% chybí, vlevo v 16%.

Dále se v rámci povrchového žilního systému vyskytují 2 významné anastomosis:

1. Trolardova anastomosis (vena anastomotica superior) – vpravo o průměru $1,10(0,5-1,9) \cdot 10^{-3}$ m se vyskytuje v 34%, ve 14% je zdvojená, vlevo o průměru $1,08(0,4-2,1) \cdot 10^{-3}$ m se vyskytuje v 48% a zdvojena je v 18%.
2. Labbého anastomosis (vena anastomotica inferior Labbé) – vpravo má průměr $1,09(0,8-1,9) \cdot 10^{-3}$ m s výskytem v 38% a ve 4% je zdvojená, vlevo $1,09(0,8-2,2) \cdot 10^{-3}$ m s výskytem v 52% [Lang J., Schneider W., 1989], [Lang J., 1992].

Dle studie Langa, Kötha a Weisse a Langa a Schneidera [Lang J., 1992], [Lang J. et al., 1981] jsou povrchové žíly dvě prefrontální povrchové mediální horní (venae prefrontales superficiales medii superiores) s výskytem 40%, případně tři v 18%, čtyři v 10%, nebo pět v 2%, o průměru $1,06(0,6-2,2) \cdot 10^{-3}$ m, v 68% se vyskytuje vena precentralis superficialis medii superior o průměru $1,16(0,5-1,7) \cdot 10^{-3}$ m, dále vena gyri olfactorii, která se objevuje v 80%, vena cerebri anterior v 88%, dále žíly do sinus sagitalis inferior 3-5. Vena centralis superficialis medii superior, 2-3 venae parietales superficiales medii superiores a venae occipitales superficiales medii.

2.5. Dělení žilního systému

Na základě studie histologické lze rozdělit výtokové části přemostujících žil na 4 typy.

Dělení výtokové části přemostujících žil:

1. krytí arachnoidálními klky,
2. se zvětšením průřezu,
3. se zmenšením průřezu [Vignes J.R. et al., 2007],
4. s vytvořenou chlopní (chorda Willisí).

Vignes a spoluautoři udávají jeden typ junkce mezi přemostujícími žilami a splavem, typ č. 3 se zmenšením průřezu, a popisují zde i námi nalezená ztlustění v místě vstupu, které popisují jako možný svalový svěrač [Vignes J.R. et al., 2007]. Pang udává typ č. 3 s následným rozšířením typ č. 2 v serii, ale v animálním modelu [Pang Q. et al., 2001].

Celý žilní systém mozku vzhledem k biomechanickým parametrům a vlastnostem jednotlivých částí lze rozdělit na 2 základní skupiny – tenkostěnné kolabovatelné a silnostěnné nekolabovatelné. Ve vztahu k prostředí, v němž se tenkostěnné kolabovatelné trubice nacházejí, jej lze rozčlenit do 3 skupin.

Dělení žilního systému mozku

a) Tenkostěnný kolabovatelný systém:

1. subpiální žilní systém,
2. povrchový či hluboký žilní systém – je na povrchu mozkové tkáně – kora či povrch komor,
3. Přemostující žíly

b) Silnostěnné nekolabovatelné – žilní splavy – systém s tuhou, nekolabovatelnou stěnou

Dělení je dáno vlastnostmi stěn žilního systému a biomechanickými vlastnostmi prostředí, v němž se žíly nacházejí (bílá hmota mozková, obaly mozkové, liquorové prostory, subpiální prostor, subarachnoidální prostor – různost hustoty materiálu a biomechanických vlastností prostředí).

3 Elastické vlastnosti tepen a žil

Materiálové vlastnosti živých tkání určujeme většinou empiricky, přičemž všechna provedená měření splňují zákony bilance hmotnosti, hybnosti, momentu hybnosti, energie a jsou podřízena II. zákonu termodynamiky. Vzhledem k tomu, že nás zajímají vlastnosti materiálu v jeho původním (referenčním) stavu, je výhodné formulovat zákony bilance v materiálovém popisu.

3.1 Nejčastěji používané modely elastických materiálů

Pro popis elastických vlastností homogenních isotropních materiálů je nejpopulárnější tzv. *St. Venant-Kirchhoffův* model, popisující stlačitelný materiál. Jeho volná energie je součtem elastické energie uložené ve formě stlačení či expanze a elastické energie ve formě krutu (smyku), takže její tvar je

$$f(E_{KL}, t) = \frac{\lambda}{2\rho_0} E_{(1)}^2 + \frac{\mu}{\rho_0} (E_{KL} E_{KL}), \text{ kde je } E_{(1)} = E_{II} = E_{11} + E_{22} + E_{33} \quad (4.1)$$

Veličina $E_{(1)}$ vyjadřuje změnu objemu. Podle vztahu má odpovídající 2. Piolův-Kirchhoffův tenzor tvar

$$S_{KL} = 2\rho_0 \left(\frac{\partial f}{\partial C_{KL}} \right)_T = 2\rho_0 \left(\frac{\partial f}{\partial E_{KL}} \right)_T = \lambda E_{II} \delta_{KL} + 2\mu E_{KL}, \text{ pro } 2E_{KL} = C_{KL} - \delta_{KL} \quad (4.2)$$

kde λ, μ jsou, tzv. Laméovy koeficienty. Tento materiálový model přechází v aktuální konfiguraci na Hookův materiálový model

$$t_{kl} = \lambda e_{ii} \delta_{kl} + 2\mu e_{kl}, \quad e_{kl} = E_{KL} \frac{\partial X^K}{\partial x^k} \frac{\partial X^L}{\partial x^l}, \quad (4.3)$$

kde e_{kl} je Eulerův tenzor relativních deformací.

V obvyklé formulaci Hookova modelu jsou od sebe odděleny čistě objemové změny a distorze (změny tvaru beze změny objemu). V takovéto formulaci má Hookův zákon tvar

$$t_{kl} = K e_{(1)}^{(o)} \delta_{kl} + 2\mu e_{kl}^{(o)}. \quad (4.4)$$

Zde jsme označili objemovou deformaci $e_{(1)} = e_{ii} = \sum_{i=1}^3 e_{ii}$ a čistě tvarovou deformaci bez

objemových změn jako $e_{kl}^{(o)} = e_{kl} - \frac{e_{(1)}}{3} \delta_{kl}$. Při deformačních testech se obvykle měří Youngův modul pružnosti E a Poissonovo číslo

$$\sigma = \frac{e_{22}}{e_{11}} = \frac{e_{33}}{e_{11}} \quad (4.5)$$

(kontrakce při tahu). Tyto veličiny jsou v následujících relacích k Lamého koeficientům

$$\lambda = \frac{E\sigma}{(1+\sigma)(1-2\sigma)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\sigma)} \quad (5.1)$$

V Hookově zákonu (4.4) vystupuje objemový modul k a smykový modul μ , které lze vyjádřit pomocí měřitelných veličin E, σ následujícím způsobem

$$K = \frac{E}{3(1-2\sigma)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\sigma)}. \quad (5.2)$$

Druhým velmi často používaným modelem, především pak pro nestlačitelné elastické materiály typu pryže je, tzv. *neo-Hookův* model, jehož volná energie je rovna energii distorze (čistě tvarové deformace)

$$f(C_{KL}(X^I, t)) = \frac{\mu}{2} (j^{-2/3} C_{(1)} - 3), \quad \text{pro } j^2 = \det C_{KL}. \quad (5.3)$$

Odtud je patrné, že v případě konstantní hustoty tkáně ($j=1$) je stopa Greenova tenzoru velkých deformací $C_{(1)} = C_{11} + C_{22} + C_{33} = \lambda_{(1)}^2 + \lambda_{(2)}^2 + \lambda_{(3)}^2$ měřítkem změny tvaru. Zde jsou $\lambda_{(1)}, \lambda_{(2)}, \lambda_{(3)}$ protažení v hlavních směrech deformace. μ je smykový modul podobně jako v Hookově zákonu.

S ohledem na definici 2. Piolova-Kichhoffova tenzoru napětí (4.2) dostáváme

$$S_{KL} = \mu j^{-2/3} \left(\delta_{KL} - \frac{C_{(1)}}{3} C_{KL}^{-1} \right), \quad \text{platí } \frac{\partial j}{\partial C_{KL}} = \frac{j}{2} C_{KL}^{-1}, \quad (5.4)$$

kde $C_{KL}^{-1} = \frac{\partial X^K}{\partial x^k} \frac{\partial X^L}{\partial x^l}$ je tenzor deformace inverzní ke Greenovu tenzoru deformace (někdy se nazývá Piolův tenzor). Transformací do aktuálního stavu dostáváme vztah pro Cauchyho tenzor napětí

$$t^{ik} = j^{-1} \frac{\partial x^i}{\partial X^I} \frac{\partial x^k}{\partial X^L} S^{KL} = \mu j^{-5/3} \left(c^{-1ik} - \frac{C_{(1)}}{3} \delta^{ik} \right), \quad \text{kde } c^{-1ik} = \frac{\partial x^i}{\partial X^L} \frac{\partial x^k}{\partial X^L} \quad (5.5)$$

Označili jsme c^{-1ik} inverzní tenzor k Cauchyho deformačnímu tenzoru

$$c_{kl}(x^i, t) = \frac{\partial X^L}{\partial x^k} \frac{\partial X^L}{\partial x^l} = \delta_{kl} - 2e_{kl}. \quad (5.6)$$

Velikost vlastních čísel Cauchyho tenzoru (5.6) (velikost deformace v hlavních směrech) je rovna převrácené hodnotě vlastních čísel k tenzoru c^{-1ik} . Odtud již můžeme vyvodit souvislost s velikostí relativních deformací, kterou popisuje Eulerův tenzor e_{kl} . Invariant Greenova tenzoru deformace je vyjádřen pomocí protažení v hlavních směrech deformace, tj., $C_{(1)} = \lambda_{(1)}^2 + \lambda_{(2)}^2 + \lambda_{(3)}^2$.

3.2 Deformace tepen a žil

Pro kvalitativní analýzu pulzačního proudění v elastických trubicích obecně, kterou lze provádět jen v 1D aproximaci (závislost jen na čase t a podélné souřadnici z), je třeba nalézt vhodný vztah mezi deformovatelným průřezem $A(z, t)$ trubice, tloušťkou její stěny h_0 a elastickými parametry materiálu trubice. Předpokládejme, materiál stěny tepny je popsán Hookovým zákonem. Bilance hybnosti zahrnuje jen setrvačnou sílu a sílu povrchovou (tj. vnitřní a vnější tlaky na tepnu, popř. její podélné předpětí), takže ji lze psát ve tvaru

$$\frac{\partial t_{ij}}{\partial x_j} = \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2}, \quad (5.7)$$

kde jsme jak tenzor napětí t_{kl} , tak i vektor posunutí \mathbf{u} převedli do válcových souřadnic. Předpokládáme posunutí jen ve směru radiálním $\mathbf{u} = (u_r, u_\varphi, u_z) = (u_r(z), 0, 0)$, dosazením do (5.7) za předpokladu malých deformací můžeme posunutí stěny trubice nahradit změnou jejího průřezu, tj. $A = \pi r^2 = \pi (R_0 + u_r)^2 \approx A_0 + S_0 u_r$, S_0 bude obecně označovat vnitřní obvod tepny o poloměru R_0 . Potom přechází vztah pro bilanci sil v radiálním směru na hledaný konstitutivní vztah

$$\frac{\mu h}{S_0} \frac{\partial^2 A}{\partial z^2} + p - p_0 = \frac{h(\lambda + 2\mu)}{2R_0} \left(1 - \frac{A_0}{A}\right) + \frac{\rho h}{S_0} \frac{\partial^2 A}{\partial t^2}, \quad (5.8)$$

který můžeme již porovnat s běžně užívaným vztahem (5.8) [Hayashi S. et al., 1998]. Tlumící člen ve vztahu (5.7) je nahrazen setrvačným členem na pravé straně rovnice. Porovnáním jednotlivých členů v rovnicích (5.8) a (5.7) můžeme nalézt alespoň přibližný materiálový vztah

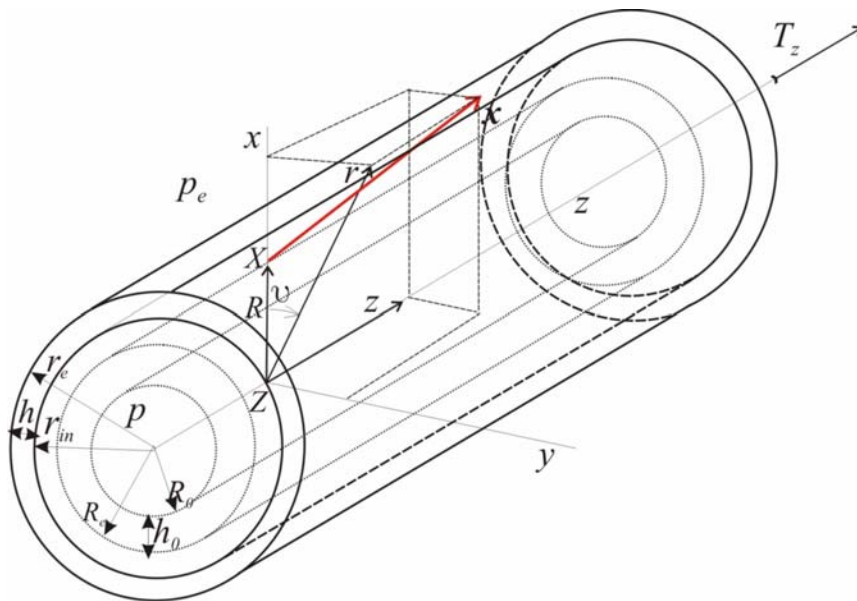
$$\Phi\left(\frac{A}{A_0}\right) = \frac{h(\lambda + 2\mu)}{2R_0} \left[1 - \left(\frac{A}{A_0}\right)^{-1}\right], \text{ t.j., } K_p = \frac{hE}{4R_0(1-2\sigma)(1+\sigma)} = \frac{h\mu}{2R_0(1-2\sigma)} \quad (5.9)$$

mezi elasticitou konstantou K_p , Youngovým modulem E a Poisseuilovou konstantou σ , popř. smykovým modulem, viz relace (4.7).

Pro naměřenou hodnotu smykového modulu $\mu = 26 \text{ kPa}$ u tepny poloměru $R_0 = 1 \text{ cm}$ a tloušťky $h_0 = 1 \text{ cm}$ pro $\sigma = 0.45$ vychází $K_p = 13 \text{ kPa}$. Roztažený stav pružné trubice s koeficientem elasticity K_E nebyl studován.

3.3 Vlastnosti tenkostěnných cév při konečných deformacích

Vlivem rozdílných tlaků $p - p_e$ dochází u tepny jednak k inflaci a jednak ke kolapsu. Vlivem tenze T_z v podélném směru dochází k prodloužení $\lambda = \frac{\partial z}{\partial Z}$ a obecně i k torzi γ , která je obvykle



Obrázek 3.2 – Inflace, torze a extenze cévy; materiálový bod se z polohy $X = (R, \theta, Z)$ posune vlivem deformace do polohy $x = (r, \vartheta, z)$, např. [Humphrey J.D., 2002]

definována jako poměrné zkroucení $\gamma = \frac{\partial \vartheta}{\partial Z} \left[\frac{\text{rad}}{\text{m}} \right]$. Výhodnější se jeví zavést torzi pomocí torzního úhlu $\tau = \gamma R$ [rad] (protože $\arctg \tau = \gamma R Z / z = \gamma R$). Deformace je pak popsána vztahy

$$r = r(R), \vartheta = \theta + \gamma Z, z = \lambda Z \quad (5.10)$$

a nenulové složky tenzoru napětí jsou

$$\begin{aligned} t_{rr} &= \mu \left[\frac{2}{3} \left(\frac{R}{\lambda r} \right)^2 - \frac{r^2 + R^2 (\lambda^2 + \gamma^2 r^2)}{3R^2} \right], \quad t_{r\vartheta} = t_{rz} = 0 \\ t_{\vartheta\vartheta} &= \frac{2}{3} \mu \left(\gamma^2 r^2 + \frac{r^2}{R^2} \right) - \frac{\mu (\lambda^4 r^2 + R^2)}{3\lambda^2 r^2}, \quad t_{\vartheta z} = \mu \gamma \lambda r, \quad t_{\vartheta r} = 0 \\ t_{z\vartheta} &= \mu \gamma \lambda r, \quad t_{zz} = \mu \left\{ \frac{2}{3} \lambda^2 - \frac{\gamma^2 r^2}{3} - \frac{1}{3} \left[\left(\frac{R}{\lambda r} \right)^2 + \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] \right\}, \quad t_{zr} = 0 \end{aligned} \quad (5.11)$$

Konkrétní relace mezi deformací cévy a okrajovými podmínkami, tj. tlakem $p_{in} - p_e$ a tenzí T_z , stanovíme z rovnic rovnováhy sil. V případě Cauchyho tenzoru napětí dostáváme

$$\begin{aligned} \frac{\partial t^{ik}}{\partial x^k} &= 0 \quad \text{pro } x \in V \quad \dots \text{ céva, } i, k = r, \vartheta, z \\ p &= p_{in} \quad \text{pro } x \in \partial V_{in} \quad \dots \text{ vnitřní stěna cévy} \\ p &= p_e \quad \text{pro } x \in \partial V_e \quad \dots \text{ vnější stěna cévy} \end{aligned} \quad (5.12)$$

Za předpokladu, že $t^{ik}(r)$ je funkcí jen souřadnice r (závisí na poloměru), je rovnováha v radiálním směru

$$\frac{\partial t_{rr}}{\partial r} + \frac{t_{rr} - t_{\vartheta\vartheta}}{r} = 0 \quad (5.13)$$

rovnováha v azimutálním směru

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} (r^2 t_{r\vartheta}) = 0 \quad (5.14)$$

a rovnováha v podélném směru

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r t_{rz}) = 0 \quad (5.15)$$

Ze vztahů (5.14) a (5.15) pro složky tenzoru napětí plyne

$$t_{\vartheta r} = t_{r\vartheta} = \frac{d_\theta}{r^2}, \quad t_{zr} = t_{rz} = \frac{d_z}{r}. \quad (5.16)$$

S ohledem na definici napětí (5.11) jsou konstanty $d_\theta = d_z = 0$.

Integrací rovnice (5.13) přes tloušťku stěny cévy

$$\int_{r_{in}}^{r_e} \frac{\partial t_{rr}}{\partial r} dr = t_{rr,e} - t_{rr,in} = \int_{r_{in}}^{r_e} \frac{t_{\theta\theta} - t_{rr}}{r} dr \quad (5.17)$$

označíme

$$t_{rr,e} = -p_e, \quad t_{rr,in} = -p \quad (5.18)$$

vnější a vnitřní tlak¹⁾.

Rovnováha sil v radiálním směru za předpokladu, že nedochází ke zkroucení, tj. $\gamma = 0$, je

$$p - p_e = \int_{r_{in}}^{r_e} \frac{t_{\theta\theta} - t_{rr}}{r} dr = \mu \int_{r_{in}}^{r_e} \left[\frac{2}{3} \frac{r^2}{R^2} - \frac{\lambda^4 r^2 + R^2}{3\lambda^2 r^2} - \frac{2}{3} \left(\frac{R}{\lambda r} \right)^2 + \frac{r^2 + \lambda^2 R^2}{3R^2} \right] \frac{dr}{r} \quad (5.19)$$

Vnitřní průřez tepny před deformací označíme A_o a po deformaci a, tedy

$$A_o = \pi R_o^2, \quad A = \pi r_{in}^2. \quad (5.20)$$

Konečný tvar rovnováhy vnějších sil (tlaků) na vnitřní a vnější stěně cévy (5.19) s elastickými silami cévní stěny je

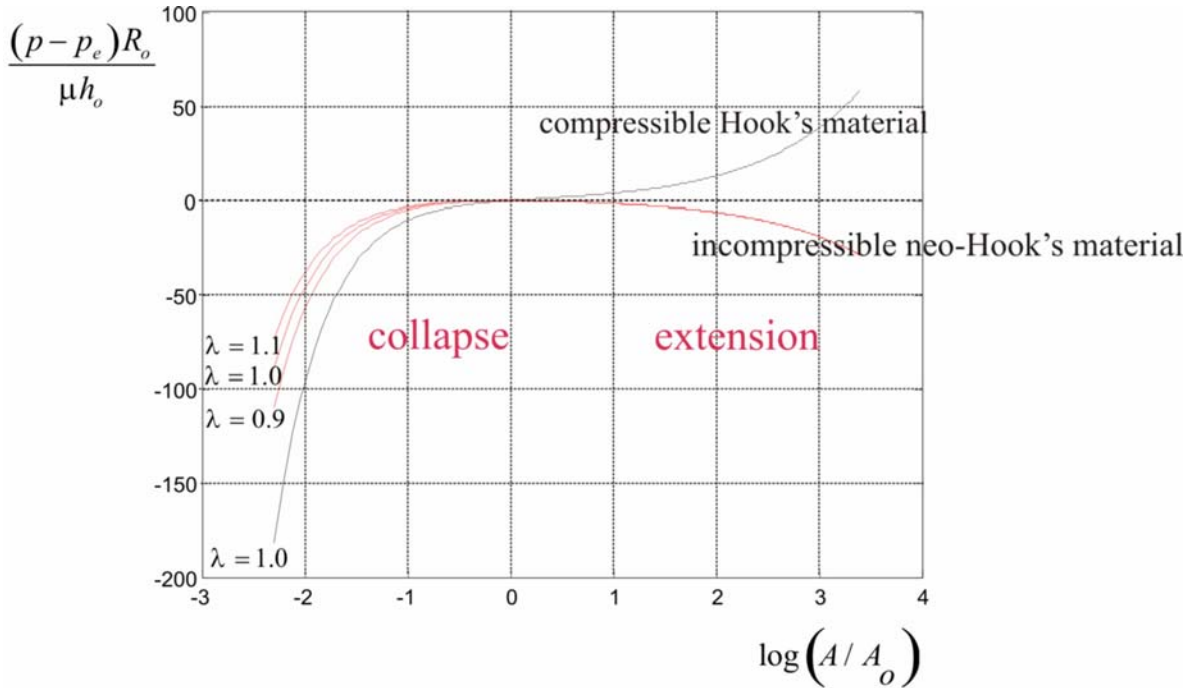
$$\begin{aligned} p - p_e &= \frac{\mu h_o}{R_o} \left(1 + \frac{A_o}{\lambda^2 A} - \frac{A}{A_o} - \frac{A_o^2}{\lambda^2 A^2} \right) = \frac{\mu h_o}{R_o} \left[1 - \alpha + \frac{1}{\alpha \lambda^2} \left(1 - \frac{1}{\alpha} \right) \right] = \\ &= \Phi_{NH} \left(\frac{A}{A_o} \right), \quad \text{pro } \alpha = \frac{A}{A_o} \\ &\frac{(\mu h_o)(p - p_e) R_o}{\mu h_o} \end{aligned} \quad (5.21)$$

růběh veličiny $\frac{\mu h_o}{R_o}$ charakterizující inflaci či kolaps je pro neo-Hookův materiál (4.7) patrný z obr. 4.3. Odtud je i zřejmé, že pro tento typ materiálů může céva (obecně trubka) expandovat či kolabovat i při poklesu vnitřního tlaku. Tento model je vhodný k popisu výdutě, která může jak růst, tak se i zmenšovat, aniž dochází k nárůstu vnitřního tlaku. Důvodem je skutečnost, že při nárůstu průřezu se zmenšuje stěna cévy a pro zachování rovnováhy sil se musí snižovat vnitřní tlak (vnitřní tlak p může být vzhledem k předpětí ve stěně tepny i nižší než tlak vnější p_e).

Poněkud jiný vztah dostaneme z prostého rozdílu tlaků (5.18) na vnější a vnitřní straně cévy. Tento rozdíl je roven hustotě mechanické energie. Zjednodušením dostáváme

$$\begin{aligned} p - p_e &= -\frac{2h_o \mu}{R_o} \left[1 - \frac{A}{A_o} - \frac{A_o}{\lambda^2 A} \left(1 - \frac{A_o}{A} \right) \right] = \\ &= -\frac{2h_o \mu}{R_o} \left[1 - \alpha - \frac{1}{\lambda^2 \alpha} \left(1 - \frac{1}{\alpha} \right) \right] = \Phi_{eq} \left(\frac{A}{A_o} \right) \end{aligned} \quad (5.22)$$

¹⁾ Vzhledem k orientaci stěn ve směru vnější normály působí tlak opačným směrem, proto jsou znaménka minus.



Obrázek 3.3 – Závislost průřezu cévy na rozdílu vnitřního a vnějšího tlaku pro různé materiálové modely

Průběh normalizovaného tvaru $\frac{(p - p_e)R_o}{\mu h_o}$ této veličiny je uveden na obrázku 4.4. Odtud je zřejmé, že proces inflace odpovídá nárůstu vnitřního tlaku a kolaps jeho poklesu.

Pro stanovení rychlosti vedoucí ke kolapsu tepny je třeba stanovit derivaci (5.22). Pro závislost (5.22) dostáváme

$$c_{eq} = \left(\frac{A_o}{\rho} \frac{\partial \Phi_{eq}}{\partial A} \right)^{1/2} = \left(\frac{1}{\rho} \frac{\partial \Phi_{eq}}{\partial \alpha} \Big|_{\alpha=1} \right)^{1/2} = \left[\frac{2h_o \mu}{\rho R_o} \left(1 + \frac{1}{\lambda^2} \right) \right]^{1/2} \quad (5.23)$$

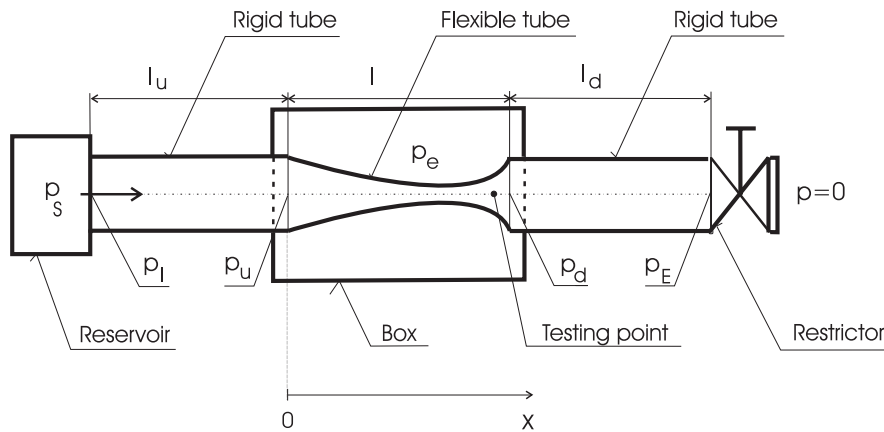
a pro závislost (5.21)

$$c_{NH} = \left(\frac{A_o}{\rho} \frac{\partial \Phi_{NH}}{\partial A} \right)^{1/2} = \left[\frac{h_o \mu}{\rho R_o} \left(\frac{1}{\lambda^2} - 1 \right) \right]^{1/2} \quad (5.24)$$

Využití posledních dvou vztahů k výpočtu podmínek kolapsu cévy je uvedeno v následující kapitole.

4 Pulzační proudění v tepnách a žilách – 1D aproximace

Pro účely studia samobuzených pulsací a kolapsu tenkostěnných elastických trubic (cév) byl sestaven hydraulický systém, viz obr. 5.1. Hlavní částí je tenkostěnná studovaná elastická trubice o délce l a tloušťce h , přičemž je předpokládáno, že $h \ll l$. Elastická trubice je obklopena dvěma tuhými kanály s příčným hydraulickým odporem, jejichž cílem je tlumit tlakové poruchy generované při vzniku pulsací. Vstupní tuhý kanál má délku l_u a výstupní kanál má délku l_d . Plocha průřezu je označena $A(x, t)$, plocha průřezu tuhé části je označena A_0 .



Obrázek 4.1 – Model experimentálního zařízení v ÚT AVČR využívaného ke studiu samobuzených pulzací; zařízení slouží jako fyzikální realizace Starlingova resistoru

Tekutina proudí z rezervoáru při konstantním tlaku p_s . Výstupní pevná část je zakončena restriktorem, který spojuje systém s jeho okolním prostředím, kde je nulový tlak. Pružná část trubice je umístěna v kazetě, kde je konstantní tlak p_e .

4.1. Matematická formulace 1D proudění elastickou trubicí

Model zahrnuje tři rovnice – zákon zachování hmoty, hybnosti a odpovídající konstitutivní materiálový vztah. Zákon zachování hmoty pro nestlačitelnou tekutinu o hustotě ρ v elastické trubicí, která má plochu průřezu $A = A(x, t)$, je

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial (Av)}{\partial x} = 0, \quad (6.1)$$

kde $v = v(x, t)$ je rychlost tekutiny v trubicí. Zákon zachování hybnosti je vyjádřen ve tvaru

$$\frac{\partial v}{\partial t} + v \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = -\frac{S_0}{A_0} \frac{\lambda_f}{8} v|v|, \quad (6.2)$$

kde $p = p(x, t)$ je tlak tekutiny, $S_0 = \pi D_0$ je periferní délka vnitřního povrchu. Efekt předpokládaného odtržení proudu je nahrazen vazkým třením podél trubice. Koeficient tření λ_f je vyjádřen jinak pro laminární proudění ($Re < Re_{crit}$) (odvozen za předpokladu platnosti Poiseuilleova zákona) a jinak pro turbulentní proudění ($Re \geq Re_{crit}$) (užitím empirického vztahu, viz [Colebrook C.F., 1939]) následujícím způsobem

$$\lambda_f = \begin{cases} \frac{64}{Re} & \text{for } Re < Re_{crit} \\ 1.02 [\log(Re)]^{-2.5} & \text{for } Re \geq Re_{crit} \end{cases}, \quad (6.3)$$

lokální Reynoldsovo číslo je uvažováno ve tvaru

$$\text{Re} = \frac{vA}{2\nu R_0}, \quad (6.4)$$

kde ν je kinematická viskozita tekutiny.

Viskoelastické vlastnosti stěny elastické trubice v 1D aproximaci jsou popsány rovnicí

$$\frac{T}{D_0} \frac{\partial^2 A}{\partial x^2} + p - p_e = \Phi \left(\frac{A}{A_0} \right) + \gamma \frac{\partial A}{\partial t}, \quad (6.5)$$

kteřá je zobecněním rovnice bilance hybnosti trubky. Zde γ je tlumení trubice a T je tenze trubice a $p - p_e$ je tzv. transmuralní tlak. Konstitutivní materiálový vztah je použit podle Hayashi S. a kol., 1998 a byl získán více empirickou cestou než přímým analytickým odvozením [Hayashi S. et al., 1998]. Druhý člen v rovnici vyjadřuje tahovou sílu, která zahrnuje zakřivení stěny trubice.

Elastická část konstitutivního vztahu je popsána funkcí $\Phi(z)$

$$\Phi(z) = \begin{cases} K_p \left[1 - \left(\frac{A}{A_0} \right)^{\frac{3}{2}} \right] & \text{pro kolabující stav } 0 < \frac{A}{A_0} \leq 1, \\ K_E \left(\frac{A}{A_0} - 1 \right) & \text{pro expandující stav } 1 < \frac{A}{A_0}, \end{cases} \quad (6.6)$$

kde K_p a K_E jsou tuhosti pružné trubice v kolabujícím, popř. expandujícím stavu. Relace těchto parametrů k parametrům používaných v obecných materiálových modelech (viz kapitola 4.1), plyne z rovnic a

$$\Phi \left(\frac{A}{A_0} \right) = K_p \left[1 - \left(\frac{A}{A_0} \right)^{\frac{3}{2}} \right], \text{ t.j.,} \quad (6.7)$$

$$K_p = \frac{h_0(\lambda + 2\mu)}{2R_0} = \frac{h_0 E}{4R_0(1-2\sigma)(1+\sigma)} = \frac{h_0 \mu}{2R_0(1-2\sigma)} = \frac{h_0(3K + 4\mu)}{6R_0}$$

Zde je pro úplnost uveden i modul stlačitelnosti K . Koeficient K_E pro popis expandujícího stavu (aneurysma) vychází podle navržené teorie roven K_p . Na rozdíl od vztahu je vztah možno použít jak pro kolaps, tak i pro expanzi.

Podobně získáme vztah pro tenzi ve stěně trubky v podélném směru

$$T = \frac{h_0 \mu}{\pi} \left[\frac{\text{N}}{\text{m}} = \frac{\text{J}}{\text{m}^2} \right], \quad (6.8)$$

vyjadřující hustotu mechanické energie v příčném řezu stěny. Hodnota platí pro nepředpjatou trubku. Ve fyziologických podmínkách je tepna či žíla vždy předpjata, takže reálná hodnota T je vždy větší.

4.2 Numerická simulace pulsačního proudění cévami

V práci [Štembera V. et al., 2005] bylo provedeno numerické řešení soustavy rovnic. Pro kontrolu řešení byly použity čtyři odlišné metody časové integrace; Eulerovo schéma, schéma Crankové-Nicholsona a metoda dělení časového kroku (Fractional Step Method). Všechny použité metody dávají přijatelně shodné výsledky. v závislosti na volbě materiálových konstant K_p určující elasticitu trubice a T definující podélnou tenzi ve stěně.

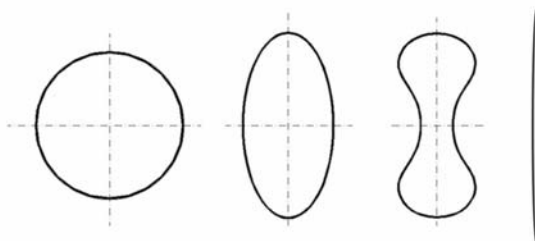
System vykazuje numericky tři odlišně kvalitativní chování: kolaps elastické trubice, tlumení a samobuzené oscilace. Frekvence samobuzených oscilací se snižuje se zvýšením materiálových konstant K_p, T , tj. s Youngovým modulem E v jisté oblasti parametrů, viz obr. 5.2 a 5.3.

4.3 Analýza kolapsu přemostřujících cév

Rovnice, která je rovnicí bilance hmoty, a rovnice bilance hybnosti, reprezentují nestacionární průtok krve cévou. Při jistých hodnotách průtoku (rychlosti krve) dojde k náhlému poklesu tlaku uvnitř cévy a následkem toho se její stěna zborťí a céva kolabuje. Podmínku kolapsu cévy můžeme alespoň přibližně stanovit z kvalitativní analýzy řešení těchto rovnic. Zásadní význam pro stanovení podmínky kolapsu má konkrétní tvar konstitutivního vztahu, resp.. Tento vztah dává do relace transmuraní tlak, tj. rozdíl tlaku p uvnitř cévy a tlaku vně cévy p_e

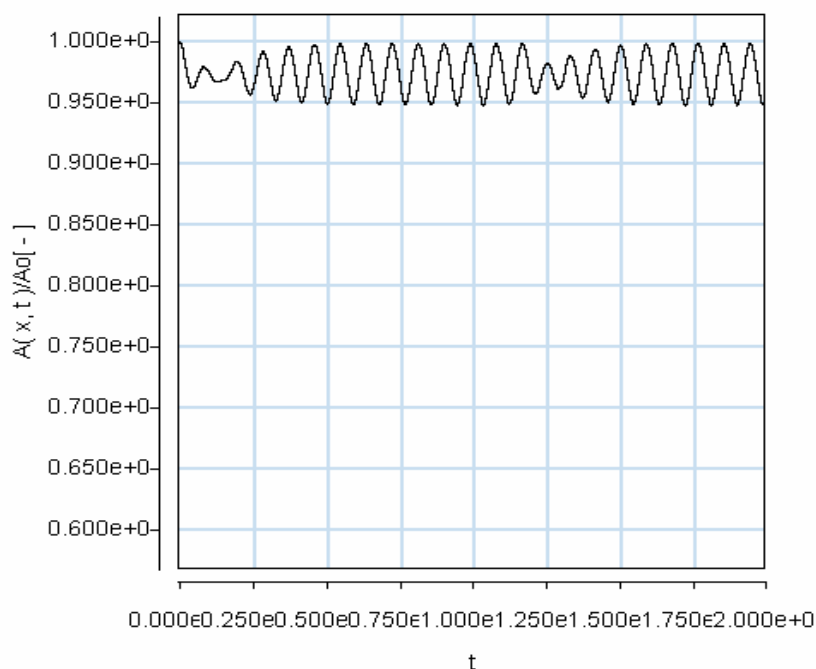
$$p - p_e = \Phi\left(\frac{A}{A_o}\right) \quad (6.9)$$

a efektivním průřezem cévy $A(x)$. A_o je nějaký referenční klidový průřez, kdy krev neproudí. v rovnici (6.2) nahradíme tlakový gradient z konstitutivního vztahu (6.9)

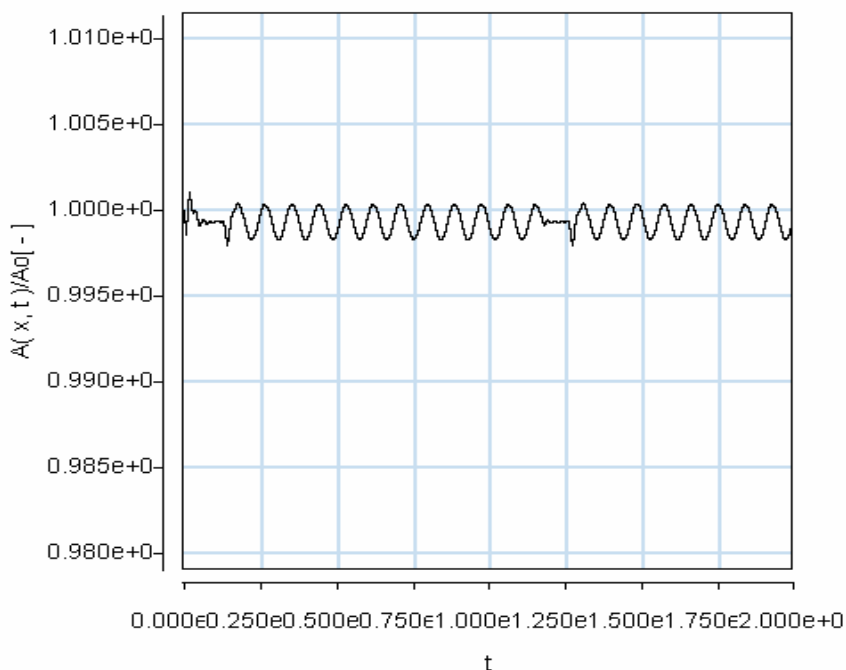


Obrázek 4.2 – Průběh kolapsu cévy, v konečné fázi se může průřez zcela uzavřít, tj. $A = 0$

$$\frac{\partial p}{\partial x} = \frac{\partial \Phi}{\partial A} \frac{\partial A}{\partial x}, \text{ popř. } \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = c_o^2 \frac{\partial A}{A_o \partial x}, \text{ pro } c_o^2 = \frac{A}{\rho} \frac{\partial \Phi}{\partial A}. \quad (6.10)$$



Obrázek 4.3 – Pulsace velikosti průřezu tepny při periodickém buzení pro parametry naměřené v práci [Holzapfel G.A. et al., 2000], tj. $K_p = 13 \text{ kPa}$ Pa v poloze $x = 0.955 \text{ m}$ při rychlosti proudění krve 1 m/s



Obrázek 4.4 – Pulsace velikosti průřezu přemostující cévy při periodickém buzení při rychlosti proudění krve 5 mm/s . Parametry získané z měření tahem za předpokladu Hookova materiálového modelu byly $\lambda = 1.92 \cdot 10^4 \text{ Pa}$ a $\mu = 1.92 \cdot 10^4 \text{ Pa}$, poloměr je $R_0 = 1 \text{ mm}$ a tloušťka stěny $h_0 = 0.15 \text{ mm}$. Podle vztahu je $K_p = 4,32 \text{ kPa}$. z obrázku 5.3 jsou zřejmé samobuzené pulsace o frekvenci přibližně 5 Hz .

Pro zkolabovanou trubku platí, že střední rychlost proudění splňuje podmínku

$$v_o = c_o = \left(\frac{A_o}{\rho} \frac{\partial \Phi}{\partial A} \right)^{1/2}. \quad (5.11)$$

Pro Hookův materiálový model cévy popsany vztahem (6.7), pro který je $\frac{\partial \Phi}{\partial A} = \frac{K_p}{A_o}$ je rychlost krve nutná ke kolapsu

$$c_o = \sqrt{\frac{K_p}{\rho}} = \sqrt{\frac{0,15 \cdot 10^{-3} (1,92 + 2 \cdot 1,92) \cdot 10^4}{2 \cdot 10^{-3} \cdot 10^3}} = 2,07 \text{ m/s}. \quad (5.12)$$

Za předpokladu, že materiál stěny cévy je popsán Hookovým modelem, nemůže za normálních podmínek u zdravé přemosťující cévy ke kolapsu dojít. Důvodem je nižší rychlost krve v těchto žilách. Podle měření pomocí MRI je rychlost v rozmezí 25 – 50 cm/s. V případě, kdy je poloměr cévy $R_o \square 0,5 \text{ cm}$ tloušťka stěny klesne na 0,08 mm a materiálové parametry λ, μ (viz vztah 5.9) na hodnotu 10^4 Pa , může parametr K_p klesnout a tím klesne i rychlost kolapsu c_o

$$K_p = \frac{h_o (\lambda + 2\mu)}{2R_o} = \frac{8 \cdot 10^{-5} \cdot 3 \cdot 10^4}{2 \cdot 5 \cdot 10^{-3}} = 240, \quad c_o = \sqrt{\frac{h_o (\lambda + 2\mu)}{2\rho R_o}} = \sqrt{\frac{240}{10^3}} = 490 \text{ cm/s}. \quad (5.13)$$

Tedy ani při náhlém zvýšení intrakraniálního tlaku p_e nemůže přemosťující céva zkolabovat. Pro vysvětlení kolapsu cévy je třeba použít jiného materiálového vztahu než vztah. Do úvahy je třeba vzít i případné protažení či smrštění cévy, které je vyjádřeno poměrem $\lambda = L / L_o$.

Použijeme materiálové modely (5.23) a (5.24). Pro vztah, který vyjadřuje jen silové poměry na stěnách cévy, platí

$$c_{eq} = \left[\frac{2h_o\mu}{\rho R_o} \left(1 + \frac{1}{\lambda^2} \right) \right]^{1/2}. \quad (5.14)$$

Velikost rychlosti, při které by mělo dojít ke kolapsu, není srovnatelná s rychlostí proudící krve a je tudíž nereálná. Naproti tomu pro neo-Hookův model při nepatrném zkrácení cévy, např. jen o 5%, tj. pro $\lambda = 0.95$, dostáváme rychlost

$$c_{NH} = \left[\frac{h_o\mu}{\rho R_o} \left(\frac{1}{\lambda^2} - 1 \right) \right]^{1/2} = \sqrt{\frac{1 \cdot 10^{-4} \cdot 4 \cdot 10^4}{10^3 \cdot 5 \cdot 10^{-3}} \left(\frac{1}{0.95^2} - 1 \right)} = 29 \text{ cm/s}, \quad (5.15)$$

kteřá zcela odpovídá podmínkám, existujícím v cévě. Je tudíž reálné, že při nějakém prudším pohybu hlavy, či úderu do hlavy, může k přechodné kontrakci dojít. Tudíž kolaps - angiosynizesis - může nastat při zvýšení intrakraniálního tlaku v liquorovém či mozkovém kompartmentu. Zkrácení délky těchto cév v prostoru, v němž se nacházejí, lze rovněž očekávat.

5 Metodika a výsledky

Experimentální výzkum přemostřujících žil v mozku byl rozdělen do následujících na sebe navazujících kroků:

1. anatomicko-histologická studie přemostřujících žil mozku
2. kvantitativní studie a studie geometrie přemostřujících žil
3. kvalitativní studie vlastností žil – biomechanické charakteristiky mozkového žilního systému
4. modelování a chování venózního systému a jeho dělení.

5.1. Anatomicko-histologická studie přemostřujících žil mozku

Ve studiu vlastností přemostřujících žil mozku jsme provedli nejprve histologickou studii stěny žilní.

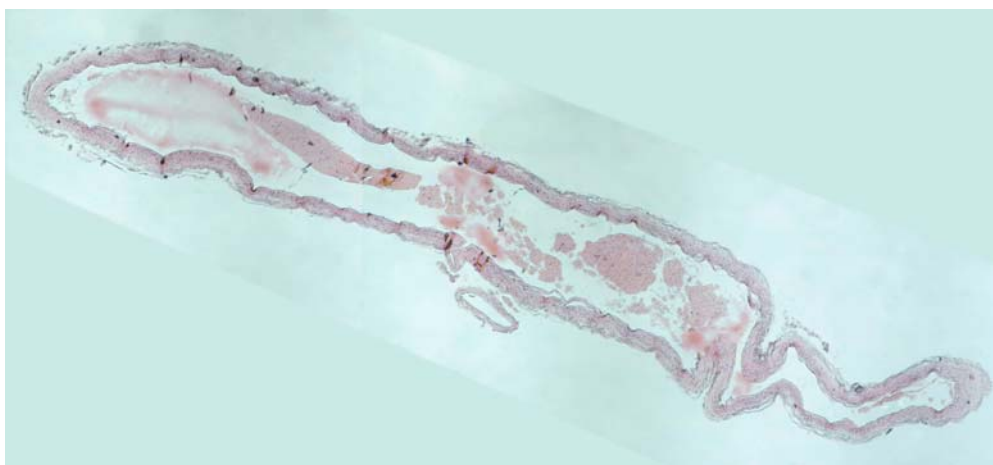
Materiál byl odebrán z maximálně 24hodin starých 5 dospělých kadaverů různého věku, provedeno klasické zpracování materiálu s fixací v 10% formaldehydu pufrovaném (neutrální pH). Pak po provedení řezů a jejich zpracování na sklíčku provedeno barvení.

Po obarvení byl materiál odečten na **mikroskopu Nikon s digitálním skenováním obrazu** s optickou charakteristikou okuláru 10/2,2, objektivu 4/0,10 10/0,25 20/0,40 40/0,65, s použitím zvětšení 40, 100, 200 a 400krát.

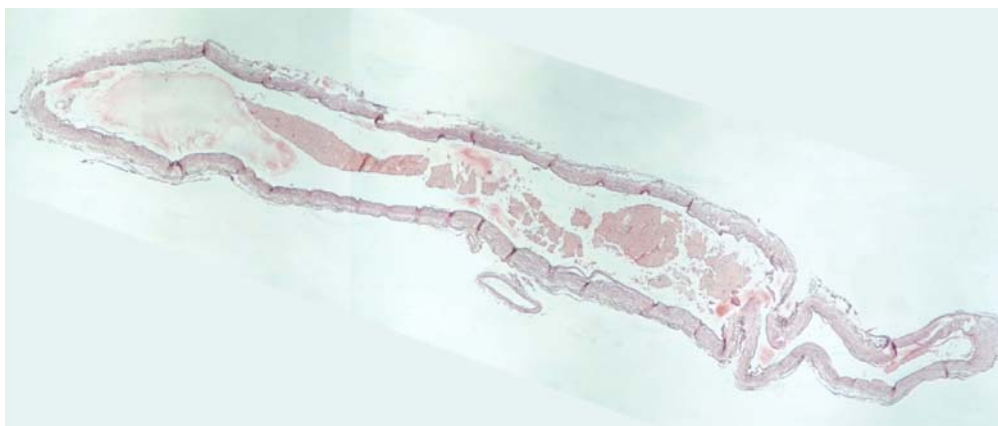
5.2. Výsledky histologického vyšetření

Při studiu žil jsme nejprve provedli studium histologické. Barvili jsme 2 typy barvení, i když by bylo možno použít daleko větší spektrum metod. Pro naše účely byly vybrány typy barvení plně

a)



b)



Obrázek 5.1 a) a b) – Příčný řez přemostřující žilou – zvětšení 10x, barvení HE

dostačující, aby popsaly struktury žil a charakterizovaly endotel

Na histologických řezech je zřetelná šíře stěny a její vrstvení na endoteliální a subendoteliální vrstvu, které tvoří asi 1/5 tloušťky stěny, dále povrchová arachnoteliální vrstva, která rovněž tvoří asi 1/5 tloušťky stěny, a střední vrstva, která je tvořena vazivově svalovou vrstvou s malým počtem svalových vláken hladkého svalstva; tato tvoří 3/5 tloušťky stěny. V oblasti vstupu do žilního splavu prochází cévy stěnou splavu, který je tvořen pevnou vazivovou tkání – tvrdou plenou.

Délka průchodu je $1,0-1,5 \cdot 10^{-3}$ m, což tvoří část žilního kanálu, který je velmi omezeně roztažitelný a stlačitelný. V některých místech průchodu nalézáme ztluštělá místa nahlučených buněk z tvrdé pleny. V řezu splavem nalézáme fixaci úponu Willisovy chordy do stěny splavu. Na řezech v oblasti výtoku přemostujících žil je nalezeno několik variant této části, jinak je výtok v oblasti arachnoidálních klků, jednak se ve stěně splavu zužuje vytvoření ostrůvků nahlučení buněk tvrdé pleny, jednak dochází k rozšíření průřezu vytvořením výběžků do jednotlivých lamel stěny splavu, jednak je překryt vstup žilní některým z typů chorda Willisovi.

Dělení výtokové části přemostujících žil:

5. krytí arachnoidálními klky,
6. se zvětšením průřezu,
7. se zmenšením průřezu,
8. s vytvořenou chlopní (chorda Willisovi).

5.3. Kvantitativní studie a studie geometrie přemostujících žil

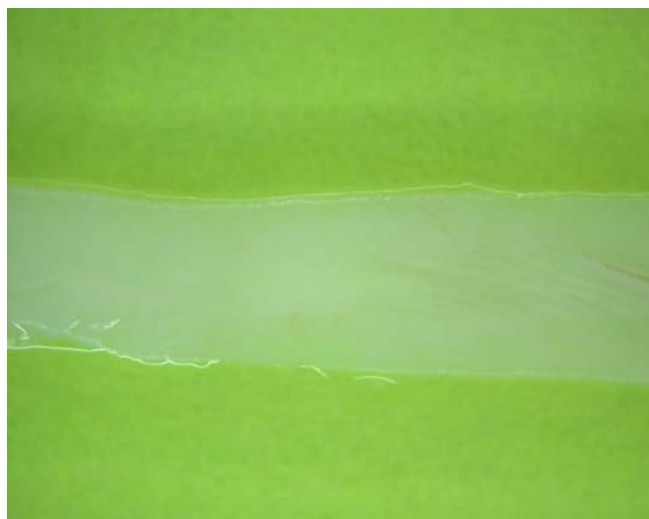
Kvantitativní studie byly prováděny dvojím způsobem. Jednak pouze vnitřní průměr na žilní angiografii magnetické rezonance, jednak pomocí přímého měření žil pod mikroskopem. Byl použit přístroj magnetické rezonance Siemens Magnetom Symphony 1,5 T a k přímému měření zkušebních položek je používán stereomikroskop NIKON SMZ 1500 umožňující kvalitní prozkoumání povrchů, lomových ploch i struktury testovaných vzorků. Pro záznam a zpracování obrazu pozorovatelného v mikroskopu byl použit digitální fotoaparát NIKON COOLPIX E995 a vyhodnocovací software LUCIA NET.

Při studiu na angiografii a venografii magnetické rezonance je využíván tzv. fenomén průtoku. Tok krve cévním řečištěm reprezentuje kvaziperiodický typ pohybu v zobrazené scéně. Celkový objem krve protékající daným místem cévního řečiště ve zvoleném časovém intervalu je charakterizován průtokovým objemem Q (bulk flow) ($\text{cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$) Průměrnou rychlost krve lze stanovit ze vztahu [Ehlich E. et al., 2003]

$$v_{\text{ave}} = Q/A [\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (6.1)$$

kde A reprezentuje plochu ortogonálního řezu cévou v cm^2 .

Dále bylo provedeno měření 10 jednotlivých vzorků s použitím stereomikroskopu NIKON SMZ 1500 umožňujícího kvalitní prozkoumání povrchů, lomových ploch i struktury testovaných vzorků. Pro záznam a zpracování obrazu pozorovatelného v mikroskopu byl použit digitální fotoaparát NIKON COOLPIX E995 s vyhodnocením pomocí softwaru LUCIA NET. Při tomto způsobu zpracování vzorků bylo provedeno jejich měření a stanovení geometrických parametrů, zejména tloušťky stěny a šíře, které následně sloužily jednak k porovnání výsledků s metodou měření na histologickém preparátu a metodou měření v MRI obraze. Výsledky měření v obraze magnetické rezonance ve srovnání s měřením stereomikroskopem mají minimální diferenci.



Obrázek 5.2 – zobrazení přemost'ujících žíly v digitálním fotoaparátu NIKON COOLPIX E995 s vyhodnocením pomocí softwaru LUCIA NET – střed cévy

Geometrie přemost'ujících žil mozku byla měřena na MRI zobrazeních žilního systému mozku. Bylo uskutečněno 1087 měření na MR-VG – mozková venografie magnetické rezonance (Siemens Magnetom Symphony 1,5 T). Měření bylo provedeno u 50 objektů, z toho 32 mužů a 18 žen.

Celkem bylo změřeno 643 přemost'ujících žil, z toho v. Galeni 46, která se řadí k hlubokému žilnímu systému. Na jeden objekt bylo v průměru 13,7-29 přemost'ujících žil, z toho do SSS (sinus sagitalis superior) bylo v průměru 5,7-9 přemost'ujících žil, temporopólně 1-3, venae Labbé ústící do sinus sigmoideus 1-6, tentoriálních – supratentoriálních 2-3, infratentoriálních 2-5 a venae Dandy 1 -2.

Tabulka 5.1 – Průměrné hodnoty u přemost'ujících žil – měřeno na MRI-VG (pod průměrnou hodnotou minimální a maximální naměřená hodnota v dané sérii)

		vnitřní průměr [mm]	délka [mm]	úhel vstupu do splavu [°]
Celkem		1,94 0,40-5,85	13,35 3,93-25,63	74,63 11,60-161,84
Celkem s v. Galeni		2,05 0,40-9,81	13,09 3,63-21,63	74,63 11,6-161,84
	muži	1,82 0,40-5,85	20,74 3,93-25,63	75,025 15,27-161,84
	s v. Galeni	2,76 1,2-5,42	11,8 4,88-19,62	61,7 25,13-111,62
	ženy	1,89 0,40-4,58	12,83 3,93-20,63	71,73 11,60-140,36
	s v. Galeni	3,16 0,99-9,81	10,80 3,63-21,3	55,82 39,10-137,28

5.4. Studium biomechanických charakteristik mozkového venózního systému

Při studiu biomechanických charakteristik mozkového venózního systému byl materiál odebírán z kadaverů do 24 hodin po úmrtí. Byl testován na testovacím zařízení **MTS 858.2 Mini Bionix** do 3-6 hodin po odběru vzorků. Podrobněji viz dodatek č. 3.

Jako transportní medium byl použit sterilní Hartmannův roztok ($mmol/l = Na^+ 129,5; K^+ 5,3; Ca^{2+} 1,8; Mg^{2+} 2,0; laktát- 29,6; Cl - 111,7; mosmol/l 276,0$).

Ke zjištění elastických parametrů přemostřujících žil byla použita tahová zkouška v otestovacím systému MTS 858.2 Mini Bionix s použitím siloměru 10 N, hydraulických čelistí se sadou kruhových vložek včetně speciálních přípravků pro tahové zkoušky.

Provoz tahové zkoušky byl dán těmito podmínkami:

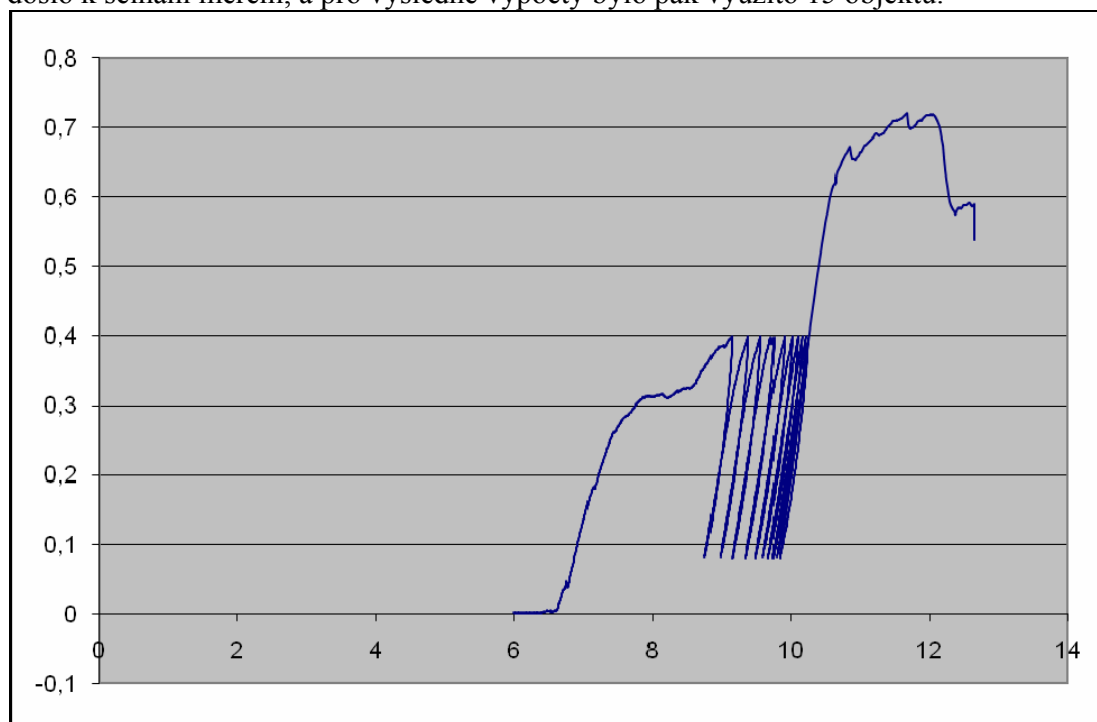
rychlost zatěžování: 10mm/min
 rychlost odlehčení: -10mm/min
 vzorkování: 10 Hz
 přítlak v čelistech: 5 MPa
 řídicí program: Tah zil A.000, Tah zil D.000
 adresa s daty: TMZ_20080227, TMZ_20090211
 hmotnost dolní čelisti s kroužkem $m_c = 19,51g$, $F_0 = 0,2N$

Testování bylo vedeno při startovací teplotě 23,0 a konečné teplotě 24,1°C, a při startovací teplota 23,7°C a konečné 22,8°C. Relativní vlhkost v době testování byla na počátku 27,2% a konečná 26,1% a při dalším testování 26,2% a 33,7%.

Hmotnost dolní čelisti $m_c = 19,50 g$, tj. $F_0 = 0,2 N$.

Schéma zatížení bylo 10x zatížení a odlehčení a pak po 30 sekundách maximální zatížení do destrukce, podrobněji viz dodatek č. 3.

Bylo provedeno celkem měření 30 objektů, z tohoto souboru měření byly vyloučeny výsledky, kde došlo k selhání měření, a pro výsledné výpočty bylo pak využito 15 objektů.



Obrázek 5.3. – Grafický výsledek tahové zkoušky u přemostřující žily;
 osa $x = \Delta t [s]$, osa $y = \Delta l (10^{-3} m \Delta l 10^{-3} [m]$

Pro řešení je nutno vzít v úvahu tento velmi důležitý *Saint-Venantův princip*, který umožňuje zjednodušit skutečné okrajové podmínky úlohy.

V Hookově materiálovém modelu se elastický modul ve smyku určuje pomocí úhlu smyku γ . Za předpokladu, že koeficient $k = \text{tg } \gamma$ je kladný a blíží se k nule, lze použít Hookův model v přiblížení malých deformací.

Vlastní model popisuje i anizotropní materiály. V našem případě, vzhledem k složení stěny, která nemá kolagenní vlákna orientovaná do několika specifických směrů (jsou orientována chaoticky) jej lze považovat za izotropní materiál.

5.5. Měření vnitřního průměru prováděné na magnetické rezonanci.

Měření vnitřního průměru bylo prováděno na magnetické rezonanci, ale i pomocí stereoskopické metody. Bylo provedeno ještě měření pomocí stereomikroskopu NIKON SMZ 1500. K výpočtu zatěžovací plochy $S_{\text{stěny}}$, viz. obr. 6.15, na přemostňující žíle byl použit vzorec:

$$S_{\text{stěny}} = A \cdot B = 2h \cdot \left(2h + \frac{\pi D}{2} \right) \left[\text{m}^2 \right] \quad (6.2)$$

kde h je tloušťka stěny žíly a D je její průměr. Byla naměřena tloušťka stěny cévní $0,205 - 0,106 \cdot 10^{-3}$ m. Střední vnitřní průměr činí $1,94 - 2,05 \cdot 10^{-3}$ m.

Při měření bylo zjištěno, že poměr tloušťky stěny k průměru žíly je 1:10 až 1:20. Tloušťka stěny přemostňující žíly je $0,106 - 0,205 \cdot 10^{-3}$ m. Výsledky se shodují u obou měření, i u měření pomocí stereomikroskopu NIKON SMZ 1500. Diference mezi stereoskopickým měřením a měřením v magnetickém obraze je v řádu mm a lze z tohoto pohledu obě metody srovnat.

Průměrná hodnota destrukční síly:

u přemostňujících žil je **1,05285 N**,

u žilních splavů **4,6825 N**.

Průměrná hodnota meze pevnosti u přemostňujících žil je **$1,2534 \cdot 10^6$ Pa**.

5.6. Výsledky materiálových vlastností přemostňujících žil

V souboru vzorků přemostňujících žil byly experimentálně zjištěny některé další materiálové vlastnosti:

Průměrná hodnota délky měřených objektů byla $10,8611 \cdot 10^{-3}$ m, mediánní hodnota $10,425 \cdot 10^{-3}$ m.

Průměrná síla zatížení $0,27064$ N, mediánní $0,30051$ N.

Průměrné prodloužení objektu v experimentu $0,2706 \cdot 10^{-3}$ m, mediánní $0,25831 \cdot 10^{-3}$ m.

Průměrné relativní prodloužení při zátěži v experimentu $0,2767 \cdot 10^{-3}$ m, mediánní $0,2556 \cdot 10^{-3}$ m.

Průměrná hodnota Youngova modulu pružnosti $0,43991 \cdot 10^6$ Pa, mediánní $0,41139 \cdot 10^6$ Pa.

Průměrný tenzor napětí $23,5831 \cdot 10^6$ N/m², mediánní $23,4282 \cdot 10^6$ Pa.

Podrobnější přehled jednotlivých objektů viz dodatek č. 3. Zhodnocení jednotlivých sloupců hodnot pomocí t-testu udává statisticky nevýznamné rozdíly. Soubor je velmi homogenní ze statistického hlediska, viz. Tabulka 6.3 v dodatku č. 3.

Výsledky provedených experimentů lze shrnout do následujících závěrů:

- hodnoty Lameových konstant u přemostňujících žil jsou $\lambda = 1,92616 \cdot 10^4$ Pa, a $\mu = 1,92526 \cdot 10^4$ Pa
- hodnota modulu stlačitelnosti $K = 6,42656 \cdot 10^5$ Pa.

Při studiu byla provedena i studie žilních splavů mozku vzhledem k tomu, že přemostňující žíly do tohoto silnostěnného a tuhostěnného systému vstupují, ale vždy pod tupým či ostrým úhlem. Úhel

vstupu žil do splavu je $74,63^\circ$ ($11,60^\circ - 161,84^\circ$). Z přední části vstupují žíly pod ostrým úhlem směřujícím ventrálně, v zadní části pod úhlem zavírajícím se dorsálně. Hranicí mezi změnou úhlu je nulová rovina pohybu mozku (jde paralelně s klivem a prochází skrze foramen Monroi).

5.7. Biomechanické vlastnosti žilních splavů:

Splavy mají vysokou tuhost, malou pružnost materiálu. Ve srovnání s biomechanickými vlastnostmi žilního mozkového splavu a přemostující tenkostěnné žíly je významný rozdíl. Podrobněji viz dodatek č. 3.

Prodloužení je 663krát menší u žilního splavu než u přemostující žíly, je nutná 16krát větší tahová síla, Youngův modul pružnosti je velmi vysoký a udává nízkou pružnost stěn splavu, který je tvořen 3 stěnami z tvrdé pleny, tahové napětí je 12000krát větší.

5.8. Kapacitní rezerva odtokového traktu mozku

Využitím hodnot rychlostí toků v přemostujících žilách v závislosti na intrakraniální hodnotě tlaku, kdy se i hodnoty rychlostí toku mění – viz tabulka 6.3. Použitím rovnice kontinuity je možno vypočítat kapacitní rezervu odtokového žilního systému mozku, tedy přemostujících žil mozku. Objemový průtok s jednotkou m^3s^{-1} vypočteme ze vztahu

$$Q_v = Sv = \text{konst.} \quad (6.3)$$

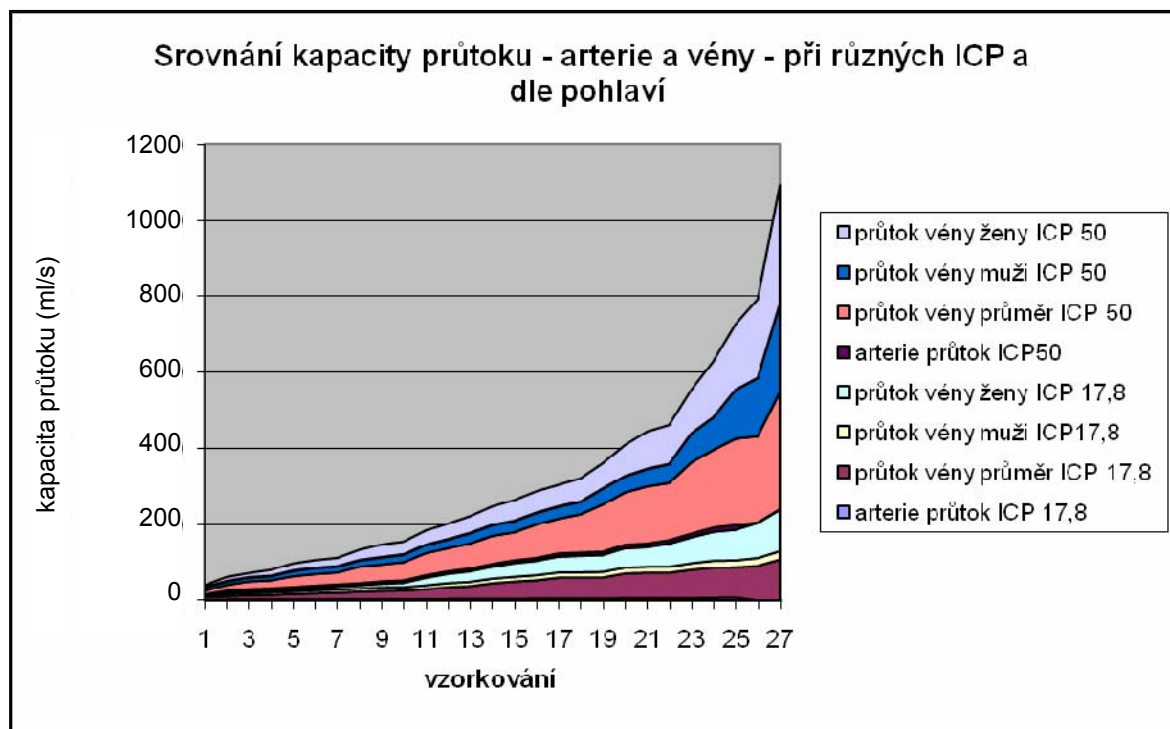
kde v je rychlost toku kapaliny v průřezu S , ρ hustota. Odpovídající hmotnostní tok je $S\rho v$ s jednotkou kg s^{-1} .

Za zjednodušujícího předpokladu jednorozměrného proudění lze psát

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1} = \text{konst.} \quad (6.4)$$

kde S_1, S_2 jsou průřezy v různých místech trubice v nichž jsou v_1, v_2 odpovídající rychlosti toku. Výpočet provedeme při různých intrakraniálních tlacích (ICP) jak ve skupině mužů, tak ve skupině žen tak i pro celé skupiny bez ohledu na pohlaví. Pro různé měřené vzorky je změna kapacity cévního systému uvedena na obr. 6.16 až 6.22. V grafech jsou uvedeny sumární průřezy cévami vypočtené ve vzestupném pořadí dle velikostí. (tedy 1.-27. vzorek u žil, 1.-25. vzorek u tepen).

Ve níže uvedeném grafu je zřetelně viditelný gendrový rozdíl mezi ženami a muži. Uvedenou metodou, viz vztahy (6.3) a (6.4) bylo vypočteno, že poměr muž:žena je 2,9:8 v odtokové části, tedy 2,7x vyšší u žen. Důvodem mohou být některé fyziologické funkce – těhotenství a porod, kdy dochází na delší dobu k zvýšení intrakraniálního tlaku a uzávěrem části žilních struktur by mohlo dojít k výraznému ohrožení existence ženy, dále se na rozdíl může podílet malou částí (asi 2-5%) i velikostní rozdíl. Hodnoty vypočtených poměrů je průměr 102,75 u mužů 33,4, u žen 94,7. Hodnota je bezrozměrná.



Obrázek 5.4. – Srovnání kapacity průtoků – artérie a žíly – při různých ICP a dle pohlaví

Dále na základě studia byla vypočtena:

průměrná plocha $0,4919091\text{cm}^2$,

průměrný objem $1,21747\text{L}$,

průměrná objemová změna $1,27065\text{L}$ u přemostujících žil mozku.

6 Konkrétní výsledky práce

Na základě studie lze rozdělit výtokové části přemostujících žil na 4 typy:

9. krytí arachnoidálními klky,
10. se zvětšením průřezu,
11. se zmenšením průřezu,
12. s vytvořenou chlopní (chorda Willisi).

Utváření výtoku z přemostujících žil bude mít s velkou pravděpodobností vliv na hemodynamické vlastnosti této oblasti. Mechanismus regulace u mozkevého žilního systému je obecně přirovnáván k modelu Starlingova rezistoru. V případě změn ve výtokové části se u zmenšeného průřezu projeví Venturiho jev.

Celý žilní systém mozku vzhledem k biomechanickým parametrům a vlastnostem jednotlivých částí lze rozdělit na 2 základní skupiny – tenkostěnné kolabovatelné a silnostěnné nekolabovatelné. Ve vztahu k prostředí, v němž se tenkostěnné kolabovatelné trubice nacházejí, je lze dále rozdělit do 3 skupin.

Dělení žilního systému mozku:

a) **Tenkostěnný kolabovatelný systém:**

13. subpiální žilní systém,
14. povrchový či hluboký žilní systém – je na povrchu mozkevé tkáně – kora či povrch komor,
15. přemostující žíly.

b) **Silnostěnné nekolabovatelné** – žilní splavy – systém s tuhous, nekolabovatelnou stěnou.

Biomechanické parametry přemost'ujících žil

$$E = 0,41139 \cdot 10^6 \text{ Pa}$$

$$\sigma' = \tau = 23,4282 \cdot 10^6 \text{ Pa}$$

$$\Delta l / l_0 = 0,2556 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

Hodnoty Laméových konstant u přemost'ujících žil: $\lambda = 1,92616 \cdot 10^4 \text{ Pa}$, $\mu = 1,92526 \cdot 10^4 \text{ Pa}$ a hodnota modulu stlačitelnosti $K = 6,42656 \cdot 10^5 \text{ Pa}$.

vnitřní průměr = 1,94 (0,40-5,85) mm

délka = 13,35 (3,93-25,63) mm

průměrný úhel vstupu do splavu(°) = 74,63 (11,60-161,84)

Tloušťka stěny přemost'ující žíly je 0,106 – 0,205mm

Průměrná hodnota destrukční síly:

u přemost'ujících žil je **1,05285 N**,

u žilních splavů **4,6825 N**.

Průměrná hodnota meze pevnosti u přemost'ujících žil je **1,2534 · 10⁶ Pa**.

Při studiu byla provedena i studie žilních splavů mozku z hlediska jejich spojení s přemost'ujícími žilami. Ukázalo se, že přemost'ující žíly vstupují do silnostěnného a tuhostěnného systému vždy pod ostrým úhlem ve vztahu k nulové rovině pohybu mozku. Průměrný úhel vstupu žil do splavu je **74,63°** (11,60° – 161,84°) a mění se plynule ve směru kraniokaudálním.

Splavy mají vysokou tuhost a malou pružnost materiálu. Ve srovnání s biomechanickými vlastnostmi žilního mozkového splavu a přemost'ující tenkostěnné žíly je významný rozdíl. Prodloužení je 663krát menší u žilního splavu než u přemost'ující žíly, je nutná 16krát větší tahová síla, Youngův modul pružnosti je 3,5krát menší a mezní napětí 12krát menší.

Biomechanické parametry splavů žilních:

$$E = 0,118956 \cdot 10^9 \text{ Pa}$$

$$\sigma' = \tau = 1,932795 \cdot 10^9 \text{ Pa}$$

$$\Delta l / l_0 = 16,93733 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

Dále na základě studia byla vypočtena:

průměrná plocha 0,49 cm²

průměrný objem 1,3 L (litru)

průměrná objemová změna 1,3 l u přemost'ujících žil mozku.

Využitím výpočtu pro rovnici kontinuity bylo zjištěno, že poměr muž:žena je 2,9:8 v odtokové části, tedy 2,7x vyšší u žen.

Zjištěné hodnoty biomechanických vlastností části žilního systému lze pak využít k modelování této části cirkulace mozku.

Uvedené konkrétní hodnoty materiálových parametrů mozkových přemost'ujících žil dokumentují, že plánovaných cílů práce bylo dosaženo.

7 Závěr

Práce splnila předpokládané cíle – potvrdila existenci dvojího typu žilního systému mozku z biomechanického pohledu a jeho dělení. Dále zjistila materiálové vlastnosti přemostňujících žil, jejich srovnání s vlastnostmi používanými v literatuře. Modely využívaly hodnoty zjištěné v animálních studiích, rovněž i histologické studie jsou převážně na animálních podkladech. Histologické studie prováděné na lidském materiálu se soustřeďují na žilní strukturu v bílé hmotě a na pialní žíly mozku. Studie přemostňujících žil nebyly na lidském materiálu provedeny od roku 1945.

V práci jsou studovány biomechanické vlastnosti chování přemostňujících žil ve vztahu k teorii tenkostěnných trubic, a analyzováno jejich chování za fyziologických a možných patologických podmínek. Zajímavým jevem se ukazuje existence trvalých vibrací stěny. Studie rovněž poukazuje, že z histologických nálezů je možné rozdělení výtokové části přemostňujících žil, na 4 typy.

V následném studiu se nyní můžeme zaměřit na další modelování toků v žilních strukturách mozku a vyvíjení modelů hemodynamiky mozku, jako autonomního systému lidského těla. V modelech lze pak využít fraktálového modelu větvení mozkových cév [Jung A., 2002], [Ursino M., Lodi C.A., 1998], [Rybackzuk M. et al., 2002].

Seznam použité literatury

- [1] Auer, L.M., Ishiyama, N., Hodde, K.C., Kleinert R., Pucher, R., 1987. effect of intracranial pressure on bridging veins in rats, *Journal of Neurosurgery*, Aug 1987, Vol. 67, No. 2, s. 263-268
- [2] Bernasconi V, Cassinari V., 1956. Un sengo carotidografico tipico di meningioma del tentorio. *Chirurgia* 1956, 11, s. 586-588
- [3] Colebrook C.F., 1939. Turbulent Flow in Pipes with Particular Reference to the Transition Region Between the Smooth and Rough Pipe Law, *J. Institute Civil Eng.*, 1939
- [4] Dastich, A., 2004. Tomografické zobrazovací metody, Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, Brno 2004, ISBN 80-214-2788-4
- [5] Delye, Hans, 2010. "Biomechanical Properties of the Superior Sagittal Sinus-Bridging Vein Complex". *Stapp Car Crash Journal*. FindArticles.com. 19 Jan, 2010. http://findarticles.com/p/articles/mi_hb6171/is_200611/ai_n32422294/
- [6] Diego S., Millán R., Jean H.D. Fasel, Rüfenacht D.A., Gailloud P., 2004. The sphenoparietal sinus of Breschet: Does it exit? An anatomic study, *AJNR: Am. J. Neuroradiol* 25: s.112-120, Janour 2004
- [7] Edvinsson L., Hogestatt E.D., Uddman R., Auer L.M., 1983. Cerebral veins: Fluorescence histochemistry, electron microscopy, and in vitro reactivity. *J Cereb Blood Flow Metab* 1983, 3, s. 226-230
- [8] Ehlich E., Maxeiner H., Lang J., 2003. Postmortem radiological investigation of bridging vein ruptures, *Legal Medicine*, Vol.5, suplement, March 2003, s. 225-227 (3)
- [9] Francke J.P., Dimarino V., Pannier M., Argenson C., Libersa C., 1980. The vertebral arteries. The v 3 atlanto-axoidal and v 4 intracranial segments collaterals (Les artères vertebrales. Segments atlanto-axoïdiens V3 et intra-crâniens V4 collatérales), *Anatomia Clinica* 2, s. 229-242, 1980
- [10] Gao E., Young W.L., Ornstein E., Pile-Spellman J., Qu Yuan Ma., 1982. A theoretical model of cerebral hemodynamics: application to the study of arteriovenous malformations, *Journal of Cerebral blood Flow and Metabolism*, vol.17, No. 8, s. 905-918, 1997
- [11] George B., Laurian C., 1987. *The Vertebrales Artery, Patology et Surgery*. Springer-Verlag Wien New York, 1987, ISBN 3-211-81968-1, ISBN 0-387-81968-1

- [12] Hacker, H., 1968. Über die angiographische Darstellung eines kapillaren Gefäßnetzes am dorsum sellae und seine Deutung als Neurohypophyse, Fortsch. Röntgenstr. 108, s. 141-150, 1968
- [13] Haines, D.E., Frederickson R.G., 1991. The Meninges, chapter 2, Meningiomas, ed. O.Al-Mefty, Raven Press, New York 1991
- [14] Hayashi S., Hayase T., Kawamura H., 1998. Numerical Analysis for Stability and Self-Excited Oscillation in Collapsible Tube Flow, J. of Biomech. Eng. Vol. 120, 1998, s. 468-475
- [15] Hemza J., 1995. A View of the Hemodynamic System of the Cavernous Sinus with respect to diagnosis and therapy, A.Mazzoni, M. Sanna (Eds.): Skull Base Surgery, Update 1, s. 485-494, Kugler 1995
- [16] Hemza J., 2002. The hemodynamic brain veins as thinwall system, International conference on biomechanics of Man 2002, Čejkovice, 12th-15th November, 2002,
- [17] Hemza J., 2003. The Biomechanic Questions surrounding Skull Base, Skull Base An Interdisciplinary Approach, vol.13, suppl.1, s. 16, ISSN 1531- 5010, February, 2003.
- [18] Holzapfel A.G., 2000. Nonlinear solid mechanics. John Wiley & Sons, New York, 2000
- [19] Holzapfel G.A., Gasser T.C., Ogden R.W., 2000. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and comparative study of material models. J. Elast. 61, s. 1-48
- [20] Horný L., Žitný R., Chlup, H., 2008. Strain energy function for arterial walls based on limiting fiber extensibility. In IFMBE Proceedings [CD-ROM]. Berlin: Springer, 2008, s. 1910
- [21] Humphrey J.D., 2002. Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs. Springer-Verlag, NY, 2002
- [22] Jung A., 2002. A mathematical model of the hydrodynamical processes in the brain – a rigorous approach, Regensburg, November 21, 2002
- [23] Kazumata K., Kamiyama H., Ishikawa T., Takizawa K., Maeba T., Makino K., Gotoh S., 2003. Operative Anatomy and Classification of Sylvian Veins for the Distal Transsylvian Approach, Neurol Med. Chri (Tokyo)) 43, s. 427-434, 2003
- [24] King A.I., King H. Y., Khalil T., Ruan J., Zhou Ch., Al-Bsharat A., Zhang L., 2003. WSU Brain Injury Model, Bioengineering Center, Wayne State University Detroit, Michigan, 2003
- [25] Klosovski B.N., 1973. ITAG – Brain Pulsation, Brain Pulsation in Open Skulls and Their Absence in the Hermetically-Closed Skull Cavity. <http://www.trepan.com>, 1973, Brain pulsation.
- [26] Krings T., Erberich S.G., Roessler F., Reul J., Thron A., 1999. MR Blood Oxygenation Level-Dependent Signal Differences in Parenchymal and Large Draining Vessels: Implications for Functional MR Imaging, AJNR Am. J. Neuroradiol., Nov 1999, 20, s. 1907-1914, ISSN: 0195-6108 Online ISSN: 1936-959X
- [27] Lang J., 1992. Album of Neuroanatomy 1-6 et Clinical Anatomy of Brain Stem vessels, fy Bayer, 1992
- [28] Lang J., Köth R., Weiss G., 1981. Über die Bildung die Zuflüsse und den Veflaufe der V.basilaris und V. cerebri interna. Anat.anz. (Jena) 150, s. 385-423,1981
- [29] Lang J., Schneider W., 1989. Über die Venae cerebri supeficiales. Gegenbaursd morph. Jahrb., 135, s. 271-303, 1989
- [30] Lange W., Halata Z., 1979. Comparative study on the pre- and postterminal blood vessels in the cerebellar cortex of Rhesus monkey, cat and rat. Anat Embryol 1979, 158, s. 51-62
- [31] Lasjaunias P, Moret J, Doyon D, Vignaud J., 1978. Collaterales C5 du siphon carotidien: embryologie, correlations radio-anaomiques, radio-anatomie pathologique. Neuroradiology 1978, 16, s. 304-305
- [32] Le Fanu, W., 1962. A Primitive Anatomy: Johann Peyligk's "Compendiosa Declaratio", Annals of The Royal College of Surgeons of England, 31(2), s. 115-119, August 1962
- [33] Leclercq TA, Grisoli F., 1983. Arterial supply of the normal human pituitary gland: an anatomical study. J Neurosurg 1983, 58, s. 678-681

- [34] Löwenhielm P., 1974. Strain tolerance of the vv. cerebri sup. (bridging veins) calculated from head-on collision tests with cadavers, *Medicine and humanities, Social Science and Law*, vol 75, No.2, November 1974, s. 131-144, ISSN 0937-08927, on line 1437-1596
- [35] Luce J.M., Huseby J.S., Kirk W., Hitler J., 1982. A Starling rezistor regulates cerebral venous outflow in dogs, *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 53(6), 1496-1503, 1982
- [36] McConnell E.M., 1953. The arterial supply of the human hypophysis cerebri. *Anat Rec* 1953, 115, s. 175-201
- [37] Moskalenko E., Naumenko A.I., 1973. ITAG – Hemodynamic of Cerebral Circulation, <http://www.trepan.com>, 1973, Brain pulsation, YU.
- [38] Nakagawa Y., Tsuru M., Yada K., 1974. Site and mechanism for compression of the venous system during experimental intracranial pressure, *J. Neurosurgery*, 1974, 41, 4, s. 427-434
- [39] Omori K., Zhang L., Yang K.H., King A.I., 2000. Effect of cerebral vasculature on mechanical response of brain tissue: a preliminary study, *Proceeding 2000 ASME International mechanical engineering congress*, research National center for Injury Prevention and Control CDC Grant No., R49/CCR 503534-10
- [40] Pang Q., Lu Xiao, Gregersen H., von Oettingen G., Astrup J., 2001. Biomechanical Properties of Porcine Cerebral Bridging Veins with Reference to Zero-Stress State, *J.Vasc., Research* 2001, Karger, vol. 38, s. 83-90
- [41] Pang Q., Rasmussen M., von Oettinger M., Astrup J., 1998. The vasomotor response of cerebral bridging veins to change in ICP and pCO₂, 50th Annual Meeting of the Scandinavian Neurosurgical Society, (Nordisk Neurokirurgisk Förening), Oulu, Finland, June 11-14, 1998
- [42] Pang Q., Wang C., Hu Y., Zhang L., Hao X., Zhang Q., Gregerson H., 1986. Experimental study of the morphology of cerebral bridging vein, *Chinases Medical sciences journal: Chung-kuo i hsieh k'o hsieh tsa chih*, Chinese Academy of Medical Sciences, vol. 16, ISSN 1001-9294
- [43] Piechnik S.K., M. Czosnyka, H.K. Richards, P.C. Whitfield and J.D. Pickard, 2001. Cerebral Venous Blood Outflow: a theoretical Model Based on Laboratory Simulation, *Neurosurgery*, 49, s. 1214-1223, 2001.
- [44] Pokorný J., Hemza J., 1993-1996. Změny nitrolebního tlaku u kranioencefalního poranění během anestezie a resuscitační péče a možnosti racionálního ovlivnění, Grant IGA-MZ ČR reg. č. 1685-3, 1993-1996
- [45] Pranevicius M., Pranevicius O., 2002. Cerebral venous steal: blood flow diversion with increased tissue pressure, *Concept and innovations, Neurosurgery*, 51(5), S.1267-1274, November 2002
- [46] Pribram H.F.W., Boulter T.R., McCormick W.M.F., 1966. The roentgenology of the meningo-hypophyseal trunk. *AJR Am J Roentgenol* 1966, 98, s. 583-594
- [47] Reisch R., Vutskits L., Patonay L., Fries G., 1987. The meningohypophyseal trunk and its blood supply to different intracranial structures: an anatomical study. *Minim Invasive Neurosurg* 1996;39:78-81 Tran-Dinh H. Cavernous branches of the internal carotid artery: anatomy and nomenclature. *Neurosurgery* 1987, 20, s. 205-210
- [48] Rhoton A.L., Harris F.S., Renn W.H., 1977. Microsurgical anatomy of the sellar and cavernous sinus. *Clin Neurosurg* 1977, 24, s. 54-85
- [49] Ring, B.A., Waddington M.M., 1967. Intraluminal diameter of the intracranial arteries, *Vasc. Surg.* 1, s. 137-151, 1967
- [50] Roggendorf W., Cervos-Navarro J., 1978. Characterization of venules in the brain; in Cervos-Navarro J., et al. (eds): *Advances in Neurology*. New York, Raven, 1978, vol. 20, s. 39-46
- [51] Roggendorf W., Cervos-Navarro J., 1983. Ultrastructure of venules in human and cat brain; in Auer LM, Loew F (eds): *The Cerebral Veins: An Experimental and Clinical Update*. New York, Springer, 1983, s. 39-46
- [52] Roggendorf W., Cervos-Navarro J., Lazaro-Lacalle M.D., 1978. Ultrastructure of venules in the cat brain. *Cell Tissue Res* 1978, 192, s. 461-474

- [53] Rybaczuk M., Kędzia A., Paradowski L., 2002. Fractal characteristic of brain vessel microangioarchitecture during fetal period, *Med. Sci. Monit.*, 2002, 2, 8, MT145-152, PMID12165752, http://www.MedSciMonit.com/pub/vol_8/no_8/2635.pdf, s. 77-80
- [54] Shane-Tubus R., Loukas M., Shoje M.M., Slater E.G., Oakes W.J., 2008. The venous circle of Trolard, *Bratisl. Lék. listy* 2008, 109 (4), s. 180-181
- [55] Schiller B., 2004. Physiology of cerebral venous blood flow: from experimental data in animals to normal function in humans, *Brain Research Reviews*, Vol. 46, Issue 3, November 2004, s. 243-260
- [56] Sturz, G., 1988. Beiträge zur kraniozerebralen Topographie, Inaug.-diss., Würzburg 1988
- [57] Suzuki Y., Matsumoto K., 2000. Variations of the superficial model cerebral vein: Classification using three dimensional CT angiography, *AJNR Am. J. neuroradiol* 21, s. 932-938, 2000
- [58] Štembera V., Maršík F., Chlup H., 2005. One-dimensional mathematical model of the flow through a collapsible tube with applications to blood flow through human vessels, *Proceedings of the conference Topical Problems of Fluid Mechanics 2005*, Eds: J. Přihoda, K. Kozel, February 16-17, 2005, IT ASCR, ISBN 80-859018-92-7, s. 115-118
- [59] Takahashi M., 1968. On the fine structure of the rat intracranial veins. *Acta Anat Nippon* 1968, 43, s. 238-254
- [60] Thiriet M., 2000. A three-dimensional numerical model of a critical flow in a collapsed tubes, *INRIA, Institut national de recherche en informatique et en automatique*, No. 3867, THME 4, 2000 ISSN 0249-6399
- [61] Ursino M., Lodi C.A., 1998. Interaction among autoregulation, CO₂ reactivity, and intracranial pressure: a mathematical model, *Am. J. Physiol Heart Circ Physiol* 274, H1715-H1728, 1998, 0363-6135/98, vol. 274, issue 5., May 1998, s.1715-1728
- [62] Valarezo Chuchuca Alberto, 2004a. Intracranial carotid rings: a microanatomical study, http://www.medicosecuador.com/espanol/articulos_medicos/40.htm
- [63] Valarezo Chuchuca Alberto, 2004b. Intracranial carotid rings: a microanatomical study, http://findarticles.com/p/articles/mi_hb6171/is_200611/ai_n32422294/ (Hospital Clínica Kennedy A.L.B.O.R.A.D.A. Torre de Consultorios Norte 3er Nivel – Cons No. 319. Guayaquil, Ecuador)
- [64] Vignes J.R., Dagain A., Guérin J., Liguoro D., 2007. a hypothesis of cerebral venous system regulation based on a study of the junction between the cortical bridging veins and the superior sagittal sinus, *J. Neurosurgery*, vol. 107, December 2007, s. 1205-1210
- [65] Wallace S., Goldberg, H.I., Leeds N.E., Mishkin, M.M., 1967. The Cavernous Branches of the Internal Carotid Artery, *American Journal of Roentgenology*, Vol 101, s. 34-46, Issue 1, September 1967
- [66] Walter G.F., Auer L.M., Sayama I., 1983. Morphological analysis of contractile elements in pial and intraparenchymal veins after in vivo perfusion fixation; in Auer L.M., Loew F. (eds): *The Cerebral Veins: An Experimental and Clinical Update*. New York, Springer, 1983, s. 57-63
- [67] Yu Y., Chen Y., Si Z., Zhao G., Xu S., Wang G., Ding F., Luan L., Wu L., Pang Q., 2009. The hemodynamic response of the cerebral bridging veins to changes in ICP, *Neurocritical Care*, November 2009, Humana Press, DOI 10.1007/s12028-009-9299-4
- [68] Zagzoule M., Marc-Vergnes J.P., 1986. A global mathematical model of the cerebral circulation in man, *J.Biomechanics*, vol. 19, No. 12, s. 1015-1022, 1986

Seznam nejpoužívanějších symbolů a zkratek

a., aa.	– artérie, artérie, množné číslo
2D	– planárně selektivní metoda
3D	– objemová technika
A1,A2,M1,M2,C1-5	– označení segmentů mozkových tepen
C1,2,3,4,5	– označení krčních obratlů

F VIII	–	barvení faktor F VIII na endotel
FOV	–	frekvenční kódování
FSE	–	Fast Spin Echo imaging
G ₁ a G ₂	–	hydraulická konduktace proximálního a distálního segmentu artérie
GRE	–	gradientní metoda buzení
h	–	tloušťka stěny
HE	–	hematoxylin eosin barvení
ICP	–	intrakraniální tlak
P ₁ a P ₂	–	intravaskulární tlak odpovídající širokým a malým piálním tepnám
P ₂	–	intravaskulární tlak s příslušné oblasti piálních tepen
P _a	–	střední arteriální tlak mozkových tepen (předpoklad, že se rovná systémovému arteriálnímu tlaku –SAP)
P _c	–	tlak v mozkových kapilárách
P _{ic}	–	intrakraniální tlak
pp	–	počet protonových jader
P _v	–	tlak v mozkových žilách
P _{vs}	–	tlak ve venózních sinech
r	–	vnitřní poloměr
RF signál	–	radiofrekvenční signál
SE	–	spin echo pulssequens
t	–	čas
TE	–	echo time
TOF	–	time of flight
v	–	vény
V ₁ a V ₂	–	krevní objem obsažený v proximálním segmentu.
V ₂	–	krevní objem obsažený v distálním arteriálním segmentu
V _a	–	objem arteriální krve
V _{a+v}	–	objem artérií a žil míchy
VB	–	objem krve
VC	–	objem mozku
V _{cs}	–	objem kavernózního splavu
VCSF	–	objem mozkomíšního moku
V _{ep.p.}	–	objem epidurálních žilních pletení
V _{fm}	–	objem foramen magnum
V _{it}	–	objem infratentoriálního kompartmentu
VK	–	konstantní objem
V _{kap}	–	objem kapilární krve
V _{lit}	–	objem infratentoriální mozkomíšního moku
V _{lp}	–	objem tukové tkáně, vazivových struktur páteřního kanálu etc.
V _{lst}	–	objem supratentoriální mozkomíšního moku
V _{mk}	–	objem mozkového kmene
V _{mm}	–	objem malého mozku
V _{ms}	–	objem míchy
V _{mv}	–	objem velkého mozku
V _p	–	objem páteřního kanálu
V _s	–	objem mozkových žilních splavů
V _{spin}	–	objem spinálního kompartmentu
V _{spin.}	–	objem mozkomíšního moku v páteřním kanále
V _{st}	–	objem supratentoriálního kompartmentu
V _v	–	objem žilní krve
vv.	–	vény, množné číslo
V _{vb}	–	objem přemostujících žil
V _{vsup}	–	objem žil povrchu mozkové tkáně
V _{vt}	–	objem žil mozkové tkáně a subpiálních žil
γ	–	gyromagnetický poměr pro jádra udává v MHz rezonanční kmitočet
ω	–	frekvence excitačního kvanta energie

