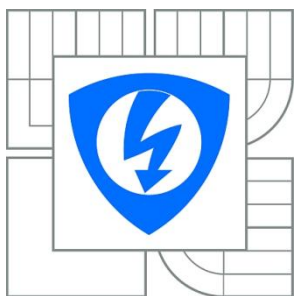




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA NITROLEBNÍHO TLAKU

ANALYSIS OF INTRACRANIAL PRESSURE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

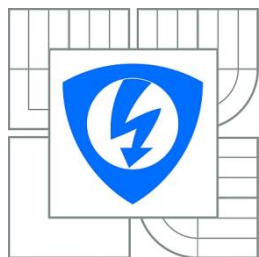
ONDŘEJ PROCHÁZKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Ondřej Procházka

Ročník: 3

ID: 147470

Akademický rok: 2013/14

NÁZEV TÉMATU:

Analýza nitrolebního tlaku

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření a vyhodnocení nitrolebního tlaku (ICP) a popište nejčastěji používané typy měřicích systémů. 2) Navrhněte postup optimálního umístění měřicího systému v nitrolebí v závislosti na typu a umístění patologie. 3) Navrhněte způsob vyhodnocení klinických dat v časové a ve frekvenční oblasti. 4) Proveďte sběr klinických dat. 5) Realizujte vyhodnocení klinických dat využitím programového prostředí MATLAB. Získané výsledky porovnejte se závěry známých studií zabývajících se vyhodnocením měření ICP. 6) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ŠEVČÍK, P. a kol.: Intenzivní medicína. Praha: Galén, 2000, 422 s., ISBN 80-7262-042-8.

[2] NÁHLOVSKÝ, J. a kol.: Neurochirurgie. Praha: Galén 2006, 606 s., ISBN 80-7262-319-2.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Konzultanti bakalářské práce: Ing. Ivo Říha

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření semestrální práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Cílem mé bakalářské práce je literární rešerše problematiky měření a vyhodnocení nitrolebního tlaku. Popsal jsem nitrolební tlak, jeho fyzikální podstatu, anatomii dutiny lebeční, různé přístupy a umístění měřicího systému v nitrolebni.

Rozebral jsem vyhodnocení klinických dat standardními metodami a vysvětlil analýzu ve frekvenční a časové oblasti v programovém prostředí MATLAB. K analýze dat jsem vytvořil skript, který zpracovává data ICP. Vypočítal jsem průměrnou hodnotu ICP, amplitudy a latence vln, RAP index a zobrazil amplitudové spektrum.

Klíčová slova:

mozek, nitrolební tlak, ICP, tlakové senzory, analýza, MATLAB, RAP index

Abstract

The aim of my bachelor's work is the literature review about problematic of measurement and evaluation of intracranial pressure. I describe physical principle of intracranial pressure, anatomy of cerebral ventricle and different accesses and placements of measuring instruments in intracranial place.

Moreover I describe evaluation of clinical data at standard way and explain analysis in frequency and time domain by program MATLAB. I make a script for analysis ICP data. It calculates main ICP, amplitude and latency of waves, RAP index and shows spectrum of amplitude.

Key words:

brain, intracranial pressure, ICP, pressure sensors, analysis, MATLAB, RAP index

PROCHÁZKA, O. *Analýza nitrolebního tlaku*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 46 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Analýza nitrolebního tlaku jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

Podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za pedagogickou pomoc a konzultantovi Ing. Ivo Říhovi za odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 29. 5. 2014

Podpis autora

Obsah

Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	ix
1 Úvod.....	9
2 Nitrolební tlak	10
2.1 Anatomie mozku.....	10
2.2 Vaskulární kompartment	11
2.3 Likvorový kompartment	12
2.4 Hodnoty nitrolebního tlaku.....	12
2.5 Perfuzní tlak mozku.....	13
2.6 Regulační mechanismy.....	14
3 Měření nitrolebního tlaku.....	15
3.1 Indikace měření ICP	15
3.2 Vyhodnocení ICP standardními postupy	15
3.3 Měřicí přístroje	18
3.3.1 Lokalizace měřících přístrojů	18
3.3.2 Typy tlakových senzorů pro monitorování ICP	21
4 Analýza ve frekvenční a časové oblasti	23
4.1 Fourierova transformace.....	23
4.2 Amplitudová spektra.....	24
4.3 Složky ve frekvenční analýze intrakraniálního tlaku	24
4.4 Index tlakově-objemové vyrovnávací rezervy	25
4.5 Algoritmus rozměření ICP.....	26
4.6 Tlakově-reaktivní index.....	27
5 Program	29
5.1 Naměřený signál	30
5.2 Předzpracování dat	31
5.3 Amplitudové spektrum	32
5.4 Rozměření v časové oblasti	33

5.5	Index tlakově objemové vyrovnávací rezervy.....	36
6	Závěr	37
	Literatura	40
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	42
	Seznam příloh.....	Chyba! Záložka není definována.

Seznam obrázků

Obr. 1: Komory mozkové [1]	11
Obr. 2: Mozkové obaly [1]	11
Obr. 3: vztah mezi nitrolebním tlakem a objemem patologického procesu [9]	13
Obr. 4: Popsané vrcholy u jedné vlny ICP [12]	16
Obr. 5: vlny ICP typu A [7]	17
Obr. 6: vlny ICP typu B, sinusové [7]	17
Obr. 7: vlny ICP typu B, „ramp-like“ [7]	18
Obr. 8: vlny typu C [12]	18
Obr. 9: Lokalizace měřících přístrojů [15]	19
Obr. 10: epidurální ICP senzor typu Mammendorf Accurate plus [7]	19
Obr. 11: Metody snímání nitrolebního tlaku značky Codman (A – subdurální, B – parenchymové, C – ventrikulární) [9]	20
Obr. 12: Podstata fiberoptického převodníku [16]	21
Obr. 13: Nákres konce katétru s piezoelektrickým senzorem [16]	22
Obr. 14: Jednotlivé části spektra ICP, [20]	25
Obr. 15: Závislost ICP a AMP a korelační koeficient RAP, [20].	26
Obr. 16: Blokové schéma analýzy ICP v prostředí MATLAB	29
Obr. 17: Celý průběh naměřených dat ICP	31
Obr. 18: Časový průběh jednoho úseku analyzovaných dat ICP	32
Obr. 19: Amplitudové spektrum úseku signálu ICP	33
Obr. 20: Příklad klasifikační matice z jednoho úseku 5 sekund	35
Obr. 21: Výstupní grafy rozměření ICP signálu	35
Obr. 22: RAP index analyzovaného úseku	36
Obr. 23: Rozměřené signály ICP 4 pacientů přes okno 5 s (pacient A: a-c, pacient B: d-f, pacient C: g-i, pacient D: j-l), [21]	39
Obr. 24: Časové rozměření naměřeného ICP signálu po 5 s oknech ze skriptu analiza_casova_oblast_ICP.m, úsek dlouhý 10 h	39

Seznam tabulek

Tab. 1: GSC – Glasgowská stupnice hloubky bezvědomí, [2].....	15
---------------------------------------------------------------	----

1 Úvod

Mozek je základní a jeden z nejdůležitějších orgánů lidského těla. Patologie mozku mají různé příznaky. Jeden z nich je i intrakraniální hypertenze. Z toho důvodu je důležité sledovat nitrolební tlak. Změny intrakraniálního tlaku mohou poukazovat na patologické procesy v nitrolebni, [2].

V první části mé práce popisují nitrolební tlak. Definuji tlak a rozebírám Monro-Kellieho teorii. Nastínil jsem základní anatomii mozku se zaměřením na mozkové pleny a tři základní kompartmenty mozku, které podrobně charakterizují. Vypsál jsem hodnoty nitrolebního tlaku – fyziologické i patologické. Následně zmiňuji pomocnou funkci perfuzního tlaku mozku a regulační mechanismy, které předcházejí intrakraniální hypertenzi.

Třetí kapitola je věnována samotnému měření nitrolebního tlaku. Vysvětluji, při kterých situacích je indikováno měření intrakraniálního tlaku. Celá podkapitola se zabývá standardní ICP analýzou, kde jsou popsány tvary ICP signálu. Nakonec popisují lokalizace měřicích přístrojů a druhy různých intrakraniálních katétrů a hodnotím jejich vlastnosti.

Analýza ve frekvenční a časové oblasti je popsána na základě čtyř různých analýz ve čtvrté kapitole. Jedná se o rozbor ICP signálu ve frekvenční oblasti. Popsání jeho amplitudového spektra. Podrobnější analýzu popisují index tlakově-objemové vyrovnávací rezervy (RAP), rozměření vln ICP v časové oblasti a tlakově-reaktivní index (PRx). První dvě analýzy bylo možné s naměřenými daty ICP provést a jejich praktické provedení je popsáno v páté kapitole a realizováno v příloženém skriptu vytvořeném v programovém prostředí MATLAB. Poslední, tlakově-reaktivní index, je pouze teoreticky popsán, ale k jeho vypočtení je zapotřebí arteriální krevní tlak, který nebyl v rámci mé práce snímán.

Cílem práce bylo zpracovat naměřená data ICP a vytvořit z nich analýzu v časové a frekvenční oblasti, která je popsána a realizována skriptem `analiza_ICP.m`.

2 Nitrolební tlak

Tlak je obecně definován dle rovnice (2.1). V případě nitrolebního tlaku (ICP – intracranial pressure) se jedná o působení tří základních kompartmentů - likvor, krev a mozek - na lebku. U ICP se nejedná o absolutní tlak, který se měří od nulové hodnoty tlaku, vakua, ale o fyziologický tlak, který odpovídá rozdílu měřeného tlaku a tlaku atmosférického v danou chvíli. Udává se v jednotkách mm Hg ze zažitých důvodů. Při přepočtu na hlavní jednotku tlaku v soustavě SI odpovídá 1 mm Hg 133,322 Pa.

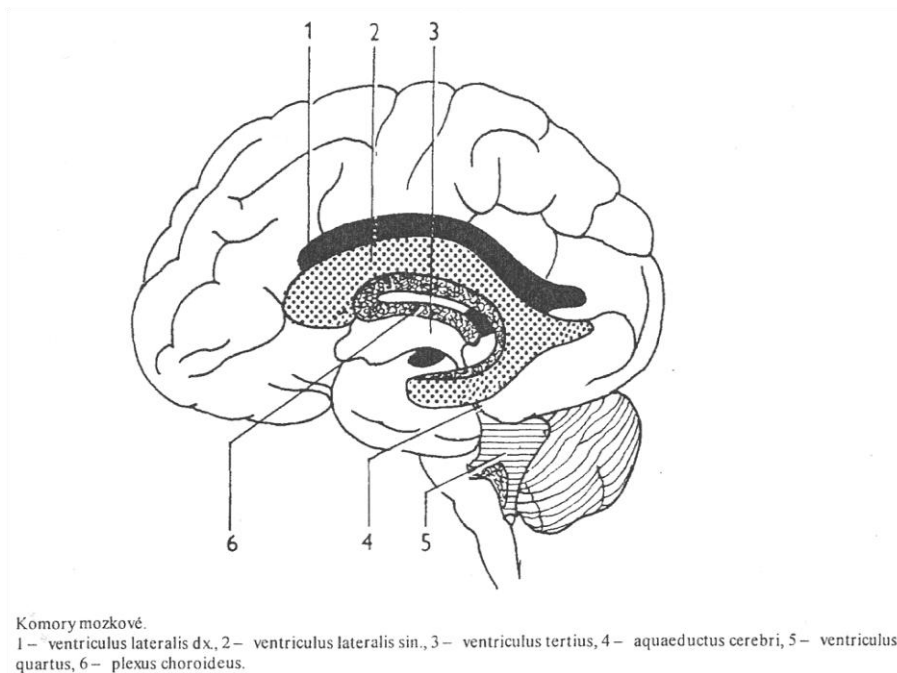
$$p = dF/dS, \quad (2.1)$$

kde p představuje tlak, dF podíl elementární síly působící kolmo na element plochy dS .

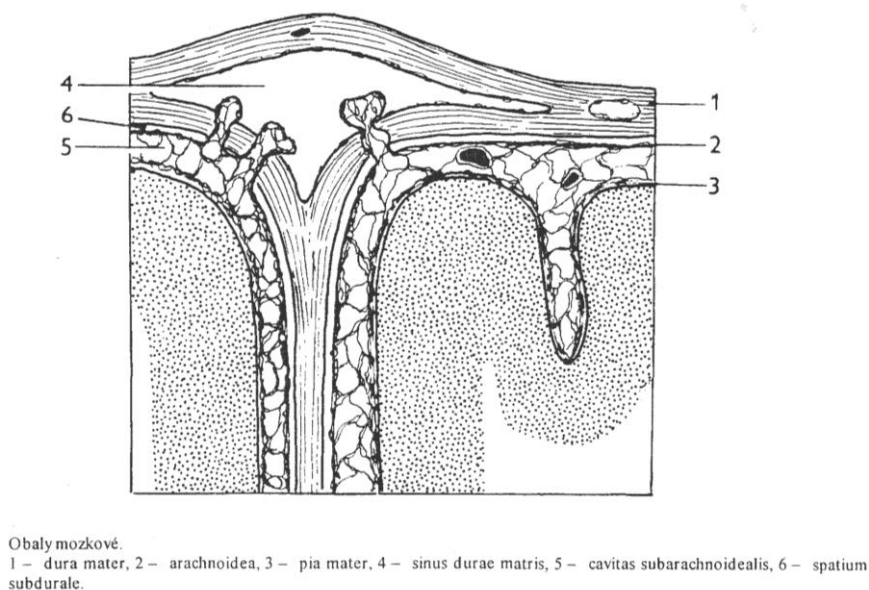
Dle Monro-Kellieho teorie jsou tři zmiňované kompartmenty relativně nestlačitelné a vzestup jednoho z nich musí být kompenzován na úkor ostatních. Nitrolební objem je rozložen na 80 % pro mozek a intersticiální tekutinu – cca 1400 ml, 10 % zaujímá mozkomíšní mok a zbylých 10 % cévní systém – cca 150 ml, [1], [2], [3], [4].

2.1 Anatomie mozku

Mozek se dělí na prodlouženou míchu, Varolův most, mozeček, střední mozek, mezimozek a koncový mozek. V rámci mozku se nacházejí komory, které jsou zobrazeny na Obr. 1. Kolem mozku jsou tři pleny – dura mater encephali, arachnoidea encephali a pia mater. Dura mater encephali, neboli tvrdá plena mozková, je pevně připojena k bazi lební. Jsou v ní proloženy žilní splavy, které odvádějí krev z mozku. Arachnoidea encephali, pavučnice, je bezcévná vazivová blána, která překlenuje všechny cyrus a sulkus. Pia mater je cévnatá plena, která vyplňuje všechny nerovnosti a sulky mozku. Mezi plenami jsou označované prostory subdurální, mezi arachnoidea encephali a dura mater, a subarachnoideální, který se nachází mezi arachnoideou a pia mater, [1].



Obr. 1: Komory mozkové [1]



Obr. 2: Mozkové obaly [1]

2.2 Vaskulární kompartment

Mozek je vyživován z arteria carotis a arteria vertebralis. Tepny na bázi mozku vytvářejí tepenný mozkový Willisův okruh, který vyrovnává tepové vlny a rovnoměrně plní tepny z okruhu vycházející. Žíly v mozku ústí do nitrolebních splavů, které se postupně sbíhají do vnitřních hrdelních žil. Většina krve v mozku je soustředěna v žilách. Za normálních

okolností je krevní průtok mozkem mezi 44–55 ml na 100 g mozkové tkáně za minutu, což odpovídá asi 15 % klidového srdečního minutového výdeje, [1], [2], [4], [5].

2.3 Likvorový kompartment

Mozkomíšni mok je čirá a bezbarvá tekutina. Jeho objem v mozku činí 80–150 ml. Nachází se v komorovém a subarachnoidálním prostoru. Skládá se ze 77 % z vody a dále obsahuje proteiny, glukózu, ionty Ca^{2+} , K^+ , Mg^{2+} a Na^+ . Nejedná se o ultrafiltrát krve, ale tvoří se aktivní sekrecí. Vzniká ze 70 % v oblasti plexus choroideus (Obr. 1: Komory mozkové), která se nachází nad III. komorou (ventriculus tertius). 30% produkce likvoru způsobuje metabolická činnost buněk mozku. Za 24 hodin se vytvoří 500–800 ml likvoru. Ten poté přes foramen interventriculare směřuje do III. komory, ze které je transportována do IV. komory aqueductus cerebri. Nakonec se skrz párová foramina Luschkae a nepárový foramen Magendii vrací pasivně do venózního systému přes granulationes arachnoidales za pomoci vyššího hydrostatického tlaku.

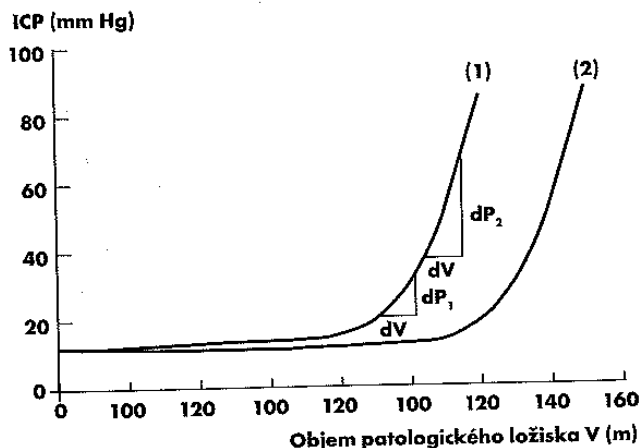
Likvor chrání mozek před poškozením v důsledku otřesů při náhlých pohybech hlavy, protože je v subarachnoideálním prostoru a vytváří tak „kapalinový polštář“. Likvor také ovlivňuje mikroprostředí neuronů a glií. Další funkcí likvoru je odstranění odpadních produktů metabolismu buněk, drog aj., které difundují z krve do CNS. A v neposlední řadě má i funkci imunitní, [1], [6].

2.4 Hodnoty nitrolebního tlaku

Fyziologické hodnoty ICP jsou v klidu pro dospělého člověka v rozmezí 10–15 mm Hg. V leže jsou hodnoty nižší již od 7 mm Hg a pro děti jsou normální hodnoty 3–7 mm Hg. Změna objemu nitrolebního obsahu vyvolá změnu nitrolebního tlaku.

Hodnoty nitrolebního tlaku jsou považovány za patologické při dlouhodobějším překročení hodnoty 20 mm Hg. Globální porucha perfuze je označována při nárůstu ICP nad 50 mm Hg, což může být způsobeno Valsalvovým manévrem (tzn. usilovným výdechem při zavřeném hlasové štěrbině) nebo kašlem. Takto zvýšené hodnoty se vrací do normálu do několika minut. Zvětšené ICP pozorujeme u mozkového edému, zánětu, hematomu, tumoru a u obstrukce žilního a likvorového odtoku (hydrocefalus). Z počátku při těchto patologiích dochází ke kompenzaci regulačními mechanismy. Poté dojde k prudkému nárůstu

nitrolebního tlaku – viz Obr. 3. Křivka závislosti mezi přírůstkem patologie a ICP je parabolická. Lamberg rozdělil nitrolební hypertenzi podle hodnot ICP na čtyři skupiny: lehká (16–20 mm Hg), mírná (21–40 mm Hg), těžká (41–60 mm Hg) a kritická (nad 60 mm Hg).



Obr. 3: vztah mezi nitrolebním tlakem a objemem patologického procesu [9]

Klinický obraz pacienta se zvýšeným ICP je bodavá bolest hlavy se střední intenzitou, zvracení, závratě a městnaná papila, což znamená, že se nitrolebním tlakem omezí transport optickým nervem a dojde k otoku papily. Při dlouhodobém neléčení vede až ke slepotě. Někdy se přidává i bradykardie se změnou krevního tlaku. Zvětší se venózní tlak, zhorší se absorpce likvoru a z toho důvodu se akumuluje CO_2 ve vazomotorických centrech prodloužené míchy a karotických sinusech. To vede k aktivaci dějů, které zachovávají průtok krve cévami, tzv. Cushingova efektu, kdy dojde k arteriální hypertenzi a reflexní bradykardii. Při postižení respiračního centra dochází ke zpomalení a prohloubení dechu. Nakonec selžou regulační mechanismy a vitální funkce pacienta. Dlouhodobě vysoká hodnota ICP může také vyvolat konus, přesun mozkové tkáně ve směru působícího tlakového gradientu, až ke vtlačení. Dochází například k vtlačení tonzil mozečku do foramen occipitale magnum. Na CT se jeví známky nitrolební hypertenze zánikem bazálních cisteren, zúžení, deformací až zánikem komorového systému a zúžením až zánikem subarachnoideálního prostoru na konvexitě mozku [2], [4], [7], [8], [10].

2.5 Perfuzní tlak mozku

Z naměřeného ICP společně s průměrným krevním tlakem se počítá perfuzní tlak mozku – CPP (ang. cerebral perfusion pressure). Jedná se o tlak, pod kterým krev protéká oblastí mozku. Vypočítává se jako rozdíl průměrného arteriálního tlaku (MAP) a ICP – viz (2.2).

Z uvedeného vztahu vyplívá, že pokud je ICP vysoké a CPP dosahuje nízkých hodnot (pod 70 mm Hg) dochází k poklesu arteriálního tlaku a tkáně mozku se dostávají do ischemie, nejsou dostatečně prokrvené a to vede k jejich poškození. K nízkým hodnotám CPP dochází také při vyčerpání autoregulačních mechanismů. Normální hodnoty CPP se pohybují mezi 70 a 90 mm Hg.

$$CPP = MAP - ICP [mmHg] \quad (2.2)$$

2.6 Regulační mechanismy

Krev je nejrychleji měnící se složka v nitrolebním objemu. Dochází k vazodilataci, rozšíření cév, nárůstem koncentrace CO₂ nebo středního arteriálního tlaku. Kompenzační mechanismus krve spočívá v tom, že se objem likvoru zmenší vstřebáním se z nitrolebních splavů do horní duté žíly. Problém nastane při obstrukci žil, která vyřadí tento kompenzační mechanismus, a dojde k výraznému zvětšení ICP, [2].

Mozkomíšni mok je regulačním mechanismem při nárůstu tkáně. Likvor se přesune do míšního subarachnoidálního prostoru, dojde ke zvýšené resorpci a tím se zmenší objem likvoru v nitrolebním prostoru, [2].

3 Měření nitrolebního tlaku

Měření ICP bylo poprvé použito v praxi před 30 lety a jednalo se v tu dobu pouze o pomocnou informaci k léčbě pacientů s poraněním hlavy, [11].

3.1 Indikace měření ICP

K měření nitrolebního tlaku se uchylujeme v následujících situacích:

- hodnota GSC ≤ 8 a patologický nález na CT
- hodnota GSC ≤ 8 a normální nález na CT, ale splněny další dvě podmínky:
 - věk nad 40 let
 - porucha hybnosti
 - epizoda hypotenze s poklesem systolického tlaku pod 90 mm Hg
- nutnost operace pro jiné poranění
- nutnost použití PEEP více než 5 cm H₂O

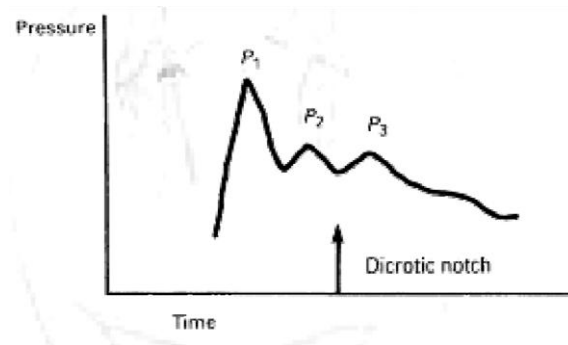
Otevření očí	spontánně	4
	na oslovení	3
	na bolest	2
	ne	1
Slovní odpověď	orientován	5
	zmatený	4
	nepřiléhavá slova	3
	nesrozumitelné zvuky	2
	ne	1
Nejlepší motorická odpověď	uposlechne výzvy	6
	lokalizuje bolest	5
	flexe na bolest	4
	patologická flexe	3
	extenze na bolest	2
	ne	1

Tab. 1: GSC – Glasgowská stupnice hloubky bezvědomí, [2]

3.2 Vyhodnocení ICP standardními postupy

Analýza nitrolebního tlaku se zavedla k zjištění kraniospinální poddajnosti a těsnosti. V křivce ICP lze pozorovat pulzní vlnu, která je generovaná arteriálním krevním tlakem. Ten

je přenášen na lebeční dutiny krví proudící velkými arteriemi. Vlna je dále transformována tvrdou lebkou a jejími součástmi. U zdravého mozku se vyskytují sinusové diastolické poklesy s několika harmonickými složkami. V diastole je možné pozorovat pomalý pokles, který značí těsnost neboli tuhý nepoddajný mozek.

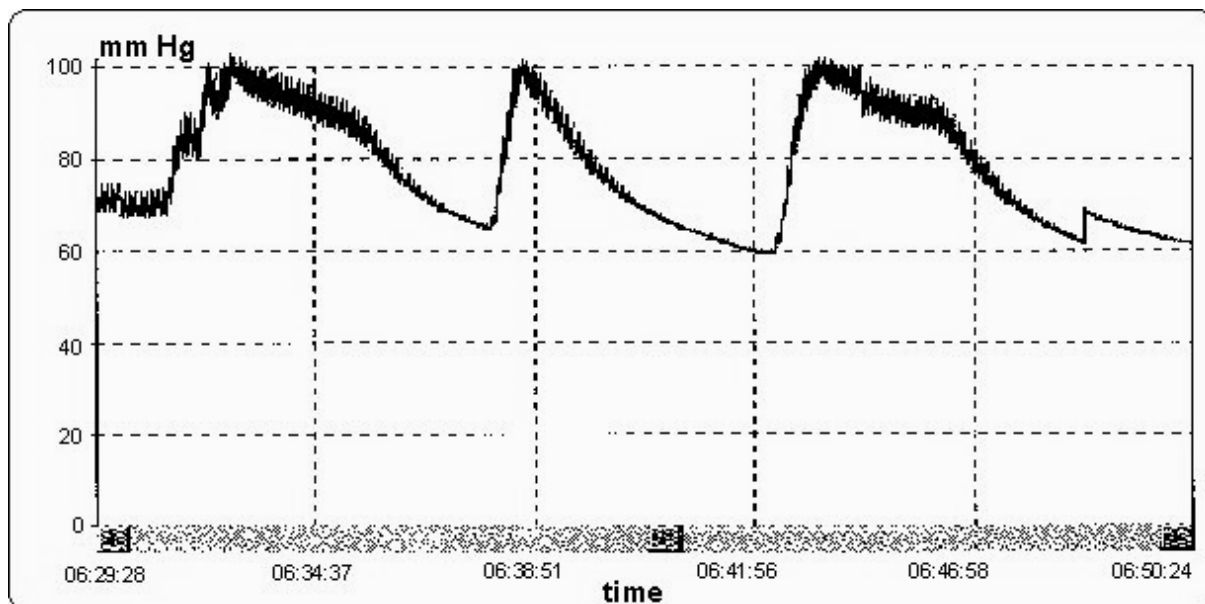


Obr. 4: Popsané vrcholy u jedné vlny ICP [12]

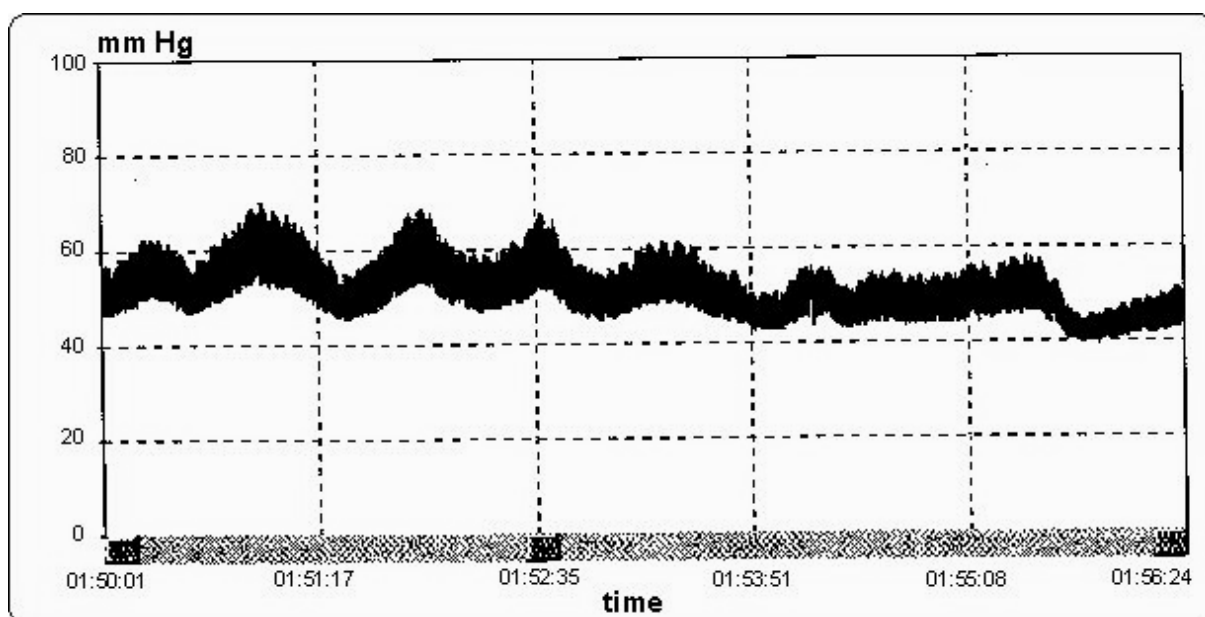
ICP vlna je složena ze tří různě velikých vrcholů a dikrotického zářezu. Všechny tyto vlastnosti jsou vlně dodávány pulzací krve v cévách. 1. peak P1, označovaný jako perkusní vlna, je měřitelný v době srdeční systoly komor. Při fyziologickém nitrolebním tlaku je největší, ostrý a s konstantní amplitudou. Přílivová vlna, peak P2, končí dikrotickým zářezem. Její amplituda by měla odpovídat hodnotám mezi peaky P1 a P3, který následuje po dikrotickém zářezu. Je způsoben vibracemi při uzavření aortálních chlopní. Patologie ovlivňují velikost jednotlivých peaků. Například hypertenze, vysoký krevní tlak, zvětší hodnotu amplitudy P1, mozková léze zvětší amplitudu P2.

Z dlouhodobějšího, několika minutového záznamu ICP můžeme pozorovat pohyby vývoje křivky. Dle Lundberga a Gaaba je dělíme do tří skupin: A, B a C. Vlny typu A, „plateau waves“ (viz Obr. 5), představují rychlý vzestup ICP o desítky mm Hg po dobu 5 až 30 minut s následnou spontánní redukcí ICP do výchozích hodnot. Tento vývoj se několikrát opakuje, popřípadě dojde k terminálnímu zvýšení nitrolebního tlaku, na kterém se již křivka ustálí. A vlny způsobuje zvýšený intrakraniální krevní objemem. B vlny jsou popsány jako ostré vzestupy ICP z normálních hodnot na hodnoty ICP 20 mm Hg a více s následným rychlým poklesem, s frekvencí 0,5 až 3 krát za minutu. Typ B dále dělíme na sinusové (viz Obr. 6) a „ramp-like“ vlny (viz Obr. 7). Sinusové B vlny jsou způsobeny změnami krevního tlaku, dechem nebo změnou koncentrace CO₂. „Ramp-like“ vlny jsou produkovány chrápáním. C vlny (viz Obr. 8) mají vzestupy ICP vyskytující se 4 až 8 krát za minutu s maximální amplitudou 20 mm Hg a jsou způsobeny interakcí srdečního a dechového cyklu.

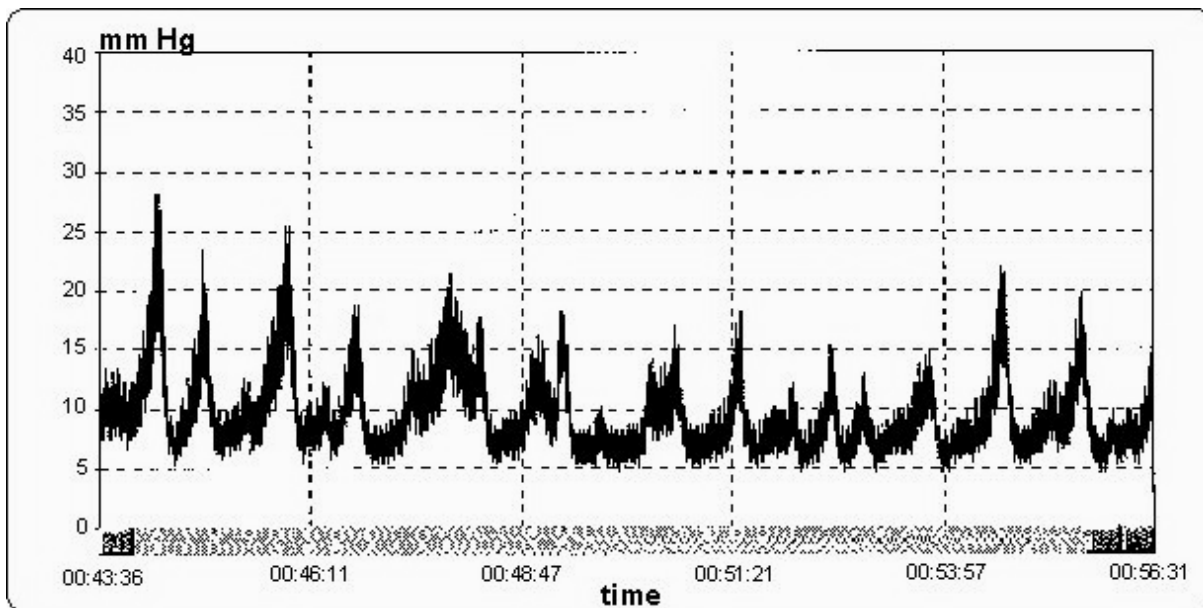
Pozorujeme je i na záznamu nitrolebního tlaku u zdravého člověka. Na křivce ICP se mohou nalézat i artefakty vyvolané pohybem pacienta, endotracheální odsávání nebo hyperventilaci, [7], [11], [12], [13], [14].



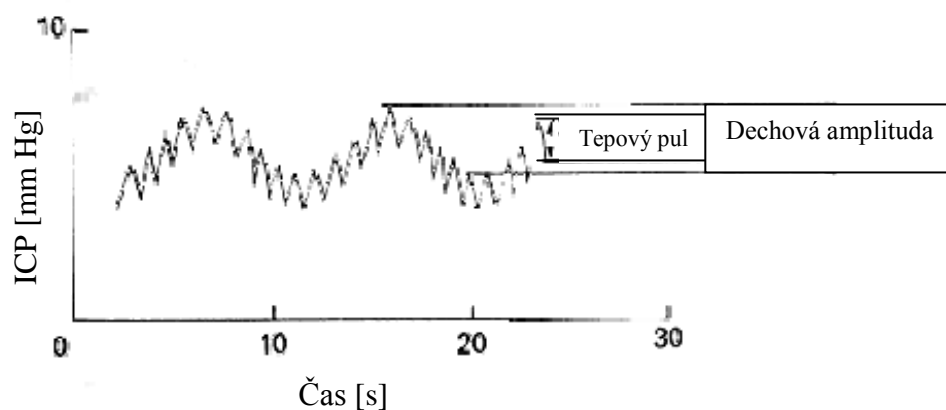
Obr. 5: vlny ICP typu A [7]



Obr. 6: vlny ICP typu B, sinusové [7]



Obr. 7: vlny ICP typu B, „ramp-like“ [7]

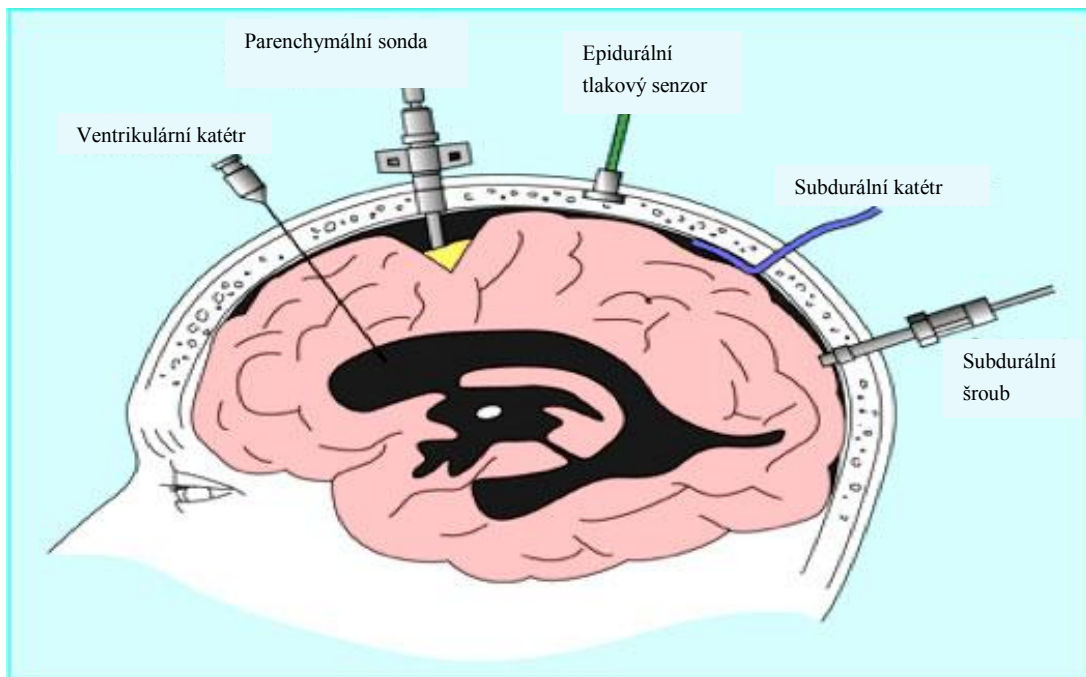


Obr. 8: vlny typu C [12]

3.3 Měřicí přístroje

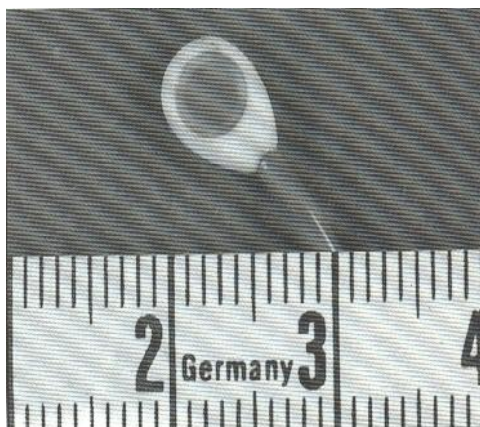
3.3.1 Lokalizace měřicích přístrojů

Katétry na měření ICP se zavádí do prostoru mozku do různých vrstev. Můžeme je lokalizovat do mozkových dutin nebo do mozkové tkáně – viz Obr. 9.



Obr. 9: Lokalizace měřících přístrojů [15]

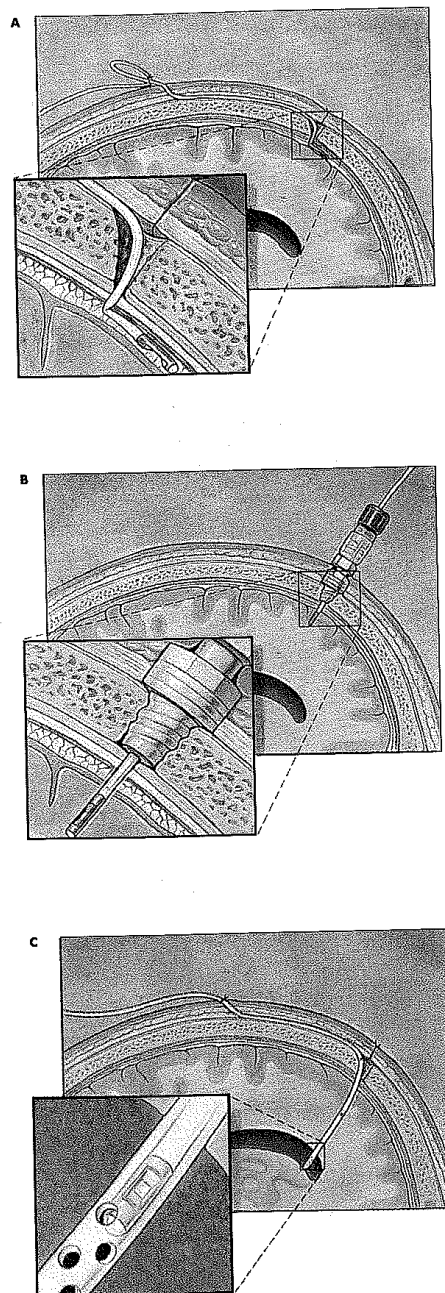
Epidurální tlakový senzor (Obr. 10) je používán již od roku 1952. Jeho nespornou výhodou je aplikace do lebky, tudíž nedojde k penetraci mozku a není nebezpečí infekce. Na druhou stranu touto metodou nelze drénovat likvor pro uvolnění tlaku. Navíc lebka pro správné měření musí být neporušená a senzor musí být přesně uložen do návrtu pro optimální funkčnost, jinak může dojít k falešným vysokým tlakům.



Obr. 10: epidurální ICP senzor typu Mammendorf Accurate plus [7]

Monitorovací přístroje v subdurálním prostoru (Obr. 11 – A) vyhodnocují tlak pouze povrchního mozkomíšního moku. Při tomto umístění může dojít k tlumení oteklým mozkem

nebo ke snadnému driftu. Není zasáhnuto do mozkového parenchymu. Implementuje se otvorem v lebce. Mozkomíšní mok touto metodou nelze drénovat.



Obr. 11: Metody snímání nitrolebního tlaku značky Codman (A – subdurální, B – parenchymové, C – ventrikulární) [9]

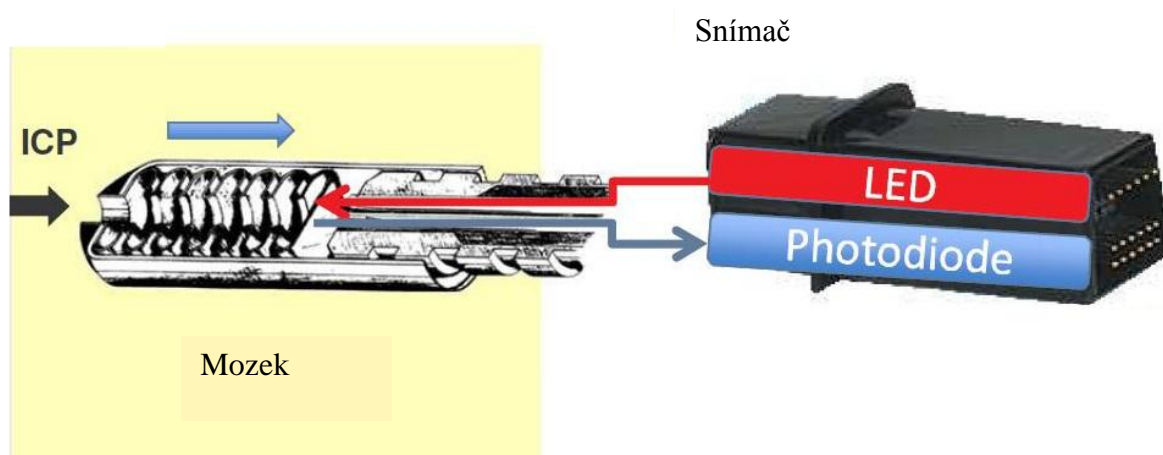
Parenchymální sondy (Obr. 11 – B) se umisťují do frontální kosti před koronární šev za hranici vlasaté části hlavy asi 2–3 cm před bregma – bod na vrcholu lebky, kde se stýkají šípový a věnčitý šev. Sonda se zasune až 3 cm do parenchymu a zafixuje se šroubem. Díky této jednoduché implantaci je měřená ICP tímto způsobem široce rozšířená.

Za zlatý standard je považovaná metoda ventrikulárního měření (Obr. 11 – C). Měření se provádí klasickým způsobem prostřednictvím katétru, na jehož nedominantním předním rohu je připojen externí snímač tlaku. Výhody této metody jsou trvalé nebo přerušované drénování likvoru pro snížení ICP a opakovaná kalibrace. Nevýhodou je zvyšující se výskyt infekce s rostoucím časem. Při této metodě se vyskytují také artefakty – zkreslení, blokování katétru nebo dislokace systému, neboli měření v jiné oblasti mozku, [2], [3], [5].

3.3.2 Typy tlakových senzorů pro monitorování ICP

K měření ICP se využívají čtyři druhy tlakových převodníků – zevní, fiberoptický, mikročipový a balónkový. Nejpoužívanější v praxi je balónkový tlakový převodník.

Zevní tlakový převodník měří intraventrikulární tlak nepřímo pomocí odporu na vodičích v katétru. Ty jsou fixovány k membráně, která se pohybuje při změnách tlaku. Tím dochází ke změnám délky vodičů a tím je dána změna elektrického odporu. Změny odporu jsou tak malé, že na jejich zaznamenání se využívá složitý elektrický obvod – Wheatstoneův můstek. Výsledný odpor je převeden na tlak. Tato metoda má nevýhodu ve výběru neutrální úrovně – nulovací umístění. Pro kalibraci se využívá úroveň vnějšího zvukovodu vleže nebo na úrovni kořene nosu v boční poloze. Kalibrace je nutná při každém pohybu pacienta, pokud není senzor fixován k lebce.

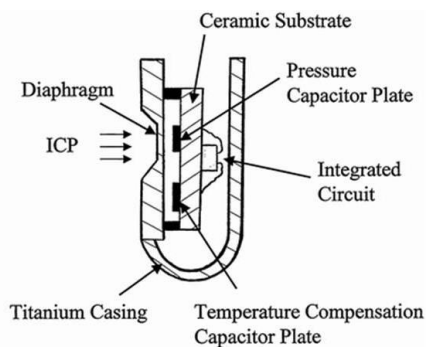


Obr. 12: Podstata fiberoptického převodníku [16]

Fiberoptické převodníky jsou zaváděny do ventrikulárního, parenchymálního nebo subdurálního prostoru. Katétre je vynulován na hodnotu atmosférického tlaku těsně před zavedením. Poté již nelze katétre kalibrovat. Při této metodě dochází k odrazu vyzářeného

světla z LED zářiče na membráně na konci katétru, která je senzitivní na tlak. Zpět se odráží světlo nebo změněné spektrum k přijímači – fotodiodě. Signál je zesílen a převáděn na hodnoty tlaku.

Převodník s mikročipem je založen na podstatě piezoelektrického jevu. Senzor se nachází v titanové kapsli na konci katétru. Senzor je miniaturizovaný silikonový mikročip s piezoelektrickými komponenty, který je napojen na vodiče. Při tlaku na senzor se vytváří elektrické napětí, které je snímáno a převedeno na hodnoty tlaku. Kalibrace se provádí na atmosférický tlak před zavedením a již nelze znova nulovat.



Obr. 13: Nákres konce katétru s piezoelektrickým senzorem [16]

Posledním typem je systém vzduchového balóneku. Jde o vzduchem naplněný balónek umístěný na konci katétru, který převádí tlak přes vzduchový polštář na senzor umístěný vně pacienta. Díky udržování stálého objemu vzduchu v balóneku je přenášený tlak roven zevnímu tlaku. Systém se sám nuluje na hodnotu atmosférického tlaku každou hodinu, [3], [7], [11], [16].

4 Analýza ve frekvenční a časové oblasti

Analýza ICP má potenciál poskytovat další informace o patofyziologických procesech. V klinické praxi se momentálně žádná aplikace na širokém základě nepoužívá. Je to způsobeno několika faktory. Většina softwaru pro analýzu intrakraniálních pulzních tlaků není komerčně dostupná. Zpracování dat je složité. Interpretace výsledků je obtížná a role různých vlastností vln doposud nebyla jasně definována, [25].

Křivka ICP dat se skládá z několika kompartmentů, které se v časové oblasti překrývají, ale mohou být separované ve frekvenční oblasti. Pro podrobnější analýzu ICP je tedy výhodná spektrální analýza signálu. Spektra vyjadřují závislosti amplitudy a fáze jednotlivých komponentů signálu na frekvenci. Zjišťují se různými transformacemi. Ve spektrální analýze signálu ICP bylo využito Fourierovy transformace a zanedbal se fázový komponent signálu, [17].

4.1 Fourierova transformace

Za pomoci Fourierovy transformace lze každý analogový signál rozložit do řad posloupnosti harmonických vln a následně zobrazit spektrum. V rámci analýzy ICP pracujeme s diskretním signálem, který byl navzorkován s určitou vzorkovací frekvencí z analogového spojitého signálu. Vzorkovací frekvence f_{vz} musí mít minimálně dvojnásobnou frekvenci, než je maximální frekvence obsažena v signálu ω_{max} . Jedná se o tzv. vzorkovací teorém viz (4.1). Pokud by nebyla nerovnost ze vzorkovacího teorému splněna, došlo by k aliasingu, neboli překrytí spektra.

$$\omega_{max} < \frac{f_{vz}}{2} \quad (4.1)$$

Spektrum signálu lze vyjádřit vzhledem k linearitě Fourierovy transformace jako součet spekter posunutých a váhovaných Diracových impulsů. Z této vlastnosti transformace vyplývá, že se opírá pouze o hodnoty vzorků a tudíž může být počítána i pro diskretní signál. Fourierova transformace diskretního signálu f_n (DFT – z angličtiny discrete Fourier transform) je dána rovnicí (4.2). DFT se provádí u diskretních signálů zleva omezených a s konečnou délkou N . Výsledná posloupnost F_k je komplexní a rozlišujeme u ní reálnou složku amplitudového spektra a imaginární složku fázového spektra signálu.

$$DFT\{f_n\} = F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-\frac{j2\pi nk}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.2)$$

Fourierova transformace je výpočetně náročná. Z toho důvodu se používá rychlého algoritmu výpočtu DFT, který se nazývá rychlá Fourierova transformace (FFT – z anglického fast Fourier transform). Tento algoritmus publikovali Cooley a Tukey v roce 1965. Jedná se o efektivní výpočet DFT a speciální označení nemá z hlediska vlastností výpočtu kromě rychlosti jiné opodstatnění. Rychlejších výpočtů se docílí rozdělením transformovaného signálu na součin řídkých matic. Postupně se vypočítají menší diskrétní Fourierovy transformace a navzájem se zkombinují, přičemž odpadne většina zbytečně zdouhových operací, [17], [19].

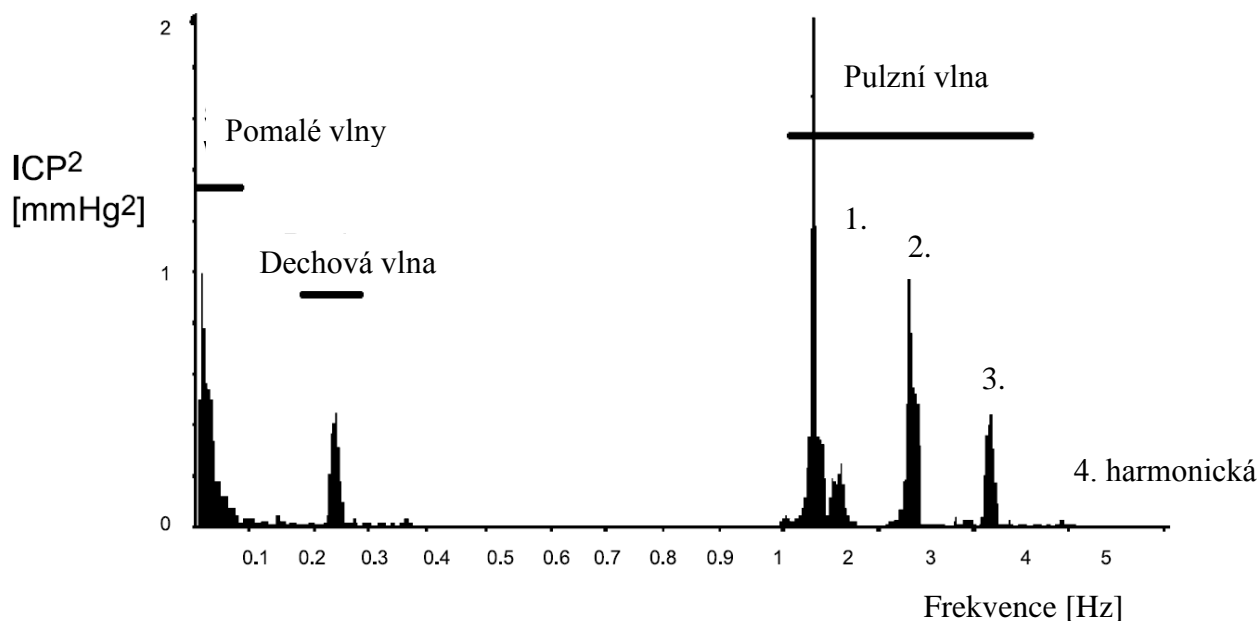
4.2 Amplitudová spektra

Jak už bylo zmíněno, pro analyzování naměřeného průběhu ICP je z komplexního výpočtu DFT pouze reálná složka, která odpovídá amplitudovému spektru signálu. Reálnou složku získáme, když použijeme absolutních hodnot DFT. Podělením délkou signálu získáme poloviční velikost zastoupení jednotlivých frekvenčních složek signálu, [19].

4.3 Složky ve frekvenční analýze intrakraniálního tlaku

Komponenty spektra ICP křivky můžeme rozdělit na tři části – frekvence pulzní amplitudy a její harmonické frekvence, dechové frekvence a pomalé vlny (angl. „slow waves“) – viz. Obr. 14.

Frekvence kolem 1 Hz a následující harmonické frekvence s klesající amplitudou odpovídají amplitudě srdečního tepu – tato složka spektra se označuje speciální zkratkou AMP. Již bylo popsáno, že samotná jedna vlna ICP je modulována krevním tlakem. Dechová frekvence (fyziologické hodnoty dechové frekvence 8–20 dechů/min) je ve spektru zobrazena kolem 0,14–0,33 Hz. V časovém průběhu křivky ICP lze pozorovat pravidelné oscilace střední hodnoty ICP, ale samotná amplituda této složky není vysoká, takže signál není zkreslován. Poslední zajímavou částí amplitudového spektra jsou frekvence pomalých vln, které odpovídají frekvencím 0,05–0,0055 Hz. Odpovídají B vlnám. S čím větší amplitudou, tím větší je ukazatel patologických procesů, [20].

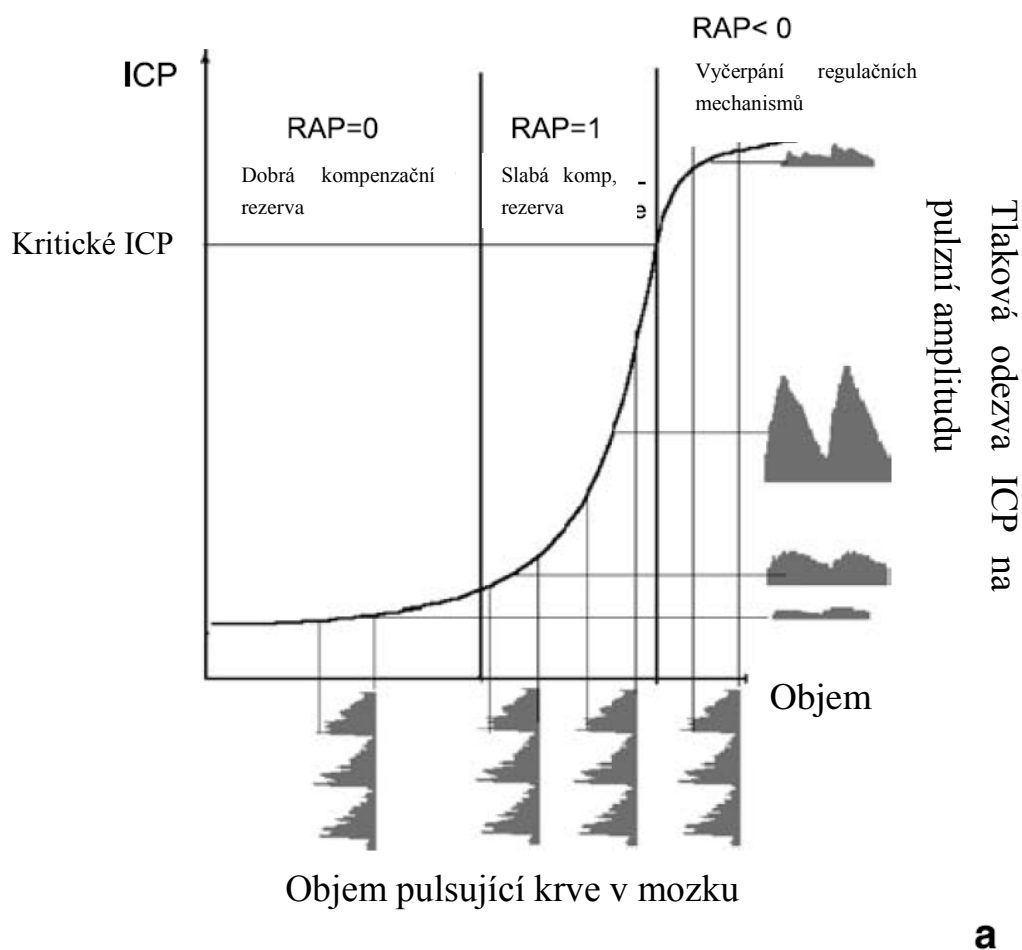


Obr. 14: Jednotlivé části spektra ICP, [20]

4.4 Index tlakově-objemové vyrovnávací rezervy

V článku časopise Acta Neurochir popsali vědci analýzu frekvenčních složek v rámci indexu tlakově-objemové vyrovnávací rezervy (ang. Pressure-volume compensatory reserve index – zkr. RAP). Tento index odpovídá korelačnímu koeficientu R mezi AMP amplitudou a středním tlakem v časovém okně 5 sekund. Teoreticky, RAP index indikuje vztah mezi ICP a změnami v objemu intrakraniálního prostoru.

Nabývá, jakožto korelační koeficient vždy hodnot od -1 do $+1$. RAP kolem 0 indikuje malou, popřípadě žádnou synchronizaci mezi změnami AMP a středním ICP. V tomto případě je stále dostatečná tlakově-objemová vyrovnávací rezerva při nízkém ICP. Když se RAP index zvýší k hodnotě $+1$, dochází k snižování vyrovnávací rezervy. ICP je modulováno AMP. Hodnota RAP indexu k $+1$ indikuje zvětšení jednoho ze tří kompartmentů intrakraniálního prostoru. Takováto hodnota RAP obvykle následuje po úrazu hlavy nebo otoku mozku. Při stále se zvyšujícím ICP dochází k poklesu hodnoty AMP a RAP index klesá pod 0 do záporných hodnot. Taková situace nastává při vyčerpání regulačních mechanismů v intrakraniálním prostoru. Zvýšení ICP zapříčiní dilataci mozkových artérií a dochází ke kolapsu mozku, [20].



Obr. 15: Závislost ICP a AMP a korelační koeficient RAP, [20].

4.5 Algoritmus rozměření ICP

Kontinuální záznam ICP je nápomocný v léčbě pacientů s poraněním hlavy, mrtvicí nebo hydrocefalem aj. Fyziologické hodnoty ICP jsou známé. Jenomže dle Obr. 3 je jasné, že patologie ovlivňuje ICP až po určitém zvětšení a v tu chvíli již intrakraniální tlak roste s velice rychlou odezvou na změnu objemu patologie. Z toho důvodu se vytvořil algoritmus rozměření kontinuálního záznamu ICP po malých oknech – obvykle 5–15 sekund. Metoda rozměření ICP se skládá ze tří částí – lokalizace jedné vlny ICP, změření hodnoty minima a maxima jedné vlny ICP a vypočtení amplitudy, zprůměrování hodnot amplitud jednotlivých vln ICP v časovém okně. Tyto hodnoty mají větší výpovědní charakter než samotná průměrná hodnota ICP.

Dle hlavního kritéria metod (ang. General Methods Criteria), každý vrchol a pokles vlny musí být ve dvojici a jejich rozdíl hodnot determinuje její absolutní hodnotu amplitudy. Časové okno, které hledá takové dvojice, má $\frac{3}{4}$ s. V takovém okně se prvně hledají minima – poklesy vlny. K nim se hledá maximum vlny v dalším okně s $\frac{3}{4}$ s, které odpovídá vrcholu

vlny. V rámci jedné vlny ICP nemůže být nalezeno více minim a maxim, každá vlna má svoji jedinou dvojici maxima-minima. Je zamezeno tomu, aby byla nalezena dvě minima v jednom místě nebo aby maximum bylo ve stejném místě jako minimum.

Následně jsou u nalezených minim a maxim rozměřené hodnoty amplitud ($SW.dP$) a náběhové doby ($SW.dT$). Dle kritéria pro jednu vlnu (ang. Single Wave Criteria) musí být $SW.dP$ v rozmezí 1,0 a 35,0 mm Hg a $SW.dT$ v rozmezí 0,08 a 0,40 s. Každá dvojice minima maxima je hodnocena tímto kritériem a vlny mimo toto kritérium nejsou použité v další analýze.

V rámci jednoho 5 s okna se hodnoty $SW.dT$ a $SW.dP$ kategorizují do matice, kde řádky odpovídají kategoriím doby náběhové doby a sloupce odpovídají kategoriím amplitudy. Skupiny v řádku jsou definované jako rozmezí jedné setiny sekundy a jejich průměr tohoto rozmezí jim přiřazuje hodnotu. Sloupcové kategorie mají rozmezí 0,5 mm Hg a jejich průměr jim přiřazuje hodnotu samotné kategorie. Do matice se ukládá pouze četnost nálezu určitého typu vlny.

Následně je vypočtena průměrná hodnota náběhové doby ve vztahu k amplitudě. Vypočte se hodnota m_i , součet jednotlivých $SW.dP$ v rámci jednoho řádku, kategorie $SW.dT$ – viz (4.3). Samotná střední hodnota náběhové doby (\overline{dT}) za okno 5 s se vypočte dle vzorce (4.4).

$$m_i = \sum_{j=1}^c A_j w_{ij} , \quad (4.3)$$

kde A_j odpovídá hodnotě kategorie sloupce, w_{ij} je počet výskytu v 5 sekundovém okně a c odpovídá počtu kategorií sloupců, i pořadí řádku a j pořadí sloupce.

$$\overline{dT} = \frac{\sum_{i=1}^r m_i B_i}{\sum_{i=1}^r m_i} , \quad (4.4)$$

kde B_i je hodnota kategorie řádku a r odpovídá počtu kategorií řádků.

Průměrná hodnota amplitudy (\overline{dP}) ve vztahu k náběhové době se počítá obdobně, ale členy rovnice jsou pozměněné – viz rovnice (4,5) a (4,6), [21], [22].

$$m_j = \sum_{i=1}^r B_i w_{ij} \quad (4.3)$$

$$\overline{dP} = \frac{\sum_{j=1}^c m_j A_j}{\sum_{j=1}^c m_j} \quad (4.4)$$

4.6 Tlakově-reaktivní index

Další možností analyzovat ICP je prostřednictvím tlakově-reaktivního indexu (ang. Pressure-reactivity index, PRx). Základní analýza tohoto indexu spočívá v hodnocení

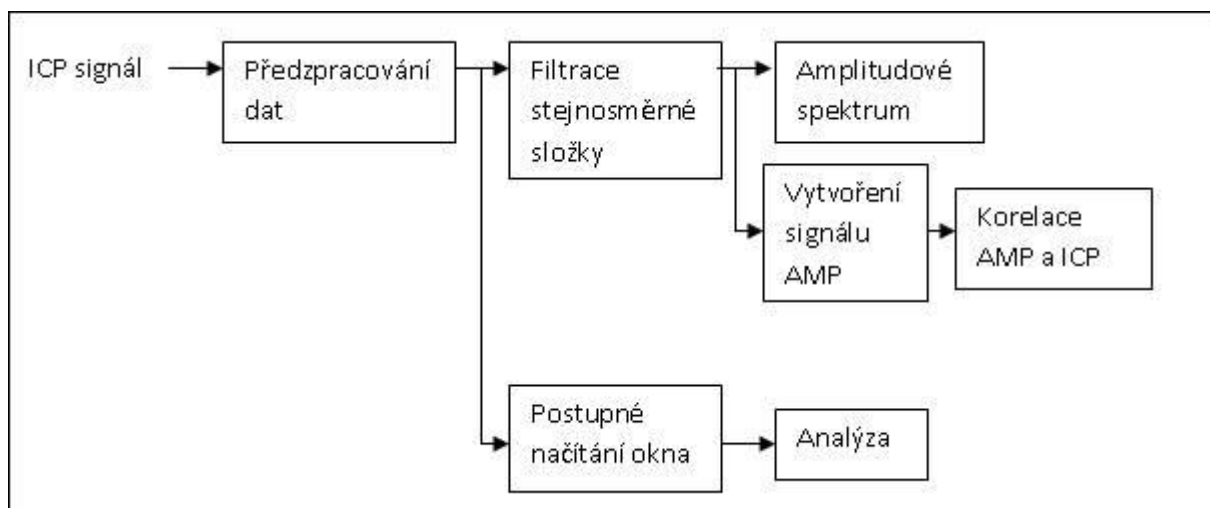
cerebrovaskulárních reakcí. Pozoruje se odezva ICP na pomalé spontánní změny amplitud krevního tlaku – zkr. ABP (ang. arterial blood pressure).

V případě normální regulace krevního tlaku cévního řečiště v mozku dochází k vazokonstrikci, zúžení cév, a vazodilataci, rozšíření cév. V tomto případě jakékoli změny ABP docílí většího nebo menšího objemu cerebrální krve a změně ICP. Když dojde k narušení regulace krevního tlaku, jakákoli změna v ABP je pasivně transportována do ICP.

PRx se vypočte obdobně jako RAP index. Jedná se o korelaci průměrných hodnot ABP a ICP v rámci časového okna – používá se okno o 5 s. Pozitivní PRx dostaneme při kladném gradientu regresní křivky mezi pomalými komponenty ABP a ICP. Tyto hodnoty se objevují, pokud se nezapojuje regulace krevního tlaku cévního řečiště. Negativní PRx reflektuje normální regulaci krevního tlaku. ABP vlny vyvolávají odezvy ve vlnách ICP. Hodnoty PRx blízké k +1 indikují slabou autoregulaci krevního tlaku anebo vyčerpání rezerv mezi mozkovými kompartmenty. PRx predikuje špatný vývoj po poranění mozku, [22].

5 Program

Výstupem mé bakalářské práce je vyhodnocení klinických dat ICP využitím programového prostředí MATLAB. Vytvořil jsem základní funkci `analiza_ICP.m`, která předzpracovává klinická data a distribuuje je do dalších funkcí, které provádějí důkladnější analýzu. Příslušné funkce jsou nazvané `frekvencni_analiza_ICP.m`, `analiza_casova_oblast_ICP.m` a `RAP.m`. Blokové schéma všech zmíněných funkcí dohromady je vyobrazeno na Obr. 16. Vytvořené funkce vytvářejí pouze výstupní data analyzovaného ICP. Vyhodnocení těchto grafů a vypočtených hodnot je již v rukou neurochirurgů a neurologů, kteří dokážou průběhy dat vyhodnotit na základě praxe a vypořizovaných průběhů.



Obr. 16: Blokové schéma analýzy ICP v prostředí MATLAB

Navržená metoda analýzy ICP je inspirována odbornými články „A new method for processing of continuous intracranial pressure signals” od Per Kristian Eide a “Intracranial hypertension: what additional information can be derived from ICP waveform after head injury?” od autorů M. Balestreri, M. Czosnyka, L. A. Steiner, E. Schmidt, P. Smielewski, D. Matta a J. D. Pickard.

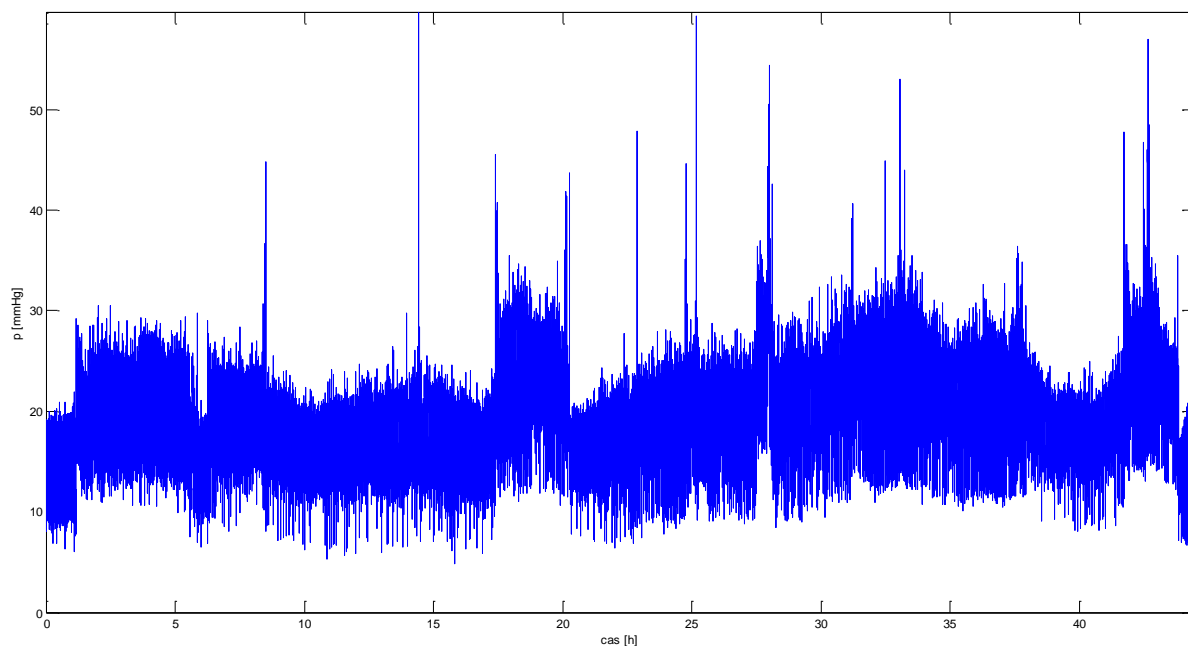
Základní funkce `analiza_ICP.m` předzpracovává naměřená data. Vstupem základní funkce jsou tedy tři parametry – naměřená data ICP, vzorkovací frekvence z A/D převodníku a hodnota pro přepočet naměřených dat na jednotku mm Hg. Výstupem této funkce je sdružení veškerých dat z analýz pro případnou další manipulaci – převzorkovaný signál, střední hodnoty ICP, amplitud vln, náběhových časů vln, amplitudové spektrum a RAP index.

Do funkce `frekvencni_analyza_ICP.m` vstupují pouze předzpracovaná data. Probíhá v tomto kroku vytvoření amplitudového spektra dat bez stejnosměrné složky a na výstup se posílá amplitudové spektrum a data bez stejnosměrné složky. Funkce `analyza_casova_oblast_ICP.m` zpracovává vstupní upravená data přes časové okno 5 s. Na výstupu se objevují hodnoty průměrného intrakraniálního tlaku, průměrná hodnota amplitud vln ICP a náběhového času vln ICP. Poslední pomocnou funkcí je `RAP.m`, ve které se na základě vstupních dat ICP bez stejnosměrné složky vytváří nový signál AMP z frekvencí srdečního tepu a koreluje ho s ICP a tím vypočte RAP index. Jeho hodnoty jsou výstupem této funkce.

5.1 Naměřený signál

ICP data, která jsem měl k dispozici, byla naměřená ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně na Neurochirurgické klinice pod dozorem pana ing. Iva Říhy. Jednalo se o jediného pacienta, který byl hospitalizován na klinice po autonehodě v lucidním stavu. Během dne se mu zhoršilo vědomí a přešel do komatózního stavu z důvodu objemného hematomu ve 4. komoře a na CT byl nález subdurálního hematomu. Proto byl zaveden subdurální katétr s piezoelektrickým senzorem na konci značky Camino. Pacient byl připojen na ventilátor pro udržení životních funkcí, ale do 8 dnů poranění mozku podlehl, [23].

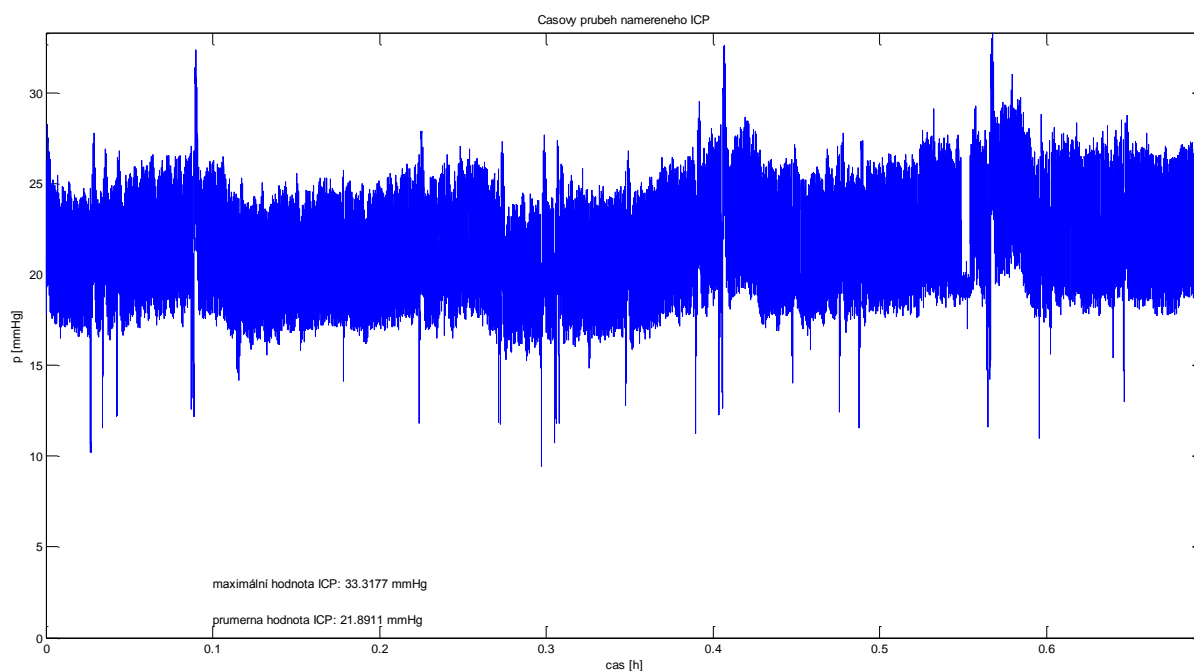
Snímaný signál ICP byl vzorkován 5000 Hz a zaznamenáván byl kontinuálně 2 dny do pacientovy smrti. Pro analýzu po zhlédnutí všech záznamů jsem si vybral data ze souboru `001_2014_03_18_11-56_11-56_084.bin`, ze kterého budu v práci prezentovat výsledky. Celý průběh naměřeného ICP je vyobrazen na Obr. 17.



Obr. 17: Celý průběh naměřených dat ICP

5.2 Předzpracování dat

ICP signál byl naměřen, jak již bylo zmíněno, se vzorkovací frekvencí 5000 Hz. Tato frekvence je až zbytečně vysoká. Z toho důvodu iniciační funkce `analiza_ICP.m` převzorkuje data na optimální vzorkovací frekvenci 100 Hz. Vycházím z této hodnoty, protože byla uvedena jako dostačující ve vědeckých článcích, [21], [18]. Jednotlivé vzorky byly naměřeny v bezrozměrné hodnotě, tudíž bylo potřeba hodnoty dat přepočítat na jednotky mm Hg. Přepočet se provádí na základě známé hodnoty ICP v mm Hg určitého vzorku. Tyto údaje jsem k naměřeným datům již dostal v příloženém textovém souboru. V rámci funkce se také zobrazuje maximální a vypočtená průměrná hodnota ICP z analyzovaného úseku. Ukázka je na Obr. 18. Jedná se o záznam 2500 s signálu ICP. Časová osa je v hodinách, protože se obvykle analyzuje větší úsek ICP pro jednoznačnější vyhodnocení. V grafu jsou vytištěny i hodnoty maximálního a aritmetického průměrného tlaku úseky. Ten je vypočten známým vzorcem (5.1).



Obr. 18: Časový průběh jednoho úseku analyzovaných dat ICP

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (5.1)$$

kde \bar{x} je aritmetický průměr vypočtený podílem sumy všech jednotlivých vzorků x_i a n – počtu vzorků, [24].

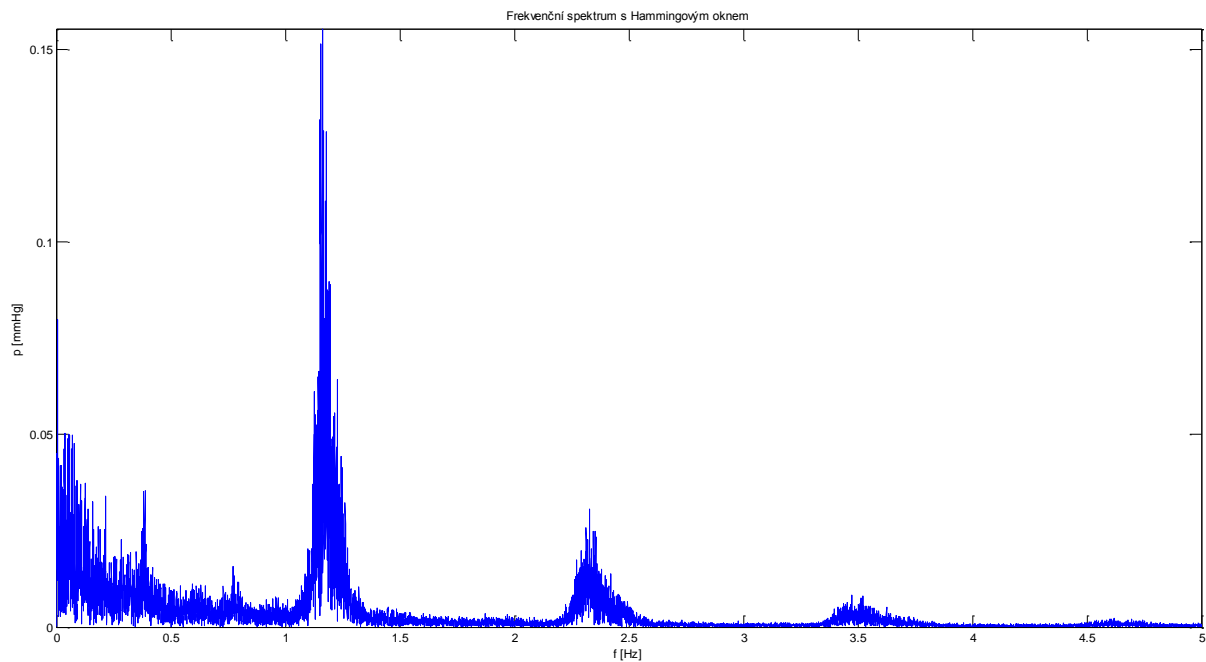
Signál není zatížen žádným šumem. Jednalo se o přímé měření nitrolebního tlaku s piezoelektrickým převodníkem. Camino měřicí přístroj se po určité době sám nuloval, takže data jsou naměřena s velkou přesností. Pacient byl v komatu, takže signál není zatížen ani pohybem. Z toho důvodu se nepoužívá žádný filtr při zpracování ICP signálu.

5.3 Amplitudové spektrum

V hlavní funkci je vyvolán vedlejší pomocný skript `frekvencni_analyza_ICP.m`, který ze vstupních dat, což jsou převzorkovaná vstupní data signálu ICP, vytváří amplitudové spektrum.

Vstupní data jsou prvně upravena. Zbavena stejnosměrné složky odečtením v rámci okna 100 s průměrné hodnoty signálu. Poté je provedena FFT signálu dle vzorce (4.2) a vynásobeného Hammingovým oknem pro lepší výsledné spektrum. Jelikož při analýze ICP nepoužíváme fázové, ale amplitudové spektrum, takže výslednou posloupnost dáme do absolutních hodnot. Výsledek se zobrazí jako amplitudové spektrum od 0 do F_{vz} , respektive

100, Hz. Spektrum je symetrické dle středu. Jak již bylo popsáno, nejzajímavější frekvence u ICP jsou do 5 Hz. Z toho důvodu je graf amplitudového spektra zaměřen pouze na tuto oblast. Výsledný graf analyzovaného úseku je níže na Obr. 19. Nejvyšší amplitudu mají frekvenční pásma kolem 1 Hz, která odpovídají tepové frekvenci. Za tímto maximálním vrcholem jsou vidět další harmonické složky. Kolem 0,25 Hz je malý vrchol dechové frekvence a blížíci se nule jsou B vlny, [20].



Obr. 19: Amplitudové spektrum úseku signálu ICP

5.4 Rozměření v časové oblasti

Druhým ze tří pomocných skriptů je `analiza_casova_oblast_ICP.m`. Na řádcích tohoto skriptu dochází k rozměření ICP dat po oknech s 5 vteřinami a výstupními daty jsou tři grafy a jejich průměrné hodnoty se směrodatnou odchylkou. Skript vykreslí grafy průměrných hodnot ICP, amplitud vln ICP a náběhové doby vlny ICP (tzv. latenci).

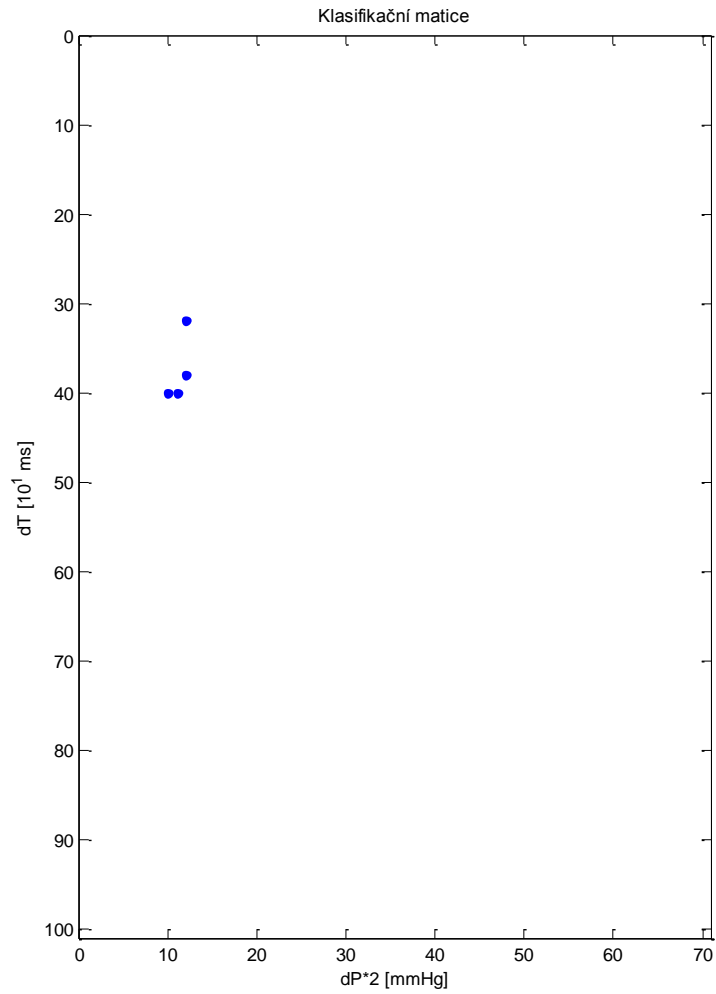
Celá metoda naprogramovaná v prostředí MATLAB skriptem `analiza_casova_oblast_ICP.m` je inspirována profesorem klinické neurochirurgie Lékařské fakulty Univerzity v Oslu, Per Kristian Eide, kterou popsal v článku *A new method for processing of continuous intracranial pressure signals* z časopisu *Medical Engineering & Physics*.

Samotný skript načte naměřená ICP data. Do proměnné, kterou dále analyzuje, si nahraje pouze 5 vteřinový úsek. Vyhledává v něm dvojice minima a maxima v rámci okna $\frac{3}{4}$ sekundy. Takové okno je vhodné, jelikož víme, že jedna vlna by měla odpovídat srdečnímu tepu, tedy cca frekvenci 1 Hz. Z toho vyplývá perioda 1s. Jejich hodnotu před úspěšným zapsáním do klasifikační matice ještě porovnává s kritérii pro jednu vlnu, zda-li je rozdíl hodnoty tlaků mezi minimem a maximem větší jak 1 mm Hg a menší jak 35 mm Hg. Kategorie v matici jsou předpřipravené pro dT od 10 ms do 1 s po kroku 5 ms a pro dP od 1 mm Hg do 35 mm Hg, odpovídající kritériu pro jednu vlnu, po kroku 0,5 mm Hg. Aby se hodnoty jednotlivých vln snadněji zařadily od indexů matice, byla doba latence vynásobena číslem 100 a hodnota amplitudy vlny zdvojnásobena. Jedná se pouze o pomocný přepočít pro snadnější indexaci v oboru přirozených čísel. Názorná ukázka klasifikační matice je na Obr. 20, kde zobrazené body značí četnost hodnoty v dané kategorii.

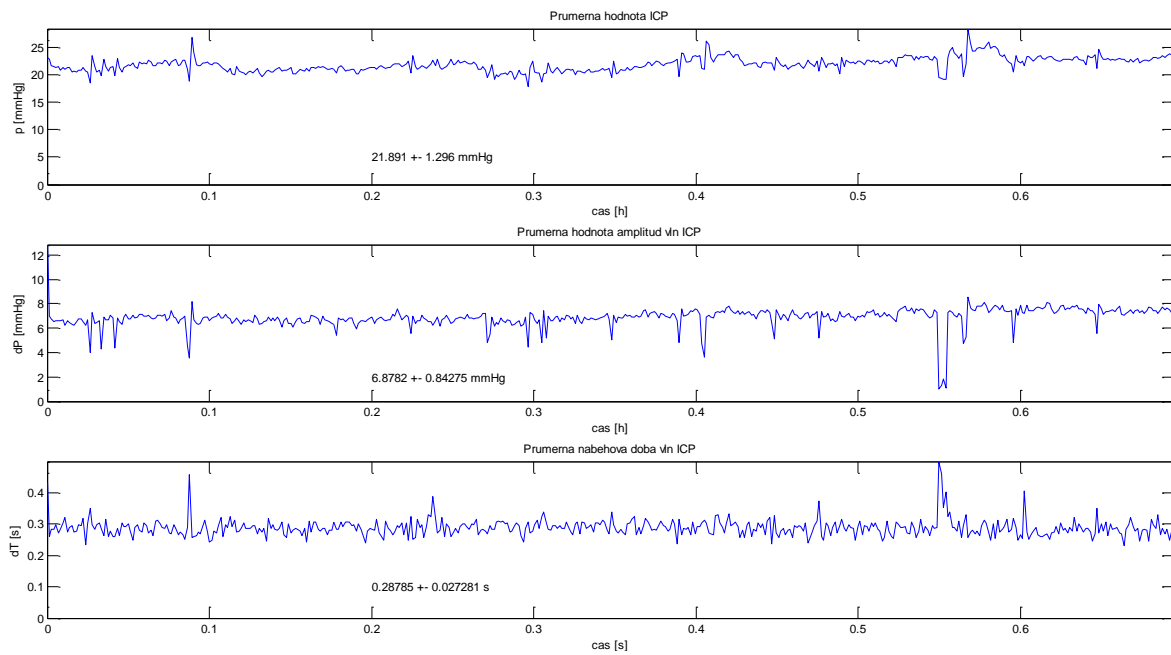
Následují výpočty průměrné hodnoty řádků, dT 5 vteřinového úseku, s ohledem na hodnoty dP a obráceně – průměrné hodnoty sloupců, dP, s ohledem na hodnoty dT. Jako poslední krok je proveden výpočet průměrné hodnoty ICP také z daného 5 s úseku. Výsledky z oken jsou přiřazovány postupně do nové proměnné, která je následně vykreslena do grafu s časovou osou s krokem 5 s. Celý výstup demonstračního úseku dat je na Obr. 21. Ke každému grafu jsou přiřazené hodnoty průměrů dle vzorce (5.1) a směrodatná odchylka s vypočtena dle vzorce (5.2).

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} (\sum_{i=1}^N x_i^2 - N\bar{x}^2)}, \quad (5.2)$$

kde N je počet vzorků, i je pořadí vzorku a \bar{x} je průměr hodnot x , [24].



Obr. 20: Příklad klasifikační matice z jednoho úseku 5 sekund



Obr. 21: Výstupní grafy rozměření ICP signálu

5.5 Index tlakově objemové vyrovnávací rezervy

Pro výpočet RAP indexu je potřeba prvně zajistit data AMP, se kterými je nakonec ICP korelováno. AMP data se vytváří filtrací čar spektra. Jelikož AMP odpovídá vlnám srdečního tepu, tak podstatná složka spektra je maximální amplituda ve spektru, která se zobrazuje kolem 1 Hz, a její harmonické složky. Z toho důvodu je ve spektru ICP ponechána jenom část spektra mezi 1 Hz a 4 Hz. Ostatní spektrální čáry jsou vymazány. Jelikož je spektrum symetrické dle středu, tak byly zachovány spektrální oblast i mezi 96 a 99 Hz, [20].

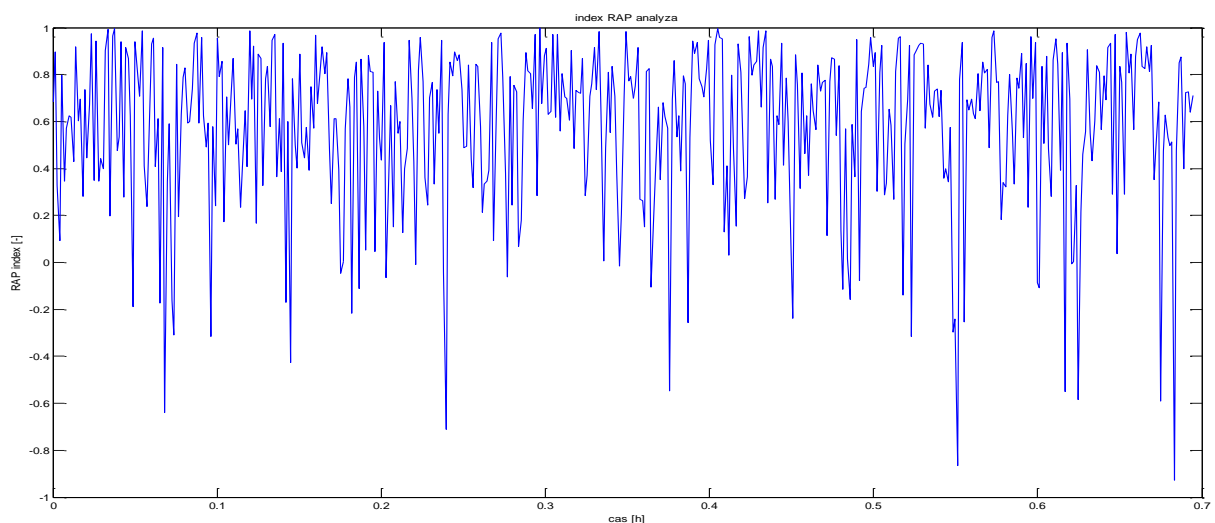
Pro získání AMP křivky v časové oblasti je provedena zpětná Fourierova transformace, IDFT upraveného frekvenčního spektra ICP dle vzorce (5.3), [17].

$$IDFT\{F_k\} = \left\{ f_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F_k e^{\frac{j2\pi}{N}kn} \right\} \quad (5.3).$$

Následně jsou vyhledávány dvojice minima a maxima obdobně jako u rozměření signálu ICP s tím rozdílem, že nyní se také rozměřuje signál AMP. Zprůměrované hodnoty z okna 5 s vytvoří opět křivky, které jsou korelovány. Právě korelační koeficient (dle vzorce (5.4)) těchto dvou křivek průměrů amplitud ICP a AMP z okna 5 s odpovídá RAP indexu, [20], [17]. Výsledný graf je na Obr. 22.

$$R_{fg}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-\tau} f_{wi}(n) g_{wi}(n + \tau), \quad (5.4)$$

kde τ znamená časové zpoždění, f a g jsou dva průběhy signálů, n označuje pořadí vzorku a N je celkový počet vzorků.



Obr. 22: RAP index analyzovaného úseku

6 Závěr

V bakalářské práci jsem se zabýval analýzou nitrolebního tlaku. Ve druhé kapitole je definován tlak obecně, dále jsem napsal shrnutí anatomie mozku se zaměřením na ty části, které jsou pro nitrolební tlak a jeho měření důležité. Definoval jsem fyziologické a patologické hodnoty nitrolebního tlaku a popsal regulační mechanismy.

Dále jsem se zaměřil na samotné měření nitrolebního tlaku. V první části třetí kapitoly jsem vypsál indikace měření intrakraniálního tlaku a poté popsal standardní ICP analýzu, která se zabývá hodnocením naměřených hodnot pohledem v časové oblasti. Popsal jsem různé tvary standardních křivek ICP, které se mohou v záznamu objevit, ale jejich hodnocení je na základě zkušeností a znalostí doktorů, neurochirurgů a neurologů. Nakonec jsem uvedl umístění měřicí techniky, různé měřicí katétry a zhodnotil jejich vlastnosti.

Teoreticky jsem popsal počítačové metody analýz ICP signálu ve frekvenční a časové oblasti. Tyto metody nejsou zatím stále moc rozšířené a veškeré poznatky, které jsem vyčetl, byly z oblasti výzkumu. Ve frekvenční oblasti jsou popsány určité rozsahy amplitudového spektra, ve kterých můžeme identifikovat pomalé B vlny, dechovou frekvenci a srdeční frekvenci s jejími harmonickými složkami. Dechové a srdeční frekvence jsou ve spektru samozřejmostí, protože křivka ICP je modulována těmito fyziologickými projevy těla. Na druhou stranu amplituda pomalých vln poukazuje na patologii. Více se ve frekvenční analýze zatím nezjišťuje ani nerozměňuje. Rozměření časového průběhu dalšího záznamu signálu ICP se provádí přes definovaná 5 s okna, ve kterých se rozměří hodnoty a pozice maxim a minim jednotlivých vln a průměrné hodnoty tlaku, amplitudy a latence se vynesou na graf. Tato analýza pomáhá k hodnocení dlouhého, několikadenního záznamu.

Ze signálu ICP se také počítají korelační indexi RAP a PRx, které jsem popsal v kapitole 4.4 a 4.6. RAP index je korelace ICP a AMP a jeho hodnoty nabývají od +1 do -1. Poukazuje na vyčerpání regulačních mechanismů. Dochází k tomu při $RAP < 0$. Fyziologické hodnoty jsou v rozmezí +1 a 0. PRx je korelace ICP a ABP. Také jeho hodnoty nabývají od +1 do -1, jelikož se jedná o korelační koeficient. Jeho vyhodnocování je ale opačné než RAP. Negativní hodnoty značí normální tlakově-regulační schopnost cévního řečiště a pozitivní hodnoty se objevují při patologických stavech.

V páté kapitole je popsán vytvoření analyzující skriptu `analyza_ICP.m`, do kterého vstupují ještě pomocné funkce `analyza_casove_oblasti.m`, `frekvenzni_analyza.m` a `RAP.m`. Data byla naměřená pouze u jediného pacienta z důvodu krátkého časového období. Měření ICP je indikováno pouze u pacientů s poraněním hlavy a takových je na Neurochirurgické klinice v Nemocnici u sv. Anny málo, jelikož běžněji se pacienti s těmito problémy

hospitalizují na Anesteziologicko-resuscitačním oddělení nebo v Bohunické nemocnici v Brně. Z toho důvodu je analýza zkoumána pouze na jediném pacientovi v průběhu 72 hodin.

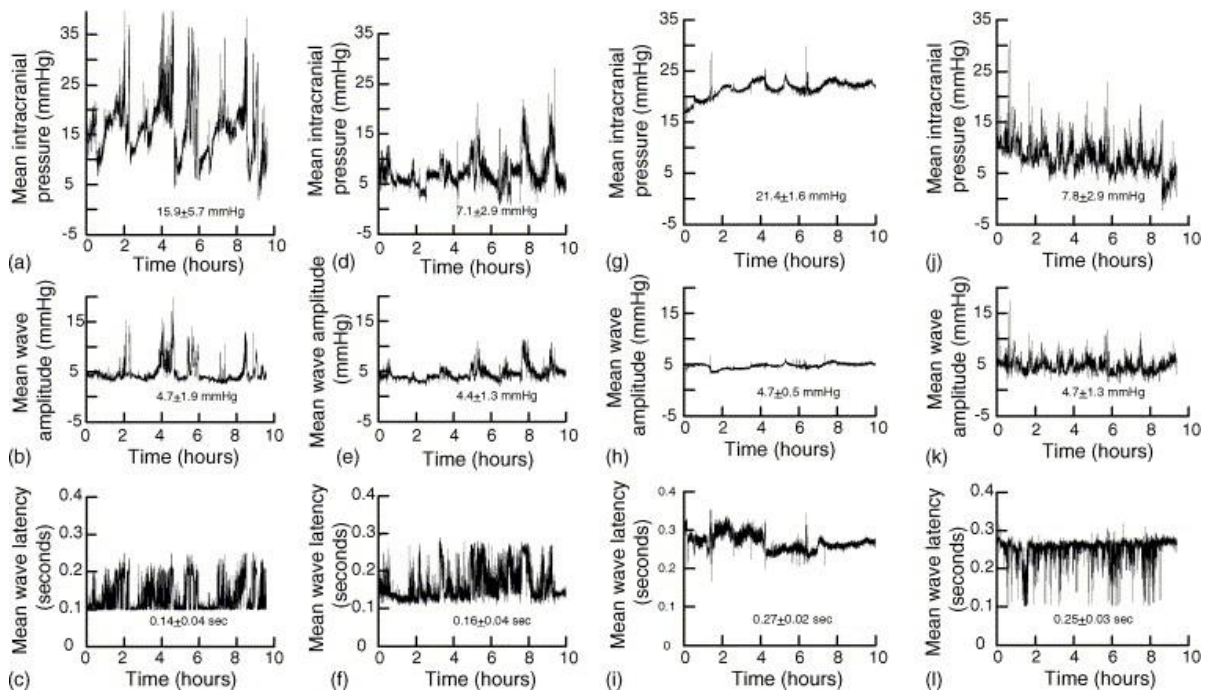
Na ukázkovou analýzu jsem si vybral část naměřených dat v rozsahu 2500 s ze souboru 001_2014_03_18_11-56_11-56_084.bin. Průměrná hodnota tohoto úseku je 21,89 mm Hg s maximální hodnotou 33,32 mm Hg u Obr. 18. To odpovídá mírné hypertenzi ICP. Ve spektru ICP (viz. Obr. 19) tohoto úseku jsou krásně vidět vrcholy frekvencí dechové – cca 0,38 Hz a tepové – kolem 1,15 Hz a její tři harmonické složky. Na začátku amplitudového spektra je velká amplituda pozorovatelná i u B vln, což poukazuje na přítomnost patologie. U zdravého mozku se tyto vlny nevyskytují.

Z rozměření signálu ICP na takovémto krátkém úseku nelze na nic poukázat. Výzkumy, ze kterých jsem vycházel, měly 10 hodinový záznam, viz Obr. 23. Z toho důvodu jsou vygenerovány nové grafy na Obr. 24 s časovou základnou 10 hodin. Porovnání výsledků z mého skriptu a z renovovaného výzkumného článku jsou na zhodnocení odborného doktora s praxí. Obr. 23 zobrazuje 4 různé pacienty a jejich grafy průměrné hodnoty ICP, amplitudy vln a latence. Případ A a B mají sice různý průměrný tlak, ale amplituda s latencí si jsou v mnohém podobné. I jejich klinický obraz byl stejný. Z toho vyplývá, že klinický obraz pacienta je nejlépe vidět právě z průměrných hodnot amplitud a latence než na samotném ICP. Pacient C a D měli klinický obraz špatný. Pacient C měl ICP zvýšené a shodně měli oba vysoké průměrné hodnoty latence. Pacient C do 11 dnů zemřel, ale klinický stav pacienta D se zlepšil. Při porovnání mého případu z Obr. 24 se čtyřmi známými průběhy pacientů A – D, je nejpodobnější případ C. Oba mají shodně zvýšené ICP, amplituda je vyšší a více členěná, což připomíná spíš případ D, ale latence je zvýšená a členěná podobně jako u pacienta C. Shodně se jejich klinický stav nezlepšil a podlehl zranění, [21].

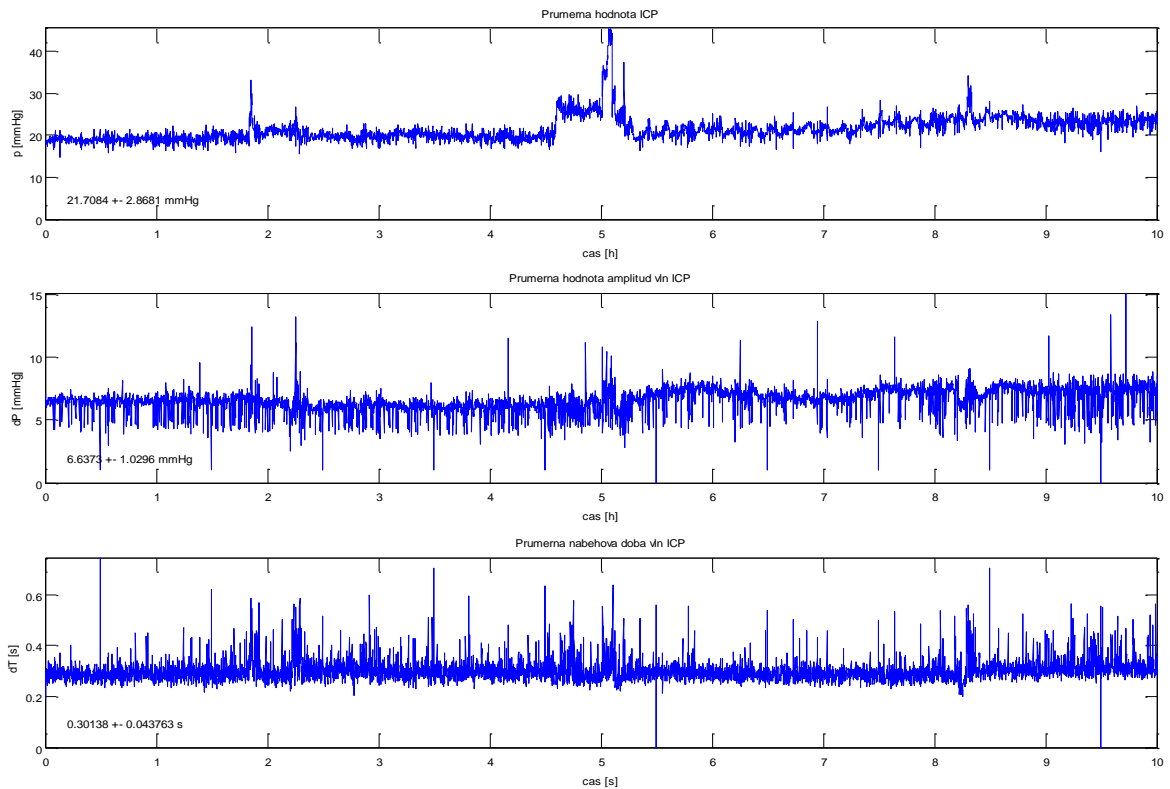
RAP index je poslední metoda analýzy, kterou jsem v programovém prostředí MATLAB vytvořil. V grafu na Obr. 22 je střední hodnota indexu kolem 0,6, ale s pravidelností klesá pod 0 a to poukazuje na vyčerpání regulačních mechanismů. Z toho důvodu pacient svému stavu podlehl.

V příloze je návod na použití přiložených funkcí na DVD nosiči, na kterém se také nachází celý záznam patientského ICP ve 104 binárních souborech.

Popis problematiky analýzy ICP byl vytvořen z učebnic neurochirurgie a vědeckých článků, které popisovaly počítačovou analýzu ICP. Nejedná se ale o analýzu automatickou. Jde v podstatě o předzpracování naměřených dat intrakraniálního tlaku pro následné jednodušší hodnocení odborníky, doktory. Vývoj veškerých analýz jde s lepšími technickými možnostmi kupředu a dalo by se pouze filozofovat, jestli senzory ICP budou do budoucna určovat patologie samy.



Obr. 23: Rozměřené signály ICP 4 pacientů přes okno 5 s (pacient A: a-c, pacient B: d-f, pacient C: g-i, pacient D: j-l), [21]



Obr. 24: Časové rozměření naměřeného ICP signálu po 5 s oknech ze skriptu `analiza_casova_oblast_ICP.m`, úsek dlouhý 10 h

Literatura

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. Přehled anatomie člověka. Olomouc: UP Olomouc, 2004. ISBN-10: 80-244-1480-5.
- [2] NÁHLOVSKÝ, Jiří et al. Neurochirurgie. Praha: Galén, 2003. ISBN: 80-7262-319-2.
- [3] JORDAN, Kenneth G. Neurophysiologic monitoring in the neuroscience intensive care unit. *Neurologic Clinics*. 1995, roč. 13, č. 3, s. 579 – 626.
- [4] ŠEVČÍK, P. a kol.: Intenzivní medicína. Praha: Galén, 2000. ISBN 80-7262-042-8.
- [5] ČIHÁK, Radomír. Anatomie III. 2., upr. a dopl vydání. Praha : Grada Publishing, spol. s. r. o., 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [6] JANČÁLEK, Radim a Petr DUBOVÝ. Základy neurověd pro zubní lékařství. Brno: MU Brno, 2011.
- [7] MÜLLER, Jan-Uwe, Piek JÜRGEN, Joachim OERTEL a Michael R GAAB. Intracranial pressure (ICP) and cerebrospinal fluid (CSF) dynamics. *Pan Arab Journal of Neurosurgery* [online]. Kingdom of Saudi Arabia: 2000, roč. 4, č. 2. [cit. 2013-12-4]. Dostupné z: http://www.panarabneurosurgery.org.sa/journal/vol4_2/ICP_and_CSF/JournalVol4_2_ICP_and_CSF.htm.
- [8] NESTRAŠIL, Igor. Neurologické projevy systémových maligních nádorů. *Neurologie pro praxi*. 2005, roč. 6, č. 1, s. 21 – 24. ISSN - 1213-1814.
- [9] ZEMAN, Miroslav et al.: Speciální chirurgie. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-7262-260-9.
- [10] ŠONKOVÁ, Zilla. Příčiny a klinický obraz nitrolební hypertenze. *Neurologie pro praxi*. 2009, roč. 10, č. 1, s. 9 – 12.
- [11] GUPTA, Arun K. a M. Ross BULLOCK. Monitoring the injured brain in intensive care: present and future. *Hospital Medicine*. 1998, roč. 59, č. 9, s. 704 – 713.
- [12] RELLY, Peter and Ross BULLOCK. Head injury. London: Chapman & Hall, 1997.
- [13] KIRKNESS, CJ et al. Intracranial pressure waveform analysis: Clinical and research implications. *Journal of neuroscience nursing*. 2000, roč. 32, č. 5, s. 273.
- [14] BEDNAŘÍK, J., AMBLER, Z., RŮŽIČKA, E. et kol. Klinická neurologie - speciální část. Praha: Triton 2010
- [15] THE UNIVERSITY OF IOWA. Monitoring Devices in the PICU. *Children's Hospital* [online]. USA: ©2013 [cit. 2013-12-16]. Dostupné z: <http://www.uichildrens.org/picu-monitoring-devices/>
- [16] UNIVERSITY OF CAMBRIDGE. Intracranial pressure: measurement and monitoring. Neurosurgery unit: Department of Clinical Neurosciences [online]. 2011 [cit. 2013-12-25]. Dostupné z: http://www.neurosurg.cam.ac.uk/pages/brainphys/04-ICP_monitoring.pdf
- [17] JAN, Jan. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: VUTIUM, 2002

- [18] MORGALLA, Matthias H., Frank STUMM and Günter HESSE. A computer-based method for continuous single pulse analysis of intracranial pressure waves. *Journal of the Neurological Sciences*. Volume 168. Elsevier, 15 October 1999, Page 90-95.
- [19] ZAPLATÍLEK, Karel. *MATLAB : začínáme se signály*. Praha: BEN, 2010. ISBN 978-80-7300-200-0
- [20] BALESTRERI, M., M. Czosnyka, L. A. Steiner, E. Schmidt, P. Smielewski, D. Matta a J. D. Pickard. Intracranial hypertension: what additional information can be derived from ICP waveform after head injury?. *Acta Neurochir*. Volume 146. Wien: Springer-Verlag, 2 February 2004, Page 131-141.
- [21] EIDE, Per Kristian. A new method for processing of continuous intracranial pressure signals. *Medical Engineerig & Physics*. Volume 28. Elsevier, 2006, Page 579 – 587
- [22] CZOSNYKA, M., J. D. Pickard. Monitoring and interpetation of intracranial pressure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. Volume 75. BMJ Publishing Group Ltd., 22 May 2014, Page 813 – 821
- [23] Lékařská dokumentace. *Klinika neurochirurgie, Nemocnice u sv. Anny v Brně*. 23.3.2014
- [24] PAVLÍK, Tomáš, Ladislav Dušek. *Biostatistika*. Brno: AKADEMICKÉ NAKLADATELSTVÉ CERM, s.r.o., 2012. ISBN 978-80-7204-782-6
- [25] MORGALLA, Matthias H., Frank STUMM and Günter HESSE. A computer-based method for continuous single pulse analysis of intracranial pressure waves. *Journal of the Neurological Sciences*. Volume 168. Elsevier, 15 October 1999, Page 90-95.

Seznam symbolů a zkratek

ABP	amplituda krevního tlaku
AMP	amplituda srdečního tepu
CNS	centrální nervová soustava
CPP	perfuzní tlak mozku
CT	počítačová tomografie (z angl. computed tomography)
DFT	diskrétní Fourierova transformace
FFT	rychlá Fourierova transformace
GCS	Glasgowská stupnice hloubky bezvědomí (Glasgow coma scale)
ICP	nitrolební tlak (z angl. intracranial pressure)
MAP	průměrný arteriální tlak
PEEP	pozitivní tlak v dýchacích cestách na konci exspira
PRx	tlakově-reaktivní index
RAP	index tlakově-objemové vyrovnávací rezervy
A_j	kategorie sloupce
B_i	kategorie řádku
dF	podíl elementární síly
\overline{dP}	průměrná hodnota amplitudy
dS	elementární plocha
\overline{dT}	průměrná hodnota latence
F_k	výsledná posloupnost
f_{vz}	vzorkovací frekvence
N	počet vzorků
n	pořadí vzorku
p	tlak
SW.dP	hodnota amplitudy vlny ICP
SW.dT	hodnota latence vlny ICP
w_{ij}	počet výskytů v kategorii i, j
ω	úhlová frekvence signálu

Seznam příloh

- A. Obsah přiloženého DVD
- B. Uživatelský manuál k programu

Příloha A: Obsah přiloženého DVD

- Elektronická verze bakalářské práce (Ondrej_Prochazka_BP.pdf)
- Složka zahrnující základní funkci `analyza_ICP.m` a pomocné funkce `analyza_casova_oblast_ICP.m`, `frekvencni_analyza_ICP.m` a `RAP.m`
- Analyzovaná data `001_2014_03_18_11-56_11-56_001.bin` - `001_2014_03_18_11-56_11-56_104.bin` a soubor `001_2014_03_18_11-56_11-56.txt`, ve kterém jsou informace o pořízení dat

Příloha B: Uživatelský manuál k programu

- 1) Pro práci s funkcemi je prvně nutné nastavit cestu v programu MATLAB na: CD – Analýza ICP
- 2) Celková analýza se spouští voláním funkce `analyza_ICP` jejím zapsáním do Command Window dle syntaxe:

```
[~]=analyza_ICP(data, Fvz, prepocet)
```

Vstupními parametry jsou:

- `data` – jsou vstupní data ICP naměřená a požadovaná k analýze, do proměnné se nastavují vstupem v podobě např.: '001_2014_03_18_11-56_11-56_012.bin'
- `Fvz` – je vzorkovací frekvence vstupních dat v jednotkách Hz
- `prepocet` – hodnota, kterou se naměřená data přepočítají na jednotky mm Hg; je známá z příloženého textového souboru

Příklad volání hlavní funkce:

```
[~]=analyza_ICP('001_2014_03_18_11-56_11-56_012.bin',5000,(14.4/0.2661))
```

Pro případné vyvolání výstupních analyzovaných dat je zapotřebí změnit znak `,~'` na příslušné proměnné, které z analýzy vystupují v pořadí:

```
DataAnalys, graf_mean_ICP, graf_dP, graf_dT, Mod, R_cele
```

- `DataAnalys` – převzorkovaná data na 100 Hz
- `graf_mean_ICP` – průměrné hodnoty ICP po krocích 5 s
- `graf_dP` – průměrné hodnoty amplitud vln ICP po krocích 5 s
- `graf_dT` – průměrné hodnoty latence vln ICP po krocích 5 s
- `Mod` – amplitudové spektrum signálu ICP od 0 do 100 Hz
- `R_cele` – hodnoty RAP indexu po krocích 5 s