



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Analýza záznamů NIRS pro predikci IVH

Analysis of NIRS records to predict IVH

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Mariia Simonova

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Mariia Simonova**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Analýza záznamů NIRS pro predikci IVH**
Téma anglicky: Analysis of NIRS records to predict IVH

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Analyzujte záznamy regionální cerebrální oxygenace (rcSO₂) novorozeneckých pacientů bez intraventrikulárního krvácení (IVH) a s IVH stupňů I-IV. Navrhněte vhodné identifikátory IVH v signálu rcSO₂. Do prostředí MATLAB implementujte algoritmy pro automatickou predikci IVH. Statisticky zhodnoťte úspěšnost predikce IVH.

Seznam odborné literatury:

- [1] Tricia L. Gomella, Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [2] Holzschuh M, Woertgen C, Metz C, Brawanski A , Dynamic changes of cerebral oxygenation measured by brain tissue oxygen pressure and near infrared spectroscopy, Neurological Research , ročník 19, číslo 3, 1997
- [3] Walter Boron, Emile L. Boulpaep, Textbook of Medical Physiology, ed. 2nd, Elsevier, 2009, ISBN 978-1-4160-3115-4

Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Zadání platné do: 20.08.2018

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Analýza záznamů NIRS pro predikci IVH“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 19.05.2017

.....

Bc. Mariia Simonova

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce panu Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za cenné rady, odborné vedení, trpělivost, ochotu a veškerou pomoc při zpracování a jazykové korekci této práci.

Děkuji Fakultě Biomedicínského Inženýrství ČVUT v Praze, Gynekologicko - porodnické klinice 1. LF UK a VFN v Praze za všestrannou pomoc a podporu.

Práce byla podpořena SGS ČVUT r.č. OHK4-021/14.

Speciální poděkování patří mé rodině za podporu úspěchů a pomoc v plnění snů.

ABSTRAKT

Analýza záznamů NIRS pro predikci IVH

Blízká infračervená spektroskopie (NIRS) je neinvazivní spektroskopická metoda, která je nástrojem pro kontinuální měření nasycení tkání kyslíkem. Cílem práce je pomocí analýzy záznamu regionální cerebrální oxygenace extrémně nedonošených novorozenců měřených metodou NIRS navrhnout a otestovat metody, které umožní detekovat a identifikovat IVH. Kromě cerebrální oxygenace jsou dále sledovány hodnoty SpO_2 , vypočtené hodnoty koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku a jejich druhé diference v 1 a ve 20 minutových intervalech. Z navržených 6 hypotéz a založených podle nich metod, žádná neumožňuje za stanovených podmínek 100% identifikaci IVH skupiny pacientu. Dvě hypotézy založené na detekci IVH pomocí ploch mezi křivkou a stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace a pomocí spektrálního rozložení normalizovaných hodnot koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku nelze zamítnout. Nejlepší účinnost identifikace IVH ale ukazuje metoda zamítnuté hypotézy o závislost intraventrikulárního krvácení na variabilitě hodnot druhé diference po 20 minutovým intervalům koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku.

Klíčová slova

NIRS, IVH, FcTOE, regionální cerebrální oxygenace, extrémně nezralý novorozenec.

ABSTRACT

Analysis of NIRS records to predict IVH

Near infrared spectroscopy (NIRS) is a non-invasive spectroscopic method, which is used for continuous measurement of tissue saturation with oxygen. The aim of this work is to design and test methods for the detection and identification of IVH by analyzing the regional cerebral oxygenation records of extremely premature neonates measured by the NIRS. The following values of cerebral oxygenation were monitored: the SpO₂ values, the calculated values of the cerebral oxygen absorption coefficient and its second difference at 1 and at 20 minutes intervals. None of the proposed 6 hypotheses and methods based thereon guarantees 100% identification of the IVH patient group under the specified conditions. Two hypotheses based on the detection of IVH based on the area between the curve and the established norm value of regional cerebral oxygenation standard, and on the spectral distribution of the normalized values of the cerebral oxygen absorption coefficient, cannot be rejected. However, the most efficient in the IVH identification was the method of the rejected hypothesis of intraventricular bleeding dependence on variability of the second differential by 20 minutes intervals of the cerebral oxygen absorption coefficient.

Keywords

NIRS, IVH, FcTOE, Regional cerebral oxygenation, extremely premature infants.

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Seznam symbolů a zkratk | 9 |
| 1. Úvod | 10 |
| 1.1. Anatomické a fyziologické charakteristiky předčasně narozených dětí | 11 |
| 1.2. Fyziologie transportu kyslíku v organismu extrémně nedonošeného novorozence | 12 |
| 1.2.1. Krev | 12 |
| 1.2.2. Složení a analýza krve | 12 |
| 1.2.3. Hemoglobin | 13 |
| 1.2.4. Transport kyslíku do tkání organismu | 13 |
| 1.3. Cerebrální tkáň | 14 |
| 1.4. IVH a jeho specificita | 15 |
| 1.5. Saturace krve a tkání kyslíkem | 17 |
| 1.6. NIRS - princip metody | 18 |
| 1.7. Oxygenační indexy | 20 |
| 1.7.1. Fractional cerebral tissue oxygen extraction (FcTOE)..... | 20 |
| 1.8. Přehled současného stavu | 21 |
| 1.9. Cíle práce | 22 |
| 1.10. Hypotézy | 22 |
| 2. Metody | 24 |
| 2.1. Vstupní data pro realizaci studie | 24 |
| 2.2. Používané přístroje | 25 |
| 2.2.1. INVOS 5100C | 25 |
| 2.2.2. Monitor Delta | 26 |
| 2.3. Zpracování dat | 28 |
| 2.3.1. Předzpracování dat | 30 |
| 2.3.2. Zpracování dat pro testování hypotéz | 31 |
| 3. Výsledky | 34 |
| 4. Diskuse | 40 |
| 5. Závěr | 43 |
| Seznam použité literatury | 44 |

| | |
|---|-----------|
| Příloha A: Část kódu programu | 48 |
| Příloha B: Tabulky zpracovaných hodnot..... | 49 |
| Příloha C: Grafy zpracovaných hodnot..... | 56 |
| Příloha D: Tabulky korelačních koeficientů | 63 |
| Příloha E: Tabulky výsledků testování účinností metod..... | 70 |
| Příloha F: Obsah přiloženého CD | 71 |

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

| Symbol | Jednotka | Význam |
|----------|----------|---|
| SpO_2 | % | Saturace kyslíkem periferní krve |
| SrO_2 | % | Regionální saturace kyslíkem |
| $cSrO_2$ | % | Regionální saturace kyslíkem cerebrální tkáni |
| pO_2 | kPa | Parciální tlak kyslíku |
| pCO_2 | kPa | Parciální tlak oxidu uhličitého |
| $FsTOE$ | - | Koeficient somatického vstřebávání kyslíku |
| $FcTOE$ | - | Koeficient cerebrálního vstřebávání kyslíku |

Seznam zkratek

| Zkratka | Význam |
|------------------|---|
| IVH | Krvácení do mozkových komor (<i>Intraventricular hemorrhage</i>) |
| MRI | Zobrazování magnetickou rezonancí (<i>Magnetic resonance imaging</i>) |
| UZ | Ultrasonografie |
| NIRS | Blízká infračervená spektroskopie (<i>Near infrared spectroscopy</i>) |
| EEG | Elektroencefalogram |
| EKG | Elektrokardiogram |
| BP | Krevní tlak (Blood pressure) |
| SW | Programové vybavení (<i>Software</i>) |
| CSV | Hodnoty oddělené čárkami (<i>Comma-Separated Values</i>) |
| H0 | Nulová hypotéza |
| bpm | Počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty (<i>Beats per minute</i>) |
| ppm | Počet pulzu během jedné minuty (<i>Pulses per minute</i>) |
| O ₂ | Kyslík |
| H ₂ O | Voda |
| Fe ²⁺ | Železnatý iont |
| HbO ₂ | Oxyhemoglobin |
| Hb | Deoxyhemoglobin |

1. Úvod

Rozmnožování je jednou z nejdůležitějších součástí života každého stvoření, žijícího na této planetě. Avšak stále častěji se u lidí projevují problémy spojené s tímto procesem. Naléhavější se každým rokem stávají problémy související s počtím a průběhem těhotenství, jakož i otázky týkající se možnosti podpory životních funkcí předčasně narozených dětí a obecně záchraně jejich života.

Každoročně se přibližně 15 milionů dětí rodí předčasně (tj. před 37. dokončeným týdnem těhotenství), a toto číslo stále roste. V České Republice předčasné porody tvoří téměř 8 % všech porodů. [1, 2]

Za předčasně narozené jsou považovány živě narozené děti do 37. dokončeného týdne těhotenství. Předčasně narozené novorozence lze dále rozdělit do kategorií v závislosti na délce trvání těhotenství:

- Děti narozené extrémně předčasně (<28 týdnů);
- Děti narozené předčasně významně (28 až <32 týdnů);
- Děti narozené středně a lehce předčasně (32 až <37 týdnů). [1]

Předčasně narozené děti jsou velmi často ohrožované vznikem závažných komplikací a poruch činnosti systémových orgánů. Jako příklady lze uvést např. syndrom respirační tísně novorozence (RDS), který postihuje cca 90 % předčasně narozených novorozenců s porodní hmotností do 1kg; perzistující tepenná dučej (PDA); apnoe; hyperbilirubinemie; krvácení do centrálního nervového systému; hydrocefalus; periventrikulární leukomalácie (PVL); retinopatie nezralých novorozenců (ROP) a další. [1]

Jednou z nejčastějších a nejzávažnějších komplikací u dětí narozených zejména extrémně předčasně je krvácení do mozkových komor (IVH).

Více než tři čtvrtiny předčasně narozených dětí může být zachráněno díky efektivní péči poskytnuté při porodu a v průběhu poporodního období. Nemalou roli hraje předporodní podání steroidů (u těhotných žen s rizikem předčasného porodu s cílem posílit plíce dětí), použití kontaktní metody „kůže na kůži“, časté kojení a antibiotiky léčené novorozenecké infekce. [1, 2]

Efektivnost péče závisí na správné a včasné stanovené diagnóze. U onemocnění, jako je IVH, zatím neexistuje žádný známý způsob jeho včasného odhalení nebo jeho predikce. Věda a technologie se ale rychle rozvíjí. Dostupné se stávají takové moderní technologie, jako je blízká infračervená spektroskopie, která může pomoci s detekcí krvácení do prostoru mozku.

Cílem této práce je pomocí analýzy záznamů regionální cerebrální oxygenace extrémně nezralých novorozenců, sledovaných metodou NIRS, navrhnout vhodné identifikátory IVH.

1.1. Anatomické a fyziologické charakteristiky předčasně narozených dětí

Definice nezralosti nevychází z antropometrických měření, ale z morfologické a funkční nezralosti životně důležitých orgánů a systémů těla. [3]

U předčasně narozených dětí se rychleji vyvíjí anémie, je zvýšené riziko sepse a septicopyemii (hnisavá meningitida, osteomyelitida, nekrotizující enterokolitida).

Charakteristickými rysy respiračního systému předčasně narozených dětí je zúžení horních dýchacích cest, vysoká postavení diafragmy, poddajnost hrudníku, kolmé uspořádání žeber vůči hrudní kosti. Tyto morfologické zvláštnosti předčasně narozených dětí mohou způsobit povrchní, časté, oslabené dýchání (40-70 /min.), tendence k apnoe trvající 5-10 sekund. Vzhledem k hypoplasii elastické plicní tkáně, nezralosti alveolů a sníženému obsahu surfaktantu může u předčasně narozených dětí snadno dojít k vzniku a rozvinutí syndromu respirační tísně (stagnujícím zápalu plic, ARDS). [3, 4]

Nezralost kardiovaskulárního systému je charakterizována labilitou tepové frekvence, tachykardií 120-180 bpm, tlumenými srdečními ozvami, arteriální hypotenzí (55-65/ 20-30 mmHg). V přítomnosti vrozených srdečních vad (otevřená Botallova dučeň, foramen ovale) je detekovatelný šelest na srdci. Vzhledem ke zvýšené křehkosti a propustnosti cévních stěn snadno vznikají krvácení (subkutánní, viscerální, cerebrální). [4]

Morfologickými znaky nezralosti centrálního nervového systému u předčasně narozených dětí jsou slabá diferenciacie šedé a bílé mozkové hmoty, Lissencephalie, neúplná myelinizace nervových vláken, infrequentní vaskularizace subkortikální oblasti. Svalový tonus je u předčasně narozených dětí slabý, fyziologické reflexy a motorické aktivity jsou snižené, reakce na podněty je opožděná, termoregulace je narušená, existuje tendence k hypo- a hypertermii. Během prvních 2-3 týdnů po předčasném narození mohou vznikat přechodné nystagmy, šilhání, třes, klonus nohou a pod. [4, 5]

Předčasně narozené děti mají funkční nezralost zažívacího traktu a nízkou aktivitu sekrecí enzymů. [5]

Funkční nezralost ledvin u předčasně narozených dětí je příčinou změn v rovnováze elektrolytů (hypokalcémie, hypomagnezémie, hypernatrémie, hyperkalemie), dekompenzované metabolické acidóze, tendenci ke vzniku edému a rychlé dehydrataci v důsledku nedostatečné péče. [3]

Aktivita endokrinního systému je charakterizována zpožděním formací cirkadiálních rytmů uvolňování hormonů a rychlým vyčerpáním žláz. [4]

1.2. Fyziologie transportu kyslíku v organismu extrémně nedonošeného novorozence

Časné komplikace u extrémně nedonošených novorozenců na úrovni všech orgánů a systémů jsou důsledkem neschopnosti udržovat stálé vnitřní prostředí.

Poporodní adaptace nezralého novorozence je obtížná. Vnitřní prostředí není stabilní. Dítě má problém s udržením homeostázy - stálé tělesné teploty, euglykémie, stálé vodní bilance a normálních koncentrací elektrolytů v krvi. Nezralí novorozenci často trpí silnější žloutenkou a mají sklon k anémii. [6]

1.2.1. Krev

Krev je vysoce specializovaná kapalná, vazká a viskózní cirkulující tkáň. Krev je jednou z nejdůležitějších součástí vnitřního prostředí organismu a je složená z tekuté plazmy a suspenzí krevních elementů (erytrocytů, leukocytů a trombocytů), které jsou v ní rozpouštěny.

Krev má obrovský význam, nejen pro novorozenecký organismus, tím, že se podílí na transportu plynů, hormonů, živin, imunitních reakcích, mechanismech srážení krve, termoregulaci a udržování acidobazické rovnováhy, stálého vnitřního objemu a onkotického tlaku. Tím zajišťuje i homeostázu. [6, 7]

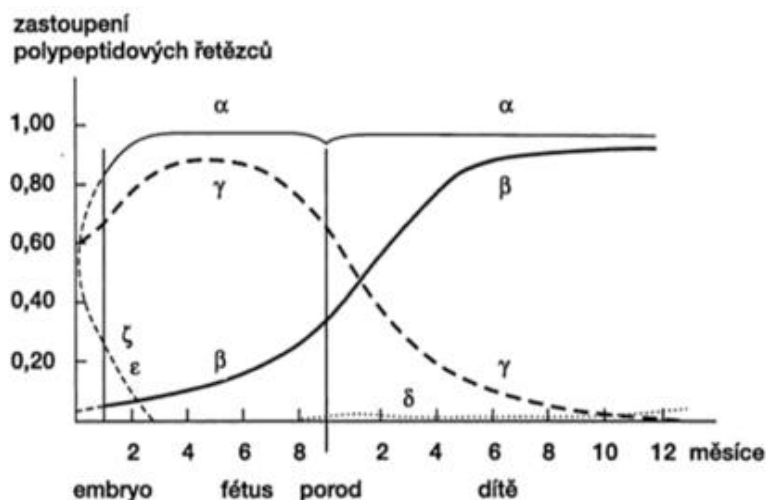
1.2.2. Složení a analýza krve

Krevní objem nedonošených dětí činí 10 až 14 % hmotnosti těla. Periferní krev předčasně narozených dětí má své vlastní charakteristiky. Při narození obsahuje velké množství červených krvinek a má vysoké hladiny hemoglobinu. Nitroděložní krvetvorba je extramedulární na rozdíl od medulární u dospělých. [8]

Hlavním cílem analýzy složení krve novorozence je zjištění množství fetálního hemoglobinu, který převládá a je vytvořen ve fetálních erytrocytech. Fetální hemoglobin je užitečný pro dítě během vývoje plodu, protože je schopen velmi silně vázat kyslík a je odolný proti alkáliím. Ještě před narozením dítěte začíná proces postupného nahrazování fetálního hemoglobinu dospělým hemoglobinem. [9, 10]

1.2.3. Hemoglobin

Hemoglobin je konjugovanou bílkovinou, která se skládá ze čtyř globul. Hlavní funkcí hemoglobinu je transport kyslíku z plic do tkání a odstraňování oxidu uhličitého z tkání opačným směrem. Jednotlivé globuly hemoglobinu jsou tvořeny hemem a globinem. Hem je komplexní sloučeninou porfyrinu a Fe^{2+} . Globin je polypeptidovým řetězcem. Lidský hemoglobin může obsahovat α , β , γ , δ , ϵ a ζ globinové řetězce. Každá molekula hemoglobinu má vždy dva páry globinových řetězců. Míra výskytu jednotlivých druhů řetězců se mění v závislosti na stadiu vývoje lidského organismu (Obr. 1.1). [9, 11]



Obr. 1.1: Míra výskytu jednotlivých druhů globinových řetězců v závislosti na věku. [11]

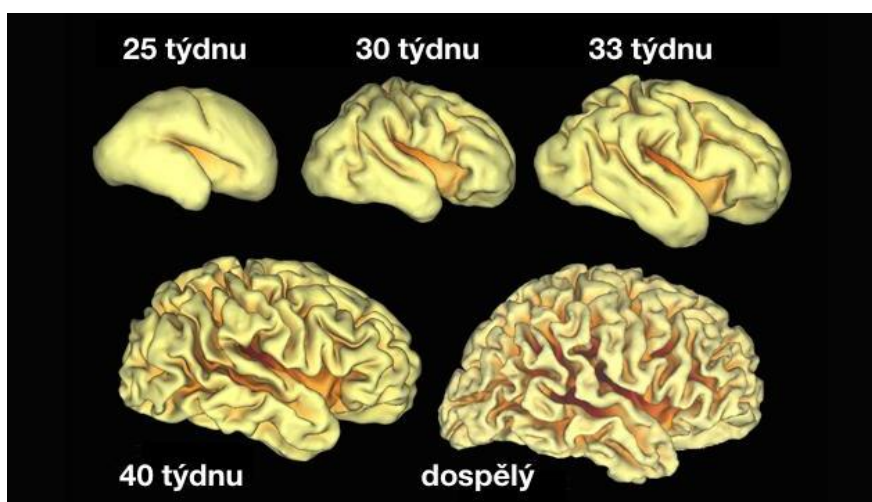
1.2.4. Transport kyslíku do tkání organismu

Klíčovou roli v procesu transport kyslíku do tkání organismu hraje hemoglobin. U člověka se rozlišují dva druhy hemoglobinu: fetální hemoglobin (typ F, z fetus - plod) a dospělý hemoglobin (typ A, z adult - dospělý). Hemoglobin, zvláště fetální, má vysokou afinitu ke kyslíku, v důsledku čehož je krev schopna přenášet postačující množství kyslíku pro organismus. Stupeň vazby kyslíku na hemoglobin závisí především na koncentraci rozpuštěného kyslíku v plazmě. V plicích, kde je mnoho kyslíku, difunduje z plicních sklípků skrz stěny krevních cév a plazmové vodné prostředí a do červených krvinek, kde se váže na hemoglobin. Tím vzniká oxyhemoglobin. Ve tkáních, kde je koncentrace kyslíku nízká, molekuly kyslíku se oddělují od hemoglobinu a difúzí pronikají do tkáně. Nedostatek hemoglobinu nebo červených krvinek vede ke snížení přenosu kyslíku a tím i k narušení biologických procesů v tkáních. [12, 13]

1.3. Cerebrální tkáň

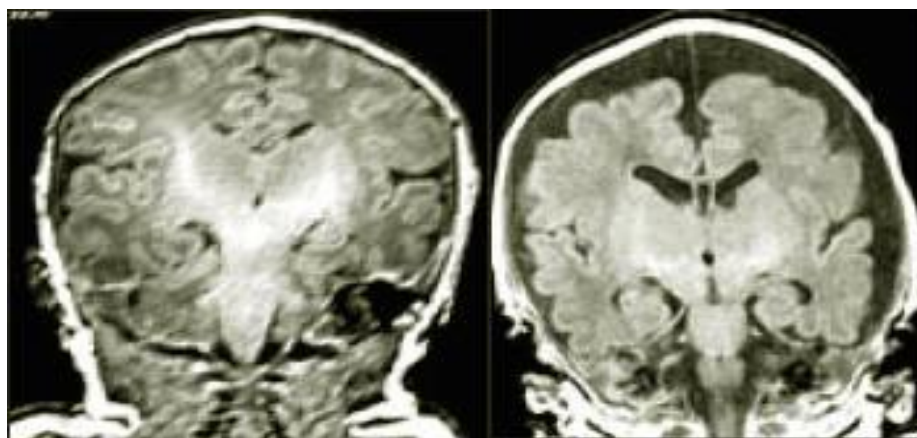
Lidský mozek je orgánem centrální nervové soustavy, skládající se z navzájem propojených nervových buněk a jejich odvětví. Mozek člověka zabírá téměř celou dutinu lebky, kostí, která chrání mozek před vnějším mechanickým poškozením.

Mozek nedonošeného dítěte je velmi odlišný od orgánu, který mají donošené děti. I přes skutečnost, že se nervová trubka formuje v prvních týdnech vývoje plodu, mozek dosahuje svého vývoje mnohem později po narození. Nedonošené dítě má nejen deficit množství bílé a šedé hmoty, ale i strukturální rozdíly. Níže uvedený obrázek znázorňuje vývoj mozku dítěte v týdnech. [14, 15, 16]



Obr. 1.2: Vizualizace vývoje mozku - upraveno [14]

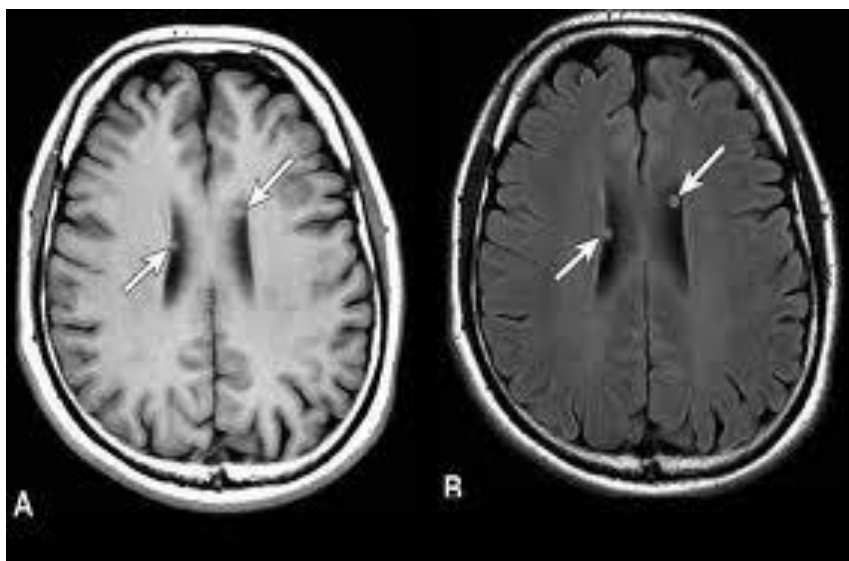
Pro mozek nedonošeného dítěte je charakteristický nižší počet sulci a gyri, přítomnost germinální matrixu, ventrikulomegalie, rozsáhlý subarachnoidální prostor. Germinální matrix je důležitou strukturou pro dozrávání mozku, obsahuje buňky, které pak migrují a vytváří mozkovou kůru a základ mozku. [15, 16, 17]



Obr. 1.3: MRI snímky mozku donošeného (A) a předčasně narozeného (B) dítěte. [15]

1.4. IVH a jeho specificita

Intraventriculární krvácení (IVH) je krvácení, které vzniká nejčastěji u nezralých dětí v oblasti mozkových komor. Tato komplikace je zjevně spojena se zvláštností struktury mozku u této skupiny pacientů: přítomnost struktury, jako je germinální matrix v projekci stěny postranní komory mozku, která má zvláštní strukturu krevních cév. Adaptační změny krevního oběhu novorozence a kolísání krevního tlaku mohou způsobit prasknutí cév germinálního matrixu a následný tok krve do postranních komor a je příčinou intraventriculárního krvácení. Krvácení narušuje normální migraci buněk matrixu, což může vést k opožděnému psychickému a motorickému vývoji dítěte. [18]



Obr. 1.4: Snímek počítačové tomografii mozku extrémně nedonošeného novorozence s IVH, šipky označují přibližnou polohu lokalizaci germinálního matrixu v mozku, a drobné krvácení v projekci matrixe. [19]

Dalšími rizikovými faktory jsou například umělá plicní ventilace, barotrauma, těžký syndrom respirační tísně, hypoxie, hyperkapnie, perzistující ductus arteriosus, volumoexpanze v prvních dnech života a růstová retardace plodu. Během prvních 72 hodin po porodu musí být novorozenci důkladně monitorováni kvůli tomu, že 90 % případů krvácení do mozkových komor vzniká právě v tomto období. [20]

Klinickými projevy jsou nejčastěji křeče, zhoršení dechových obtíží, apnoické pauzy, nestabilita oběhu, vyklenutí fontanely a koma. Není výjimkou asymptomatický průběh IVH. [21]

Existují 4. stupně IVH:

- Stupeň I. — subependymální hematom
- Stupeň II. — krvácení do mozkových komor, komory mají obvyklou šíři
- Stupeň III. — krvácení do mozkových komor, komory jsou rozšířeny
- Stupeň IV. — krvácení do mozkového parenchymu, současně může nebo nemusí být krev v komorách (hemorrhagický periventrikulární infarkt). Infarkt je typicky jednostranný, rozsáhlý, většinou žilního původu. [2, 21]

Krvácení 1. a 2. stupně je omezeno jen na mozkové komory, ve většině případu se spontánně vstřebá zcela bez následků a prognóza dalšího vývoje dítěte je příznivá.

Krvácení 3. stupně, je krvácení do komor většího rozsahu, většinou se též hojí bez reziduí, ale v takovém případě už hrozí větší nebezpečí např. ucpání krevních mozkových cest krevní sraženinou a vznik hydrocefalu.

Krvácení 4. stupně znamená poškození mozkové tkáně, většinou s vážnými následky pro další vývoj dítěte. Závažná psychomotorická retardace postihuje až 90 % dětí s nejtěžším stupněm krvácení (st. IV). Krvácení nebývá izolované. K nepříznivé prognóze přispívají přidružené mozkové léze jako jsou periventrikulární leukomalacie, pontosubikulární nekróza apod. [2, 21]

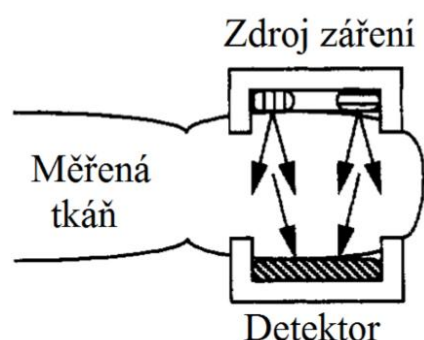
Diagnóza se stanoví nejčastěji pomocí ultrazvukového vyšetření, které se však provádí s velkým časovým odstupem (4-6 hodin). UZ diagnostika neumožňuje zjištění časového rozmezí začátku krvácení. Stanovení stupňů IVH se provádí podle rozsahu krvácení. Léčba již proběhlého krvácení není možná, většina se spontánně vstřebává a hojí sama. Důležitou podmínkou pro rychlejší hojení a příznivou prognózu je pravidelné sledování průběhu a včasná diagnostika komplikací (např. při rozvoji hydrocefalu). Takové komplikace jako hydrocefalus jsou pak řešitelné chirurgicky. UZ diagnostika je užitečná pro stanovení diagnózy a také v následujícím období, při sledování hojení, ale neumožňuje kontinuální kontrolu procesu kvůli velkému časovému rozestupu mezi jednotlivými vyšetřeními. [22, 23]

V současné době se neonatologie rychle rozvíjí, ale dosud neexistuje žádná studie, která by objasnila princip odhalení IVH v reálném čase nebo algoritmus jeho predikce. S rostoucím počtem případů porodů extrémně nezralých novorozenců se toto téma stává naléhavé a aktuální.

1.5. Saturace krve a tkáni kyslíkem

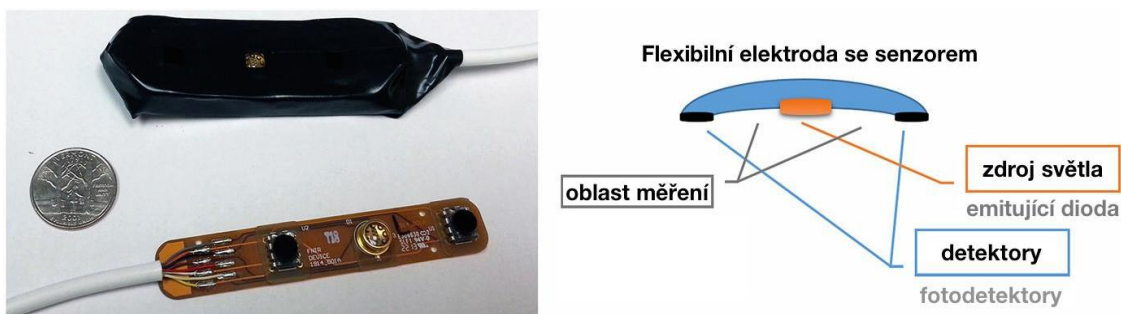
Saturace krve kyslíkem je termín odkazující na frakci kyslíkem nasycené látky vzhledem k jejímu celkovému množství. Lidské tělo reguluje velmi přesně rovnováhu kyslíku v krvi a ve tkáních. Proto nasycení krve kyslíkem je základním parametrem monitorování vitálních funkcí pacientů. [2]

Nejpoužívanější v klinické praxi je pulzní oxymetrie - kontinuální optická transmisní metoda měření hodnoty saturace kyslíkem periferní krve. Metoda spočívá v proměření útlumu záření o dvou vlnových délkách, které prošly skrz tkáň. Míra útlumu je závislá na koncentraci oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu v krvi. Na obrázku 1.5 je zobrazeno umístění zdroje a detektoru při měření optickou transmisní metodou. [24, 25]



Obr. 1.5: Schema umístění zdroje a detektoru záření při optické transmisní metodě měření saturace kyslíkem periferní krve - upraveno [24]

Spektroskopie v blízkém infračerveném spektru (NIRS) je příkladem reflexní optické metody měření saturace krve kyslíkem. NIRS umožňuje monitorování regionální saturace tkáň kyslíkem. Měření se provádí také pomocí záření o dvou vlnových délkách, ale konstrukční uspořádání je jiné - zdroj a detektor jsou umístěné v jedné rovině (Obr. 1.6). Metoda není příliš citlivá, ale NIRS je schopen proniknout hlouběji do vzorku a je nástrojem pro kontinuální měření nasycení tkání kyslíkem. [26, 27]



Obr. 1.6: Konstrukční uspořádání NIRS elektrody - upraveno [26]

1.6. NIRS - princip metody

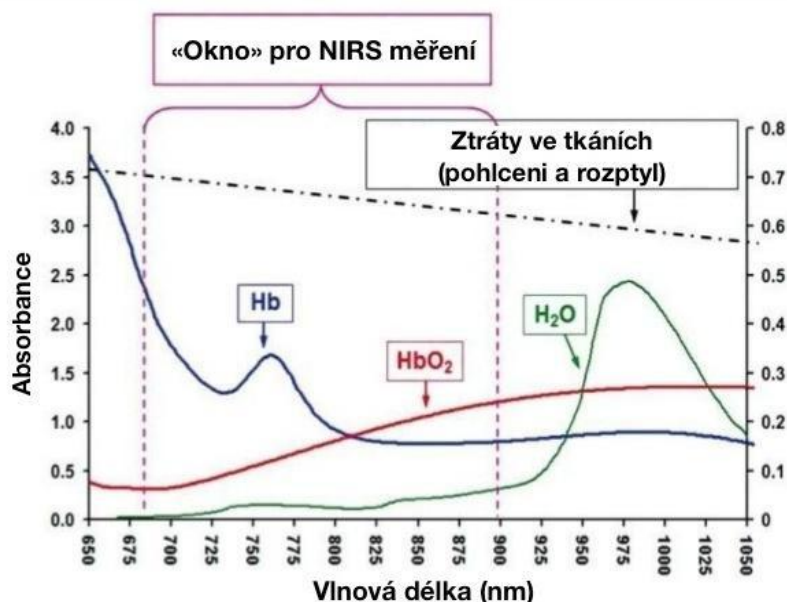
Blízká infračervená spektroskopie (NIRS) je neinvazivní, široce používaná výzkumná metoda, používající infračervenou oblast elektromagnetického spektra, která je nástrojem pro kontinuální měření nasycení tkání kyslíkem (O_2). Metoda je hodně populární v neonatologii, zejména u předčasně narozených dětí a umožňuje monitorování regionálního okysličení tkání, např. mozku. [27]

Principem metody je vyzáření elektromagnetického záření o vlnových délkách 650 až 900 nanometrů do tkáně. Takové záření proniká nejhlouběji do tkáně. Hloubka průniku záření roste s rostoucí vzdáleností zdroje a detektoru záření. Obecně, u běžně používaných senzorů, záření proniká do hloubky 1 – 2,5 centimetru, čímž je zabezpečena možnost monitorování například cerebrální tkáně. [28]

Mimo «okno měření» pomocí NIRS do 650 nanometrů je viditelné záření, které se tkáni velmi dobře absorbují. Největší složku organismu tvoří voda (H_2O), která nejvíce absorbuje záření o vlnových délkách větších, než 900 nanometrů. [28]

Látky krve, které nejvíce absorbují záření o určitých vlnových délkách (pro NIRS 650 – 900 nanometrů) se nazývají chromofóry krve. Chromofóry krve jsou například oxyhemoglobin (HbO_2) a deoxyhemoglobin (Hb).

Koncentrace v krvi oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu se v čase mění, a tím se mění i míra absorpce záření o různých vlnových délkách. Pokud je v krvi vyšší koncentrace deoxyhemoglobinu, pak se více absorbuje červené záření. Zatímco krev s vysokou koncentrací oxyhemoglobinu více absorbuje infračervené záření. [28, 29]



Obr. 1.7: Graf závislosti absorpce na vlnové délce záření. - upraveno [28]

NIRS je založen na Beer-Lambertově zákoně, který popisuje vztah mezi chováním vyzářeného světla a koncentrace látky nebo sloučeniny skrz kterou projde:

$$I = I_0 \cdot e^{-c \cdot d \cdot \varepsilon(\lambda)} \quad (1)$$

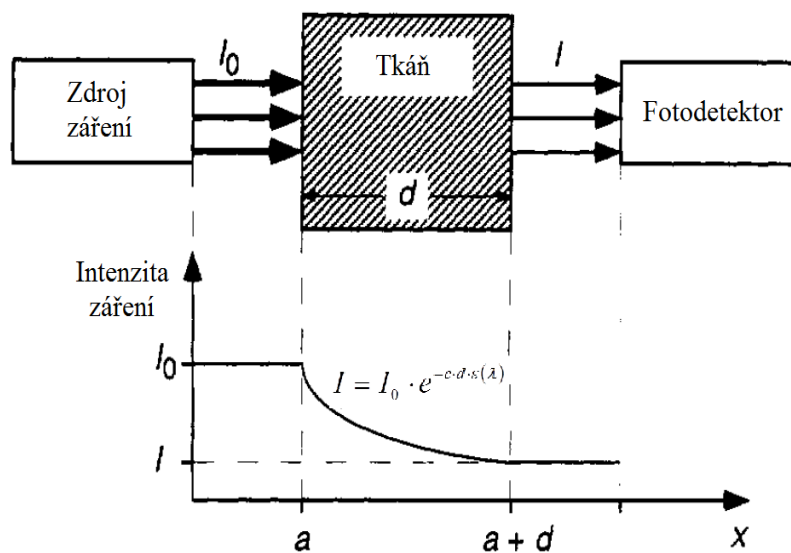
I je intenzita vyzářeného světla

I_0 je intenzita detekovaného světla

c ($\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$) je koncentrace zkoumané látky nebo sloučeniny v tkáni

d (m) je tloušťka tkáně (délka dráhy)

$\varepsilon(\lambda)$ ($\text{l} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) je absorpční koeficient látky pro určitou vlnovou délku.



Obr. 1.8: Znázornění změn intenzity dopadajícího záření v závislosti na tloušťce tkáně dle Lambert-Beerova zákona - upraveno [24]

1.7. Oxygenační indexy

Pro vyznačení míry oxygenace tkání pacienta se využívají oxygenační indexy, jako například FcTOE, FsTOE apod. Indexy popisují stav prokrvení a nasycení tkání kyslíkem a z toho jsou lékaři schopni zjistit informace o zdravotním stavu pacientů. Pro výpočty oxygenačních indexů se používají hodnoty saturace kyslíkem periferní krve (SpO_2) z pulzní oxymetrie a hodnoty regionální saturace kyslíkem tkání (SrO_2), měřené například metodou NIRS. [30, 31]

1.7.1. Fractional cerebral tissue oxygen extraction (FcTOE)

Koeficient cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE) je oxygenačním indexem, který popisuje stav prokrvení a nasycení kyslíkem mozku. Pro jeho výpočet se používají hodnoty saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2) z pulzní oxymetrie a hodnoty regionální saturace kyslíkem cerebrální tkání ($cSrO_2$), měřené metodou NIRS. FcTOE je dán dle vzorce 2, který je uveden níže.

$$FcTOE = \frac{(SpO_2 - cSrO_2)}{SpO_2} \quad (2)$$

Koeficienty cerebrálního vstřebávání kyslíku jsou normalizované hodnoty a tak mohou být použity při analýze, zpracování a porovnání hodnot u různých pacientů. [31]

1.8. Přehled současného stavu

NIRS je relativně novou spektroskopickou metodou, která se nedávno začala používat v medicíně. Otázkou závislosti průběhu a stupňů IVH u nedonošených novorozenců na změnách nasycení krve kyslíkem a zvláště regionálně (v mozku) se zabývalo jen velmi málo vědců.

Alper Bozkurt a jeho výzkumný tým předpokládal, že může existovat korelace mezi průtokem krve mozkiem a mozkovým okysličením, což může následně souviset s výskytem intraventrikulárních krvácení u předčasně narozených dětí. Na základě toho vznikl předpoklad, že NIRS může pomoci s odhalením počátku krvácení. Následně tým A. Bozkurta v roce 2002 publikoval 2 vědecké články:

- Predicting the Onset of Intraventricular Hemorrhage in Premature Infants by Using Functional Optical Imaging
- A Novel Method for Predicting the Onset of Intraventricular Hemorrhage in Premature Infants by Using Near Infrared Spectroscopy

První je teoretickou studií tvrdí, že aplikace NIRS může být použita pro průběžné sledování mozku novorozence v reálném čase a poskytuje prediktivní, kvantitativní parametry pro včasnou detekci IVH. Způsob předpovědi nástupu IVH pomocí informací o nasycení mozku kyslíkem, získaných pomocí NIRS, však autoři nepopisují. [32]

Druhá studie je také teoretická a tvrdí, že techniky aplikace NIRS v kombinaci s delučními metody, metody měření pO_2 a pCO_2 nebo pulsní oxymetrií neposkytují ani možnost sledování v reálném čase ani prognostickou hodnotu pro předpověď vzniku krvácení. Na druhou stranu, i když je IVH jakkoli předpovězeno, není přesně známo, který parametr by měl být ovlivňován, aby se zabránilo vzniku IVH, jelikož IVH je ovlivněno mnoha parametry, jako je krevní tlak, hladina okysličení, saturace hemoglobinu atd. [33]

Autoři dále uvádějí, že za účelem vyhodnocení účinnosti metody predikce IVH je zapotřebí provést hodnocení aktivace čelního laloku u novorozenců. Ultrazvuková stimulace bude použita k prokázání evokovaných změn regionální hemodynamiky u kojenců po stimulaci senzoryurou. Následně by měla být vyhodnocena korelace výsledku s nálezy EEG. Avšak autoři se jen chystají na provedení studie, která by potvrdila nebo vyvrátila tyto předpoklady. [32, 33]

Ying Zhang a jeho tým analyzovali tříhodinové NIRS záznamy 5 předčasně narozených dětí s IVH a 12 předčasně narozených dětí bez IVH. Hlavním zjištěním této studie bylo, že kojenci s IVH měli nižší soudržnost (koherenci) mezi arteriálním krevním tlakem (BP) a zbavením kyslíku hemoglobinem odvozené z NIRS. Parametry odvozené z analýzy přenosových funkcí však neukázaly významné rozdíly od normy a hypotéza detekce IVH pomocí analýzy změn BP byla zamítnuta. [34]

Další studie byla provedena týmem Elise A. Verhagena. Tato případová studie zkoumala případy 17. předčasně narozených dětí s IVH 1. až 3. stupně nebo s periventrikulárním hemoragickým infarktem. Cerebrální saturace a transkutánní arteriální saturace kyslíkem byly měřeny během 2 hodin vždy 1. až 5., 8. a 15. den po porodu. Víceúrovňová analýza ukázala, že cerebrální saturace byla nižší a FcTOE vyšší u kojenců s IVH ve dnech 1, 2, 3, 4, 5, 8 a 15. Největší rozdíl mediánů cerebrální saturace byl zjištěn 5. den po narození, 64 % u dětí s IVH versus 77 % u kontrolních subjektů, a FcTOE medián 0,30 versus 0,17. Cerebrální saturace a FcTOE nebyly ovlivněny stupněm IVH. Závěrem bylo naznačeno, že cerebrální perfúze se trvale snižuje po dobu 2 týdnů u kojenců s IVH, dokonce i za přítomnosti mírného krvácení. [31]

V současné době dochází k rychlému rozvoji této problematiky ale zatím neexistuje žádná metoda nebo publikovaná studie, která by objasnila princip predikce IVH, nebo alespoň jeho detekci v reálném čase. Počet případů porodů extrémně nezralých novorozenců stále roste a téma predikce IVH se stává naléhavé a aktuální.

1.9. Cíle práce

Cílem této práce je pomocí analýzy záznamu regionální cerebrální oxygenace extrémně nezralých novorozenců bez intraventriculárního krvácení a s IVH 1. - 4. stupňů navrhnout vhodné identifikátory IVH.

1.10. Hypotézy

Z přehledu současného stavu uvedeného v kapitole 1 vyplývá, že existují předpoklady, že detekce IVH by mohla být prováděna pomocí NIRS technologie. Dosud nebyl popsán efektivní algoritmus pro nalezení vhodných identifikátorů intraventriculárního krvácení. Poptávka po takových algoritmech se ale stále zvyšuje s rostoucím počtem případů předčasných porodů.

Na základě těchto zjištění a požadavků byla stanovena pracovní hypotéza a definován cíl – navrhnout algoritmus, který by umožnil identifikaci IVH. Dílčí cíle a hypotézy jsou definovány níže, řešení jednotlivých cílů je popsáno v následující kapitole č. 2.

Pro navržení vhodných identifikátorů IVH byly formulovány 6 hypotéz, které následně budou testovány a následně ověřovány pro zjištění účinnosti navržených metod:

Hypotéza 1

Stupeň IVH závisí na čase, během kterého měl pacient hodnoty regionální cerebrální oxygenace nižší, než stanovené normy.

Hypotéza 2

Stupeň IVH závisí na ploše, která se nachází pod stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace a zároveň nad křivkou cSrO₂.

Hypotéza 3

Stupeň IVH závisí na spektrálním rozložení normalizovaných hodnot regionální cerebrální oxygenace.

Hypotéza 4

Stupeň IVH závisí na spektrálním rozložení normalizovaných hodnot FcTOE.

Hypotéza 5

Stupeň IVH závisí na variabilitě hodnot druhé diference v 1 minutových intervalech koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE).

Hypotéza 6

Stupeň IVH závisí na variabilitě hodnot druhé diference ve 20 minutových intervalech koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE).

2. Metody

Tato kapitola diplomové práce bude se věnovat popisu přístrojů, nástrojů a metod pro získávání zpracování a analýzu patientských dat pro testování navržených hypotéz a realizace cílů práce.

2.1. Vstupní data pro realizaci studie

Studie byla prováděna v rámci dlouholeté spolupráce Fakulty Biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze a Gynekologicko - porodnické kliniky 1. LF UK a VFN v Praze a zároveň byla podpořená SGS ČVUT r.č. OHK4-021/14.

Všechny zpracovávané data byly naměřené u pacientů s nižší porodní hmotnosti, které se narodily extrémně předčasně a během prvních 72 hodin po porodu byli monitorováni kvůli riziku vzniku IVH.

Pro monitorování extrémně nedonošených dětí na Gynekologicko - porodnické klinice 1. LF UK a VFN v Praze jsou používány NIRS přístroje INVOS 5100c (Medtronic, Dublin, Irsko) a monitory vitálních funkcí Delta (Dräger, Lübeck, Germany).

2.2. Používané přístroje

2.2.1. INVOS 5100C

Systém INVOS 5100c je NIRS monitorovací systémem a umožňuje sledování změn regionální saturace tkání kyslíkem (SrO_2) v reálném čase. [35]



Obr. 2.1: Přístroj INVOS 5100c (Medtronic, Dublin, Irsko) [35]

Systém má možnost připojení až 4 kanálů pro měření: levý a pravý cerebrální a dva somatické (Obr. 2.2). Senzory přístroje obsahují dva detektory (hlubkový a povrchový) a jednu LED diodu, která je zdrojem záření o vlnových délkách 730 a 810 nanometrů. Měřicí rozsah přístroje je 15 – 95 %.



Obr. 2.2: Příklad umístění senzoru čtyř kanálu přístroje INVOS 5100c: A) cerebrální, B) peri-renální a C) abdominální [36]

Přístroj NIRS má nastavenou frekvenci ukládání dat cca. 6-krát do minuty. Data z přístroje INVOS 5100C lze exportovat ve formátu ASCII souboru s příponou .RX, kde X je číslo od 1 do 99. Po otevření souboru jsou data uspořádána řetězově a oddělená mezerou (Obr. 2.3). Řetězec pro jeden okamžik času obsahuje 51 ukazatelů a hodnot, které zahrnují identifikaci pacienta, datum, čas, hodnoty regionální saturace tkání kyslíkem, kódy událostí a kódy statusu pacienta z 4 kanálu. Paměť přístroje má kapacitu pro maximálně 28 hodin záznamu, poté se data přepisují. [36]

```
07.00.0014/1/1 05.12.14 10:37:01 L 83 0 4 0 0 0 0 62 -0.3496 -0.4350  
0 AC1421020401-E 0 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 07.00.0014/1/1 05.12.14 10:40:0  
0 0 0 11 0 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 0 AC1421020401-E  
0 1 0 0 0 0 27 0.0000 0.0000 0 51 0 0 0 11 0 0 0 0 40 0  
4 0 0 0 0 62 -0.3093 -0.4130 0.0000 0 R 0 0 1 0 0 0 27 0.0000  
0000 07.00.0014/1/1 05.12.14 10:54:46 L 80 0 4 0 0 0 62 -0.3030 0.0000  
0 AC1421020401-E 0 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 07.00.0014/1/1 05.12.14  
0 52 0 0 11 0 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 0 AC1421020401-E  
0 0 0 1 0 0 0 27 0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 0 51 0 0 11 0 0 0 0 40  
0 4 0 0 0 62 -0.3590 -0.4522 0 R 0 0 1 0 0 0 27 0.0000  
0 0.0000 07.00.0014/1/1 05.12.14 11:12:32 L 82 0 4 0 0 0 62 -0.367  
0 AC1421020401-E 0 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 07.00.0014/1/1 05.1  
0 0 51 0 0 11 0 0 0 40 0.0000 0.0000 0.0000 0 52 0 0 11 0 0 0  
0 R 0 0 1 0 0 27 0.0000 0.0000 0.0000 0 51 0 0 11 0 0 0  
L 81 0 4 0 0 62 -0.3050 -0.4049 0 R 0 0 1 0 0 0 2  
07.00.0014/1/1 05.12.14 11:30:17 L 81 0 4 0 0 62
```

Obr. 2.3: Ukázka formátu surových dat, importovaných z přístroje INVOS 5100C.

2.2.2. Monitor Delta

Pacientský monitor vitálních funkcí Delta měří životně důležité parametry, jako jsou srdeční tep, teplota, EKG, EEG, invazivní a neinvazivní krevní tlak, srdeční výdej, respirační parametry, periferní krevní saturaci a další. [37]



Obr. 2.4: Pacientský monitor Delta (Dräger, Lübeck, Germany). [37]

Monitor Delta má nastavenou frekvenci snímání 1-krát do minuty. Paměť přístroje má kapacitu pro maximálně 24 hodiny záznamu, poté se přepisují. Data z patientského monitoru Delta lze exportovat ve formátu CSV. (hodnoty oddělené čárkami). Po otevření souboru data jsou uspořádána řetězově a oddělená čárkou (Obr. 2.5). Řetězec pro jeden okamžik času obsahuje 9 ukazatelů a hodnot: srdeční frekvence (bpm), periferní krevní saturace (%), puls odvozený z pletismografické křivky (ppm), systolický, diastolický a střední neinvazivní krevní tlak (mmHg) a respirační frekvence (počet dechu za minutu).

```

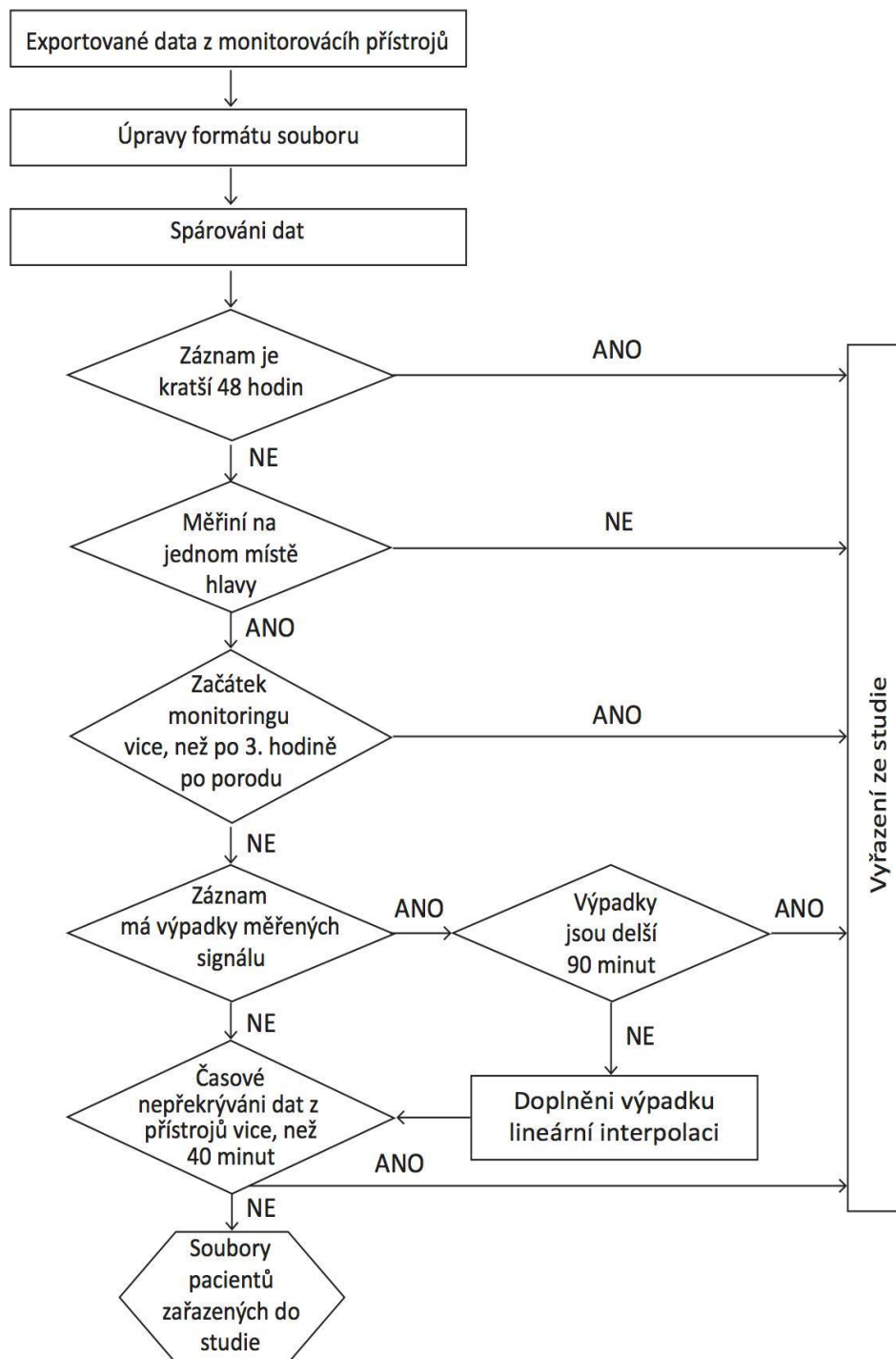
Date,Time,HR,SpO2,PLS,NBP S,NBP D,NBP M,RESP,
,mmHg,mmHg,mmHg,
12/05/14,01:54,***,84,145,, , ,***,
12/05/14,01:55,***,86,145,, , ,***,
12/05/14,01:56,***,90,148,, , ,***,
12/05/14,01:57,***,91,149,, , ,***,
12/05/14,01:58,***,94,152,, , ,***,
12/05/14,01:59,***,95,153,, , ,***,
12/05/14,02:00,***,96,154,, , ,***,
12/05/14,02:01,***,95,156,, , ,***,
12/05/14,02:02,***,94,159,, , ,***,
12/05/14,02:03,***,96,159,, , ,***,
12/05/14,02:04,***,97,160,, , ,***,
12/05/14,02:05,***,97,161,, , ,***,
12/05/14,02:06,***,97,162,, , ,***,
12/05/14,02:07,***,97,161,, , ,***,
12/05/14,02:08,***,97,162,, , ,***,
12/05/14,02:09,***,97,163,, , ,***,
12/05/14,02:10,***,96,163,, , ,***,
12/05/14,02:11,***,95,164,, , ,***,
12/05/14,02:12,***,97,163,, , ,***,
12/05/14,02:13,***,94,160,, , ,***,

```

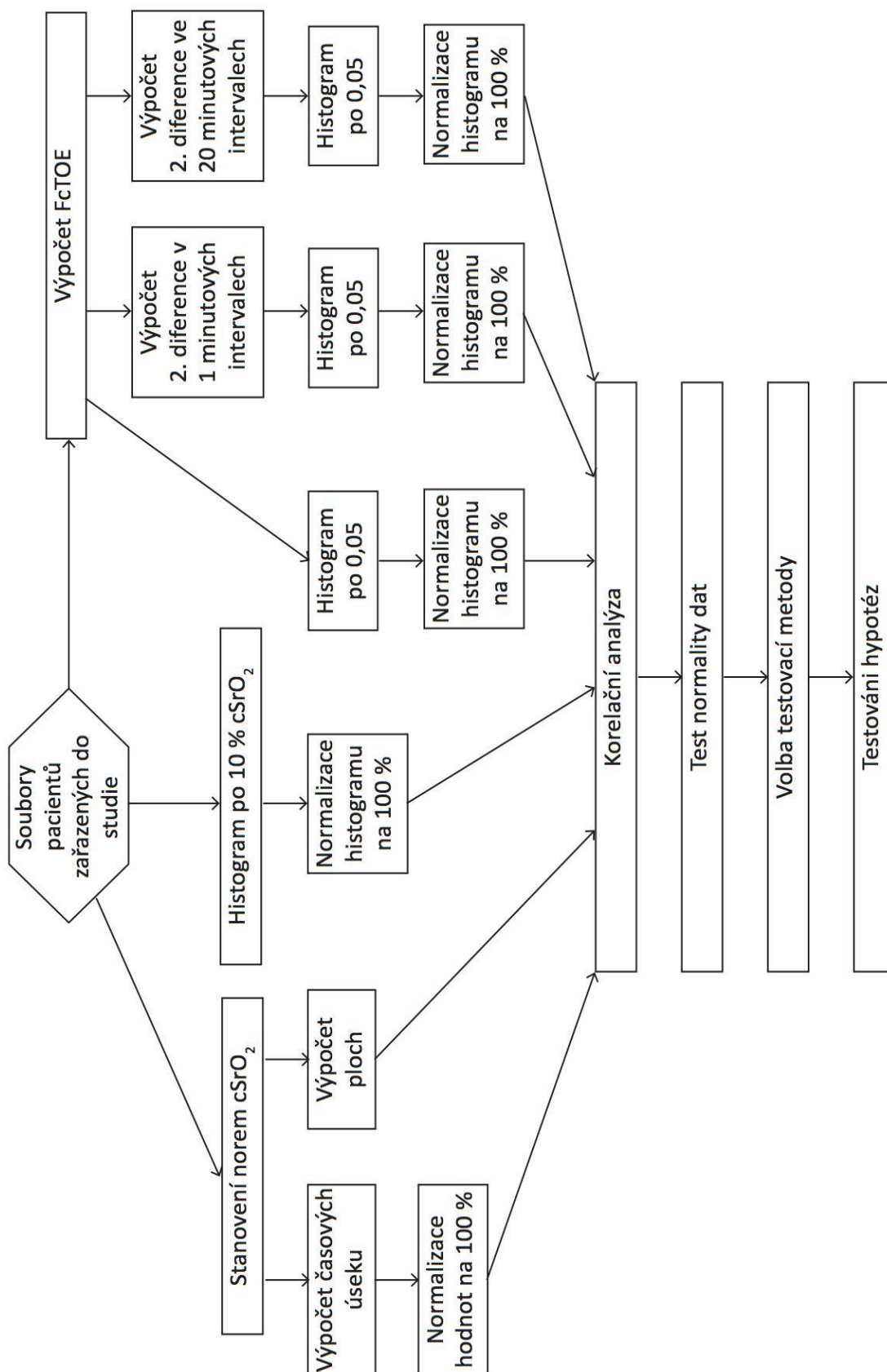
Obr. 2.5: Ukázka formátu surových dat, importovaných z patientského monitoru Delta.

2.3. Zpracování dat

Pro zpracování dat byl vytvořen algoritmus, který zahrnuje předzpracování dat, datové úpravy a fáze testování hypotéz (Obr. 2.6 a 2.7).



Obr. 2.6: Algoritmus předzpracování dat.



Obr. 2.7: Algoritmus datových úprav a fázi testování hypotéz

2.3.1. Předzpracování dat

Exportovaná data 96 pacientů, obsahující záznamy z NIRS monitoru a monitoru vitálních funkcí byla převedena do formátu .XLS, pro možnost dalšího zpracování pomocí SW Microsoft Office Excel. Řádky a sloupce byly rozdělené nástrojem «Text do sloupců». Jako oddělovací znaky byly zvoleny tabulátory, čárky, středníky, mezery a dvojtečka. Dvojtečka byla zvolena jako oddělovač z důvodu rozdělení formátu času z hh:mm:ss do 3 sloupců - hodina, minuta, vteřina. Čas je proměňován do takového formátu pro následující párování hodnot ze dvou přístrojů a to z důvodu, že monitorovací přístroje mají různé vzorkovací frekvence (NIRS monitor má nastavenou frekvenci snímání cca. 6 krát do minuty, a monitor vitálních funkcí má nastavenou frekvenci snímání 1krát do minuty).

Následně bylo provedeno v prostředí MATLAB spárování dat z obou přístrojů a byla vytvořena výsledná tabulka, která se pak ukládá jako nový .XLS soubor pro každého pacienta. Každá výsledná tabulka obsahuje hodnoty $c\text{SrO}_2$ a SpO_2 pro každou minutu záznamu (viz. Příloha A).

Pro vyloučení nekvalitních záznamů, které by mohly zkreslit výsledky, byly zvoleny následující vylučovací kritéria:

- doba monitorace kratší než 48 hodin
- měření nebylo provedeno na jednom místě hlavy novorozence po celou dobu sledování.
- začátek monitoringu po více než 3 hodinách po porodu
- výpadky měřených signálu delší než 90 minut.
- časové nepřekrývání dat z přístrojů NIRS a patientského monitoru o více než 40 minut

U každého patientského záznamu byly kontrolovány a nahrazovány výpadky měřených signálů pomocí lineární interpolace dat.

Ve výběru pak zůstalo celkem 26 záznamů pacientů, kde záznamové soubory splnily výše uvedené podmínky. K dispozici bylo celkem:

- 12 záznamů pacientů bez IVH
- 5 záznamů pacientů s IVH 1.stupně
- 4 záznamy pacientů s IVH 2.stupně
- 2 záznamy pacientů s IVH 4.stupně
- 3 záznamy pacientů: bez IVH, s IVH 1.stupně a s IVH 2. stupně, určené pro kontrolu účinností metod a označené dále jako pacienti A, B a C.

2.3.2. Zpracování dat pro testování hypotéz

Hodnoty norem pro $cSrO_2$ pro následné porovnání s patientskými data byly stanovené na úroveň 60 %, 65 %, 70 %, 75 % a 80 %.

Pomocí algoritmu vytvořeného v prostředí MATLAB pro každý soubor dat cerebrální saturace každého pacienta byly vypočteny časové úseky pro jednotlivé stanovené normy tak, aby byly každému pacientovi přiřazené jednotlivé hodnoty velikosti časových úseků a velikosti ploch, kdy hodnoty $cSrO_2$ se nacházely pod normou pro každou hodnotu stanovené normy.

Pro další zpracování hodnoty velikosti časových úseku pro každou hodnotu stanovené normy $cSrO_2$ byly normalizované na 100 % pomocí vzorce 3 tak, aby velikost časového úseku byla ukazována procentem z celkové doby monitorování pacienta.

$$A = \frac{B}{N} \cdot 100\% \quad (3)$$

kde A je normalizovaná hodnota (%), B je velikost časového úseku (min.) a N je hodnota délky monitorování cerebrální saturace kyslíkem daného pacienta (min.).

Pomocí algoritmu vytvořeného v prostředí MATLAB byly pro jednotlivé pacienty vypočítány histogramy dosažených hodnot cerebrální saturace po 10% intervalech. Histogramy byly normalizovány na 100 % obdobně, jak to bylo popsáno u časových úseků. Celková četnost byla považovaná za 100 %, a četnosti v rámci každého intervalu byly transformované na procentní částky.

Pro každou minutu každého záznamu byly vypočteny koeficienty cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE). Pro hodnoty FcTOE byly také vygenerovány histogramy s intervaly 0,05, které byly obdobně normalizovány na 100 %.

Koeficienty cerebrálního vstřebávání kyslíku jsou normalizovanými hodnotami a ukazují místa značného navýšení cerebrálního vstřebávání kyslíku jako fyziologickou reakci organismu na změny hemodynamiky. Pro detekci změn hemodynamiky, které by mohly poukazovat na krvácení, byla zvolena metoda analýzy variability hodnot 2. difference koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku po 1 minutě a po 20 minutách, která poukazuje na místa změn rychlosti absorpce kyslíku ve tkáních, dle vzorce 4 a 5:

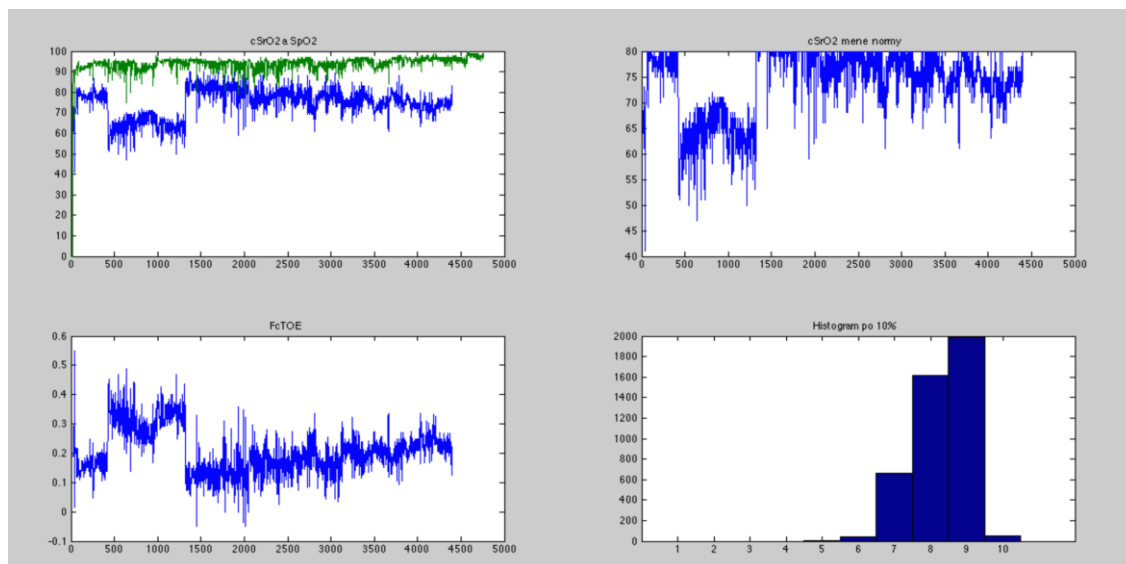
$$2. \text{diff}_i = ||x_i - x_{i-1}| - |x_{i-1} - x_{i-2}|| \quad (4)$$

$$2. \text{diff}_i = ||x_i - x_{i-20}| - |x_{i-20} - x_{i-40}|| \quad (5)$$

kde i je pořadová minuta života a x je hodnota FcTOE.

Pro každého pacienta pro oba soubory druhých diferencí byly spočítány a následně normalizovány na 100 % histogramy hodnot, s intervalem 0,05.

Jako průběžný výsledek zpracování dat a pro vizualizace je nastaveno generování grafu v prostředí MATLAB (Obr. 2.8). Grafy pomáhají vizuálně znázornit průběhy změn sledovaných hodnot $cSrO_2$, SpO_2 a $FcTOE$ v čase a taky posoudit je subjektivně uživatelem.



Obr. 2.8: Příklad grafu s vygenerovanými průběhy zpracovaných dat: vlevo nahoře vizualizace průběhu signálu $cSrO_2$ a SpO_2 ; vlevo dole průběh hodnot $FcTOE$; vpravo nahoře graf, který znázorňuje aplikace stanovené normy $cSrO_2$ 80 %; vpravo dole histogram rozložení hodnot po 10% intervalech.

Tímto procesem vzniklo celkem 6 tabulek (viz. Příloha B):

- Normalizované hodnoty časových úseků pro jednotlivé normy $cSrO_2$;
- Vypočtené plochy pod křivkou (AUC) pro jednotlivé normy $cSrO_2$;
- Normalizované histogramové rozložení $cSrO_2$;
- Normalizované histogramové rozložení $FcTOE$;
- Normalizované histogramové rozložení 2. difference $FcTOE$ v 1 minutových intervalech;
- Normalizované histogramové rozložení 2. difference $FcTOE$ ve 20 minutových intervalech.

Pro jednotlivé tabulky byly zpracované grafy v prostředí MS Excel (viz. Příloha C).

Pro zajištění následného testování hypotéz byly provedeny korelační analýzy v rámci jednotlivých patientských souborů, zvláště pro každé výše zmíněné tabulky. Korelační analýza byla prováděna v prostředí MS Excel vždy tak, že soubor každého pacienta byl korelován s každým souborem jiných pacientů a to v rámci jedné tabulky a zjištěním Pearsonová korelačního koeficientu, viz vzorec 6:

$$r = \frac{\sum(x - \bar{x}) \cdot (y - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x - \bar{x})^2 \cdot \sum(y - \bar{y})^2}} \quad (6)$$

kde x a y jsou střední hodnoty jednotlivých souborů normalizovaných dat.

Tím vzniklo dalších 6 tabulek korelačních koeficientů (viz Příloha D).

Před volbou metod pro testování hypotéz bylo provedeno testování normality rozložení dat v jednotlivých tabulkách korelačních koeficientů. Testování normality rozložení dat vždy se prováděly v rámci jednotlivých skupin korelačních koeficientů se shodnými parametry korelování, např. skupina korelačních koeficientů vzniklých korelováním souboru hodnot ploch pod stanovenou normou u pacientů bez IVH a s IVH 1. stupně. Jednotlivé skupiny jsou barevně odlišeny v tabulkách korelačních koeficientů, viz příloha D.

Testování normality rozložení dat bylo prováděno v prostředí MATLAB pomocí Lilliefordova testu normality rozložení dat na 5% hladině významnosti. Bylo zjištěno, že data nemají normální rozdělení a následně budou muset být testovány pouze neparametrickými nepárovými testy.

Jako neparametrický nepárový test byl zvolen Mann - Whitneův U-test. Touto metodou se stanoví, zda-li je dostatečně malá oblast překřížení hodnot mezi dvěma řadami. Čím menší je hodnota kritéria, tím větší je pravděpodobnost, že rozdíly mezi hodnotami parametrů vzorků jsou patrná. Metoda umožňuje testování souboru rozdílné velikosti. Omezením daného testu je, že v každém z testovaných souborů dat musí být alespoň 3 hodnoty. Tímto omezením se vylučují z testování soubory korelačních koeficientů dat pacientů s IVH 4. stupně korelovaných mezi sebou.

Testování skupin korelačních koeficientů se provádělo v prostředí MATLAB na 5% hladině významnosti. Testování se provádělo vždy mezi dvěma skupinami korelačních koeficientů s tím, že jedna z nich obsahovala vždy korelační koeficienty v rámci jedné skupiny se stejným stupněm IVH. Druhá skupina vždy obsahovala korelační koeficienty, vzniklé korelací mezi soubory dat pacientů se stupněm IVH první skupiny a soubory dat pacientů s jiným stupněm IVH.

Testování pro kontrolu účinnosti bylo provedeno pro každou metodu. Pro toto testování byly použity skupiny korelačních koeficientů pacientů A, B a C. Každá skupina korelačních koeficientů vzniklých korelací mezi hodnotami souborů pacientů A, B nebo C a jednotlivými soubory hodnot pacientů v rámci jedné skupiny IVH byla testována vůči souboru korelačních koeficientů, vzniklých korelací hodnot v rámci skupin pacientů se stejným stupněm IVH.

3. Výsledky

Výsledky obsahují pro každou hypotézu tabulku shody skupin korelačních koeficientů, rozhodnutí ohledně nutnosti zamítnout hypotézu H_0 a graf testování pro kontrolu účinnosti metody.

Hypotéza 1

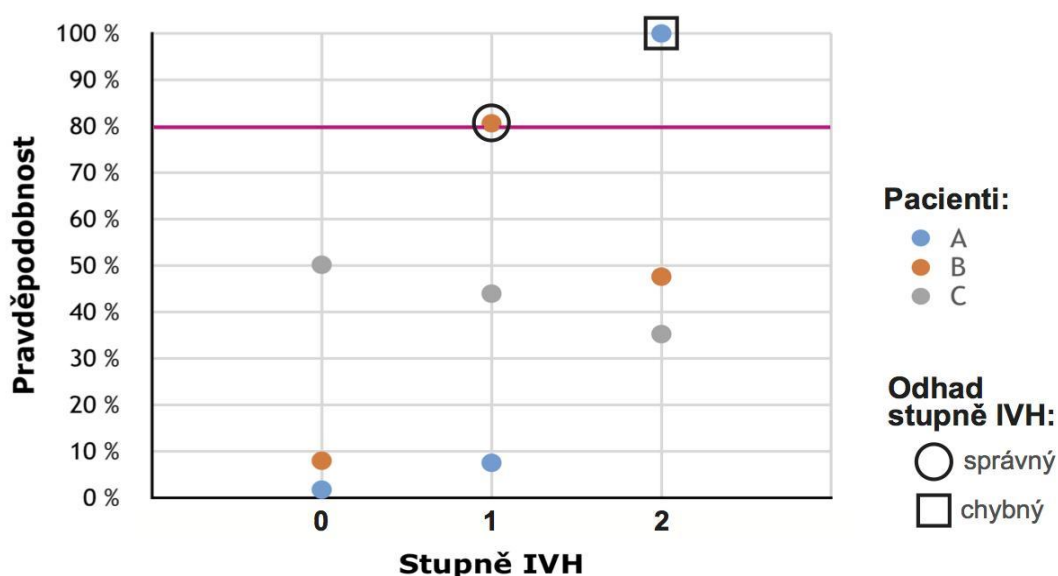
Stupeň IVH závisí na čase, během kterého měl pacient hodnoty regionální cerebrální oxygenace nižší, než stanovené normy.

H_0 : soubory korelačních koeficientů normalizovaných na 100 % hodnot úseku časů pod normou $cSrO_2$ skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou sobě podobné méně než z 80 % obsahu.

Tab. 3.1: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na čase, během kterého pacient měl hodnoty regionální cerebrální oxygenace nižší, než určené normy.

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 84% | 17% | 40% |
| 1 | 12% | 100% | 9% | 27% |
| 2 | 32% | 15% | 100% | 28% |

H_0 se zamítá.



Obr. 3.1: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikaci IVH podle času, během kterých měl pacient hodnoty regionální cerebrální oxygenace nižší, než určené normy.

Hypotéza 2

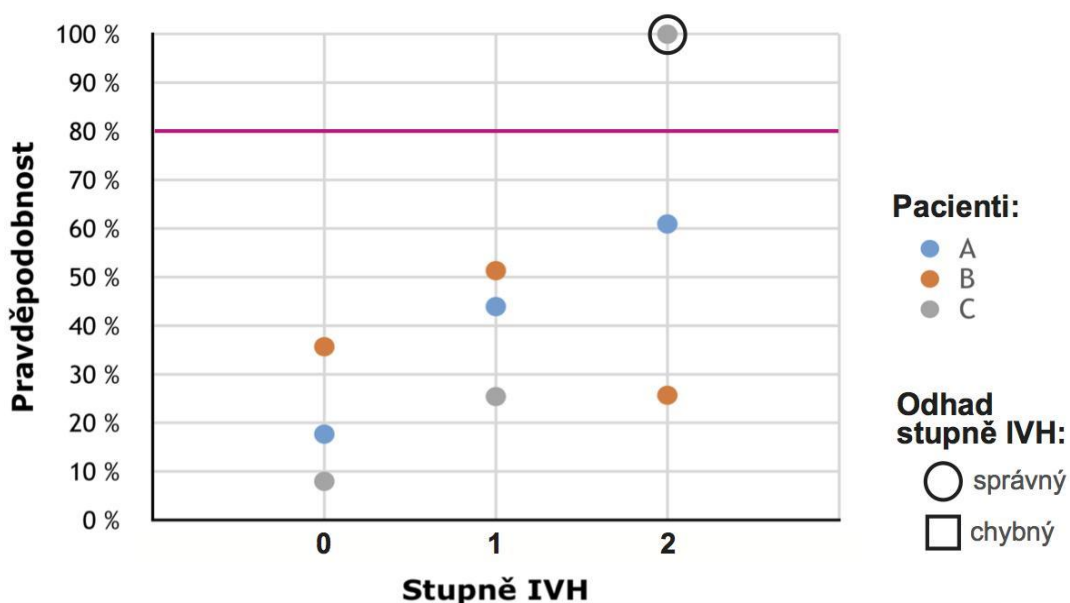
Stupeň IVH závisí na ploše, která se nachází pod stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace a zároveň nad křivkou cSrO₂.

H0: soubory korelačních koeficientů ploch (AUC) pod určenými normami cSrO₂ skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou sobě podobné méně než z 80 %.

Tab. 3.2: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na ploše mezi křivkou a stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace.

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 77% | 40% | 22% |
| 1 | 6% | 100% | 37% | 8% |
| 2 | 33% | 11% | 100% | 18% |

H0 nelze zamítnout.



Obr. 3.2: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikace IVH podle plochy mezi křivkou a stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace.

Hypotéza 3

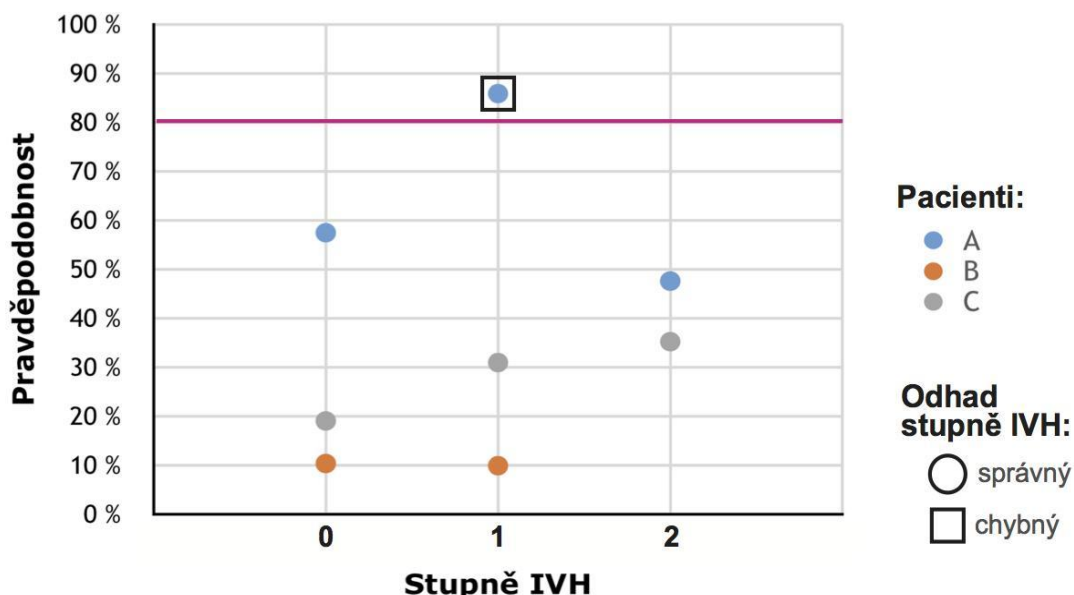
Stupeň IVH závisí na spektrálním rozložení normalizovaných na 100 % hodnot histogramu regionální cerebrální oxygenace.

H0: soubory korelačních koeficientů normalizovaných hodnot regionální cerebrální oxygenace skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou sobě podobné méně než z 80 %.

Tab. 3.3: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na spektrálním rozložení normalizovaných hodnot regionální cerebrální oxygenace.

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 7% | 4% | 49% |
| 1 | 39% | 100% | 1% | 91% |
| 2 | 57% | 74% | 100% | 75% |

H0 se zamítá.



Obr. 3.3: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikací IVH podle spektrálního rozložení normalizovaných hodnot regionální cerebrální oxygenace.

Hypotéza 4

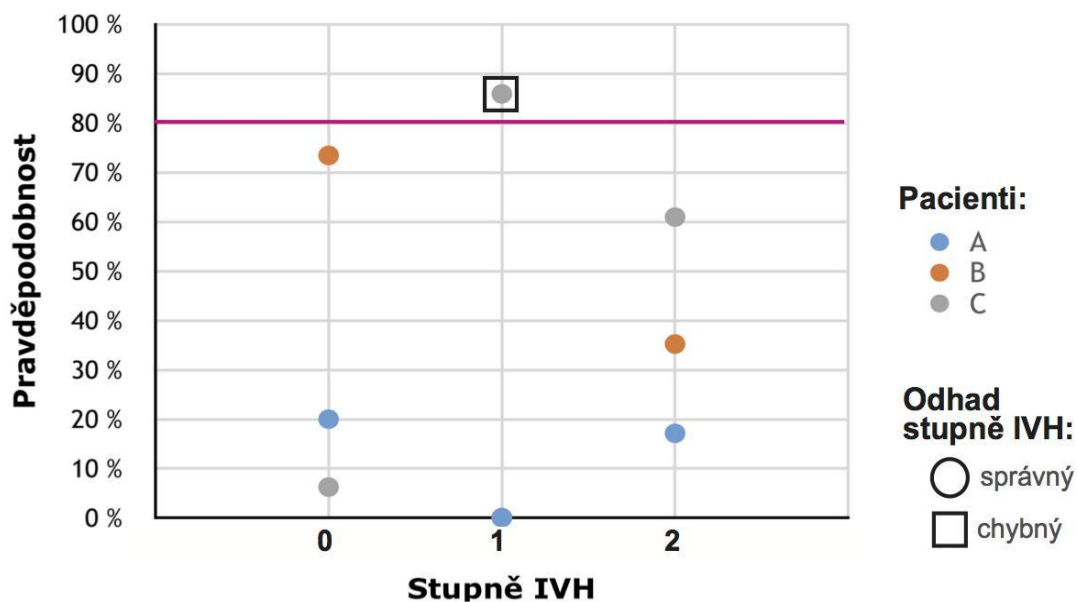
Stupeň IVH závisí na spektrálním rozložení normalizovaných na 100 % hodnot histogramu FcTOE.

H0: soubory korelačních koeficientů normalizovaných hodnot FcTOE skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou podobné sobě méně než z 80 %.

Tab. 3.4: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na spektrálním rozložení normalizovaných hodnot FcTOE,

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 0% | 32% | 10% |
| 1 | 0% | 100% | 0% | 52% |
| 2 | 57% | 48% | 100% | 75% |

H0 nelze zamítnout.



Obr. 3.4: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikací IVH podle spektrálního rozložení normalizovaných hodnot FcTOE,

Hypotéza 5

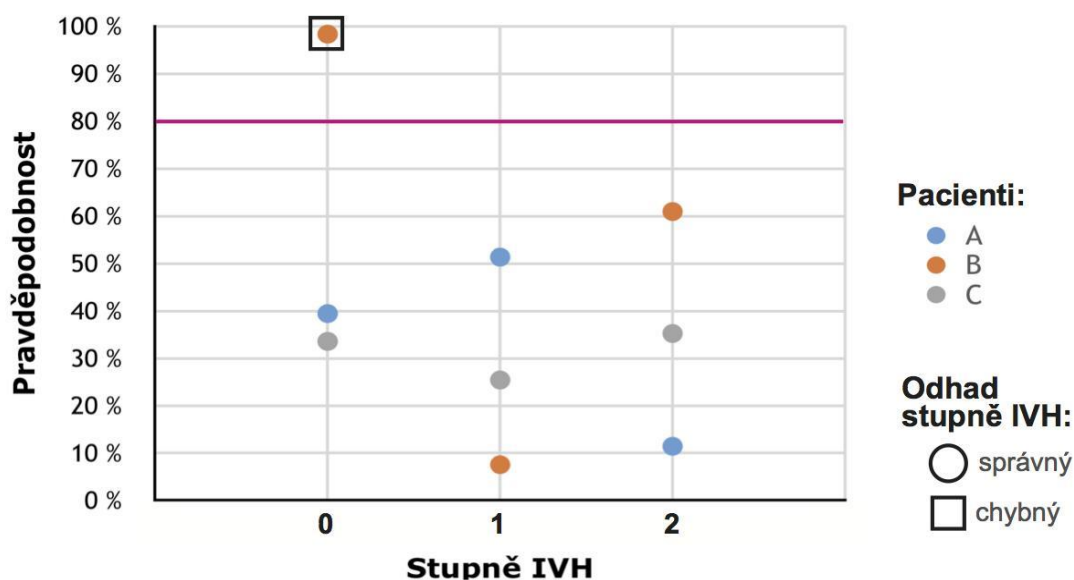
Stupeň IVH závisí na variabilitě hodnot druhé diference v 1 minutových intervalech koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE).

H0: soubory korelačních koeficientů normalizovaných hodnot druhé diference v 1 minutových intervalech skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou sobě podobné méně než z 80 %.

Tab. 3.5: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na variabilitě hodnot druhé diference v 1 minutových intervalech FcTOE.

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 33% | 65% | 37% |
| 1 | 18% | 100% | 50% | 27% |
| 2 | 82% | 83% | 100% | 66% |

H0 se zamítá.



Obr. 3.5: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikaci IVH podle variability hodnot druhé diference v 1 minutových intervalech FcTOE.

Hypotéza 6

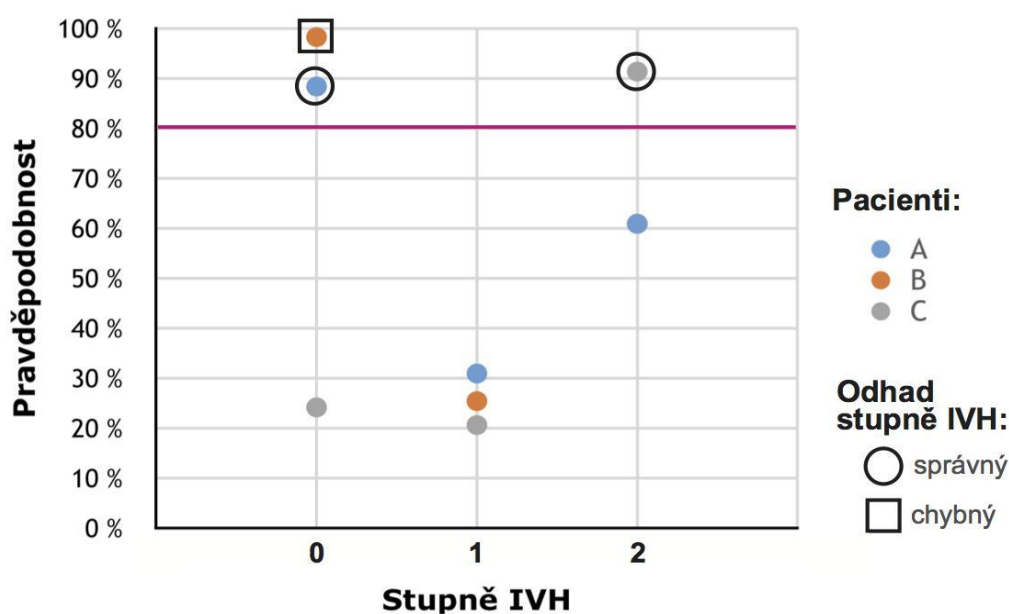
Stupeň IVH závisí na variabilitě hodnot druhé diference ve 20 minutových intervalech koeficientů cerebrálního vstřebávání kyslíku (FcTOE).

H0: soubory korelačních koeficientů normalizovaných hodnot druhé diference po 20 minutových intervalech skupin pacientů s odlišnou formou IVH jsou sobě podobné méně než z 80 %.

Tab. 3.6: Výsledky testování hypotézy o závislosti IVH na variabilitě hodnot druhé diference ve 20 minutových intervalech FcTOE.

| stupeň IVH (X) | 0-X | 1-X | 2-X | 4-X |
|----------------|------|------|------|-----|
| 0 | 100% | 85% | 11% | 16% |
| 1 | 71% | 100% | 88% | 91% |
| 2 | 63% | 38% | 100% | 35% |

H0 se zamítá.



Obr. 3.6: Výsledek testování pro kontrolu účinnosti metody identifikací IVH podle variability hodnot druhé diference ve 20 minutových intervalech FcTOE.

4. Diskuse

Diplomová práce vycházela z předpokladu, že NIRS měření nasycení krve kyslíkem v cerebrální tkáni může obsahovat identifikátory vhodné pro odhalení IVH u extrémně nezralých novorozenců. To zjištění by pomohlo odhalit mechanismy predikce krvácení do mozkových komor takovýchto pacientů a následně doporučit vhodnou léčebnou péči a tím snížit riziko rozvoje velmi těžké diagnózy.

Nezralost novorozence je definována morfologickou a funkční nezralostí životně důležitých orgánů a systémů organismu. Ani vaskulární a ani nervové tkáně nejsou u těchto pacientů úplně vyvinuté a existuje řada faktorů, které mohou přinášet rizika ve smyslu nepříznivé prognózy pro další rozvoje dítěte.

Intraventrikulární krvácení je jednou z častějších komplikací extrémně nezralých novorozenců. Krvácení jsou v praxi odhalitelná pouze pomocí UZ diagnostiky, která se ale provádí jednou za 4-6 hodin. Tato diagnostická metoda ale neumožňuje stanovení přesného časového okamžiku, kdy krvácení vzniklo. Proto vznikla potřeba vyvinout novou metodu vhodnou odhadnout identifikátory IVH.

V průběhu řešení diplomové práce byly analyzovány záznamy 96 pacientů. Všichni pacienti byli extrémně nezralí novorozenci (narození před 28. dokončeným týdnem těhotenství) bez intraventrikulárního krvácení a s IVH 1. - 4. stupně. Po provedení prvotního předzpracování dat a aplikaci vylučovacích kritérií výběru bylo možné analyzovat data 26 pacientů, z nichž:

- 12 pacientů bez IVH
- 5 pacientů s IVH 1.stupně
- 4 pacientů s IVH 2.stupně
- 2 pacienti s IVH 4.stupně
- 3 pacienti pro kontrolu účinností metod: bez IVH, s IVH 1.stupně a s IVH 2. stupně (pacienti A, B a C).

Každý soubor vybraných pacientů byl zpracován tak, že byly zjištěny normalizované na 100 % velikosti časových úseků a hodnoty ploch pro jednotlivé stanovené normy $cSrO_2$, normalizovaná histogramová rozložení cerebrální saturace tkání kyslíkem, normalizovaná histogramová rozložení koeficientů cerebrálního vstřebávání kyslíku a normalizované histogramy hodnot 2. difference $FcTOE$ v 1 a ve 20 minutových intervalech. V rámci jednotlivých souborů hodnot byly provedeny korelační analýzy, ověření normality rozložení dat korelačních koeficientů, volby testu a následně aplikace statistického testu..

Neparametrický nepárový Mann - Whitneův U-test umožnil testování souborů rozdílné velikosti a to na hladině významnosti 5 %. Jako výsledek byla určena pravděpodobnost, že rozdíly mezi hodnotami parametrů vzorků jsou nepatrné.

Testování se provádělo mezi dvěma skupinami korelačních koeficientů. Jedna skupina obsahovala vždy korelační koeficienty od skupiny se stejným stupněm IVH, druhá skupina pak vždy obsahovala korelační koeficienty, které vznikly korelací mezi dvěma soubory dat pacientů:

- data pacientů se stupněm IVH první skupiny
- soubory dat pacientů s jiným stupněm IVH.

Omezením provedeného testování bylo, že v každém z testovaných souborů dat musely být minimálně 3 hodnoty, a tímto omezením byly vyloučeny z testování soubory korelačních koeficientů dat pacientů s IVH 4. stupně.

Testy pro kontrolu účinnosti metod byly provedené obdobně. Jedná skupina obsahovala korelační koeficienty, vzniklé korelací mezi dvěma soubory dat pacientů:

- data pacientů A, B nebo C (určené pro kontrolu účinnosti metod)
- data pacientů v rámci skupiny se stejným stupněm IVH.

Druhá skupina vždy obsahovala korelační koeficienty v rámci jedné skupiny se stejným stupněm IVH.

Hypotézy 1, 3, 5 a 6 byly zamítnuté. Jejich výsledné tabulky shody skupin korelačních koeficientů obsahovaly míry shody mezi skupinami s rozdílnými stupni IVH větší než 80 %.

Hypotézy 2 a 4 nelze zamítnout. Jejich výsledné tabulky shody skupin korelačních koeficientů splňují předpoklad, že míry shody mezi skupiny s rozdílnými stupni IVH jsou menší než 80 %.

Testování účinnosti metod bylo provedeno pro všechny hypotézy aby byl získán získán úplný přehled o schopnostech metod identifikovat pacienty bez IVH a s IVH 1. a 2. stupně.

Grafy, které ilustrují účinnost jednotlivých metod prověřovaných hypotézami pro identifikaci pacientů bez IVH a s IVH 1. a 2. stupně, byly doplněné o hranici minimální pravděpodobnosti, stanovené nahodnotu 80 %. Hodnoty pravděpodobností, kdy pacient patří do nějaké z identifikovaných skupin které přesáhli 80% úroveň, byly graficky zvýrazněny. Hodnoty, které efektivně určily do které IVH skupiny patří pacient, byly označené kolečkem. Hodnoty, které chybně určily IVH skupinu, do které patří pacient, byly označené čtvercem.

Grafy účinností metod řízených 3., 4. a 5. hypotézy (obr. 3.3, 3.4 a 3.5) ukazují, že za stanovených podmínek analýzy dat nelze určit přítomnost IVH, respektive jeho stupeň z normalizovaných histogramů hodnot cerebrální oxygenace, normalizovaných histogramu hodnot koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku a normalizovaných hodnot druhé diference FcTOE v 1 minutových intervalech.

Graf účinnosti metody řízené 1. hypotézou ukazuje, že za stanovených podmínek pomocí normalizovaných hodnot času pod normou byl správně stanoven pacient s IVH 1. stupně, ale byl chybně identifikován 2. stupeň IVH u pacienta bez krvácení do mozku.

Graf účinnosti metody řízené 2. hypotézou ilustroval, že za stanovených podmínek pomocí hodnot plochy pod normou byl správně stanoven pacient s IVH 2. stupně. Ostatní pacienti identifikováni nebyli.

Graf účinnosti metody řízené 6. hypotézou ukázal, že za stanovených podmínek pomocí normalizovaných histogramů hodnot druhé diference ve 20 minutových intervalech koeficientů cerebrálního vstřebávání kyslíku byly správně stanoveny pacienti s IVH 2. stupně a pacient bez krvácení do mozku, chybně ale byla identifikována nepřítomnost IVH u pacienta s krvácením 1. stupně.

Metoda podle nezamítnuté 2. hypotézy říkající, že IVH závisí na ploše, která se nachází pod stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace a zároveň nad křivkou $cSrO_2$, určila pouze jednu IVH skupinu ze tři testovaných pacientů, ale správně.

I přes zamítnutí 6. hypotézy, zde použitá metoda ukazuje nejlepší ze získaných výsledků, protože byly určeny IVH skupiny všech testovaných pacientů. Správně byly přiřazeny 2 ze 3 testovacích souborů patientských dat.

Existuje pravděpodobnost, že některé hypotézy byly zamítnuty chybně. To mohlo být zřejmě ovlivněno kvalitou posuzovaných a analyzovaných dat, ale dále také nedostatečnou striktností vylučovacích kritérií.

Při monitorování pacientů nebyly dostatečně přesně definována místa umístění snímacího senzoru. To znamená, že mohlo dojít k situaci, že se místo krvácení mohlo nacházet příliš daleko od místa snímání.

Během manipulace s pacientem mohlo také docházet k odlepení elektrod a tak i zkreslení záznamu. V případě, že by tyto časové úseky byly v záznamu poznamenané, bylo by možné výpočetním algoritmem tyto části identifikovat a odstranit případné artefakty.

Přesný záznam času provádění pravidelné UZ diagnostiky s přesným záznamem, mezi kterými monitorování došlo ke krvácení, by mohly výrazně zkrátit délky analyzovaných záznamů a tím by mohlo dojít ke zjednodušení identifikace a predikce IVH. To by mohlo výrazně změnit výsledky již testovaných hypotéz a účinnost založených na jejich principech metod.

5. Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo pomocí analýzy záznamů cerebrální oxygenace extrémně nezralých novorozenců bez intraventrikulárního krvácení a s IVH 1. - 4. stupňů navrhnout metody vhodné pro identifikaci IVH a otestovat je.

Při řešení diplomové práce byl proveden teoretický rozbor problematiky vlivu regionální cerebrální oxygenace extrémně nezralých novorozenců na intraventrikulární krvácení a problematiku spojenou s detekcí. Jak je popsáno v podkapitole současný stav, dosavadní studie předpokládají vliv a možnost detekce IVH pomocí $c\text{SrO}_2$, ale nepopisují účinnou metodiku. Jako vhodný způsob monitorace regionální cerebrální oxygenace bylo popsáno měření pomocí NIRS monitoru.

Pro dosažení cíle diplomové práce bylo navrženo 6 hypotéz k určení vhodné metodiky detekce IVH. Byl navržen algoritmus definující jednotlivé kroky pro zpracování datových souborů a následně bylo provedeno testování hypotéz.

V průběhu řešení diplomové práce byly analyzovány datové soubory 96 pacientů s záznamem dat z NIRS monitoru a monitoru vitálních funkcí. Do studie bylo zařazeno celkem 26 pacientů.

Žádná z navržených metod neumožnila za stanovených podmínek 100% identifikaci IVH skupiny testovaných pacientů.

Výsledky ukazují, že nelze zamítnout hypotézy o detekci IVH pomocí ploch mezi křivkou $c\text{SrO}_2$ a stanovenou normou regionální cerebrální oxygenace a pomocí normalizovaného na 100 % spektrálního rozložení hodnot koeficientů cerebrálního vstřebávání kyslíku. Avšak nejlepší účinnost identifikace IVH ukázala metoda zamítnuté hypotézy o závislosti intraventrikulárního krvácení na variabilitě hodnot druhé diference koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku ve 20 minutových intervalech.

Seznam použité literatury

1. Preterm birth: Fact sheet N°363. *World Health Organization: Media centre*. 2015. Dostupné také z: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs363/en/>
2. JEŽOVÁ, Marta, Katarína MÚČKOVÁ, Ondřej SOUČEK, Josef FEIT a Pavel VLAŠÍN. Hypertext atlas of fetal and neonatal pathology. In: *Diagnostic Pathology*. 2008, 3 (Suppl 1), S9-. DOI: 10.1186/1746-1596-3-S1-S9. ISSN 1746-1596.
3. SOZINOVA, A.V. Nedonošené děti. *Diagnos*. Dostupné z: <http://www.diagnos.ru/diseases/beremennost/nedonoshennost>
4. Pediatrie: Anatomicko-fyziologické specifika nedonošeného dítěte. *Váš medicínský portál*. 2011. Dostupné z: <http://medport.info/pediatriya/anatomofiziologicheskie-osobennosti-nedonoshennogo-rebenka.html>
5. Nedonošený novorozenec. *Medportal: Enciklopedie*. Dostupné z: <http://medportal.ru/enc/parentschildren/premature/8/>
6. KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
7. MOUREK, Jindřich a [ILUSTRACE KATEŘINA NOVOTNÁ]. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2005. ISBN 978-802-4711-904.
8. ŠARABČIEV, J.T. a T.V. DUDINA. *Zdravotní indikátory ve faktech a číslech: Hematologické parametry u dětí*, 320 s. Книжный дом, 2004. ISBN: 985-428-876-5
9. SACHAROVA, E.S. a E.S. KEŠYŠJAN. Anémie u předčasně narozených dětí. In: *CONSILIUM Medicum*. Pediatrie, 2002.
10. LEIFER, Gloria. *Úvod do porodnického a pediatrického ošetřovatelství*. Vyd. 1. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0668-7.
11. TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

12. DOBROVOLSKY, A.V., ed. Hemoglobin. *Enciklopedie Krugosvět: Univerzální vědecko-populární on-line encyklopedie*. Dostupné z: <http://www.krugosvet.ru/enc/meditsina/gemoglobin>

13. STRAJER, L. *Biochemie*. YoYo Media, 2012, 232 s. ISBN 978-5-458-37081-3.

14. SPEERT, Debra, PhD. Brain Atlases. *BrainFacts.org*. 2009, 25 Sept 2012. Dostupné z: <http://www.brainfacts.org/about-neuroscience/technologies/articles/2009/brain-atlases/>

15. DUNN, Amanda a Michael RAYNER. *Brain challenge for premature babies*. 2003. Dostupné z: <http://www.theage.com.au/articles/2003/11/28/1069825996785.html>

16. TAU, Gregory Z. a Bradley S. PETERSON. Normal Development of Brain Circuits. In: *Neuropsychopharmacology*. 35. 2009, 35(1), s. 147-168. DOI: 10.1038/npp.2009.115. ISSN 0893-133x.

17. SAVEL'EV, S.V. *Embrional'naja patologija nervnoj sistemy*. Moskva: VEDI, 2007. ISBN 978-594-6240-321.

18. GALIMOVA, R, A. GUMEROV a I. BUZAEV. Treatment of Intraventricular Hemorrhage in the Premature Infant with Continuous Irrigation of Ventricular System. *Child's nervous System: 35th Annual Meeting of the International Society for Pediatric Neurosurgery*. Liverpool, UK, 2007, 2007(9), 1051-1052. DOI: 10.1007/s00381-007-0420-8. ISSN 0256-7040.

19. The cause of intraventricular hemorrhage. GALIMOVA, R.M. *Dě Children's neurosurgeon*. Dostupné z: http://www.galimova.com/2011/02/blog-post_17.html

20. *Nedonošená miminka: Nejčastější diagnózy na "Jednotce intenzivní a resuscitační péče novorozenců"*. MUDr. RUFFER, Josef. 2011. Dostupné z: <http://nedonosenci.blogspot.cz/2009/04/nejcastejsi-diagnozy-na-jednotce.html>

21. *Atlas patologie novorozenců: Patologie nezralosti: Krvácení do mozkových komor (IVH)*. Dostupné z: http://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl_cz/main+novorozenec+patolnezral.html

22. AL-ABDI, SameerYaseen a MaryamAli AL-AAMRI. A systematic review and meta-analysis of the timing of early intraventricular hemorrhage in preterm neonates: Clinical and research implications. *Journal of Clinical Neonatology*. 2014, 3(2), 76-. DOI: 10.4103/2249-4847.134674. ISSN 2249-4847.
23. LEVITON, Alan, Karl KUBAN a Nigel PANETH. Intraventricular haemorrhage grading scheme: time to abandon? *Acta Paediatrica*. 2007, 96(9), 1254-1256. DOI: 10.1111/j.1651-2227.2007.00379.x. ISSN 0803-5253.
24. WEBSTER, John G. *Design of Pulse Oximeters*. Bristol, 1997, 260 s. ISBN 0-7503-0467-7
25. WEBSTER, John G. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. 2nd ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, c2006, 6 v. ISBN 047004071
26. CHOCK, Valerie, M.D., M.S. Epi. *Stanford Medicine: NIRS Educational Module*. Neuro NICU. 2014. Dostupné z: <http://neonatology.stanford.edu>
27. BOUSHEL, R., H. LANGBERG, J. OLESEN, J. GONZALES-ALONZO, J. BULOW a M. KJAER. Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2001, 11(4), 213-222. DOI: 10.1034/j.1600-0838.2001.110404.x. ISSN 0905-7188.
28. FISCHERCOR, G. W. a G. SILVAY. Cerebral oximetry in cardiac and major vascular surgery. *HSR Proc Intensive Care Cardiovasc Anesth*. 2 (4). 2010, 249–256. PMC3484590.
29. BOZKURT, Alper, Arye ROSEN, Harel ROSEN a Banu ONARAL. A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring of newborn brain. *BioMedical Engineering OnLine*. 4(1), 29-. DOI: 10.1186/1475-925X-4-29. ISSN 1475925x.
30. BAIK, Nariae, Berndt URLESBERGER, Bernhard SCHWABERGER, Georg M. SCHMOLZER, Lukas MILEDER, Alexander AVIAN a Gerhard PICHLER. Reference Ranges for Cerebral Tissue Oxygen Saturation Index in Term Neonates during Immediate Neonatal Transition after Birth. *Neonatology*. 2015-11-3, 108(4), 283-286. DOI: 10.1159/000438450. ISSN 1661-7800.
31. VERHAGEN, E. A., H. J. TER HORST, P. KEATING, A. MARTIJN, K. N. J. A. VAN BRAECKEL a A. F. BOS. Cerebral Oxygenation in Preterm Infants With Germinal Matrix-Intraventricular Hemorrhages. *Stroke*. 2010, 41(12), 2901-2907. DOI: 10.1161/STROKEAHA.110.597229. ISSN 0039-2499.

32. BOZKURT, Y.A., H. ROSEN, A. ROSEN a K. POURREZAEI. *Predicting the onset of intraventricular hemorrhage in premature infants by using functional optical imaging*. DOI: 10.1109/NEBC.2002.999566. ISBN 10.1109/NEBC.2002.999566.
33. BOZKURT, Y.A., H. ROSEN, A. ROSEN, K. POURREZAEI a B. ONARAL. A novel method for predicting the onset of intraventricular hemorrhage in premature infants by using near infrared spectroscopy. *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society [Engineering in Medicine and Biology*. IEEE, 2002, , 2291-2292. DOI: 10.1109/IEMBS.2002.1053287. ISBN 0-7803-7612-9.
34. YING ZHANG, G. S. H. CHAN, M. B. TRACY, Q. Y. LEE, M. HINDER, A. V. SAVKIN a N. H. LOVELL. Cerebral near-infrared spectroscopy analysis in preterm infants with intraventricular hemorrhage. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2011, , 1937-1940. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090547. ISBN 978-1-4577-1589-1.
35. *The Clinical Standard in Regional Oximetry*. Medtronic: INVOS 5100 Cerebral/Somatic Oximeter. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/covidien/products/cerebral-somatic-oximetry/invos-5100c-cerebral-somatic-oximeter>
36. *INVOS System Inservice Guide for Pediatric Use*. 2011. 11-PM-0260 MN21110. Dostupné také z: <http://www.medtronic.com/content/dam/covidien/library/us/en/product/cerebral-somatic-oximetry/invos-system-inservice-guide-for-pediatric-use.pdf>
37. Dräger: Infinity® Delta. Dostupné z: http://www.draeger.com/Sites/enus_us/Pages/Hospital/Infinity-Delta.as

Příloha A: Část kódu programu

Následující cyklus počítal v prostředí MATLAB střední minutovou hodnotu cSrO₂ z NIRS dat, dělal spárování dat ze dvou souboru a vytváří výslednou tabulku, která se pak ukládá jako nový .XLS soubor .

```
for c=0:23 % hodiny c
    for m=0:59 % minuty m
        i=0;
        sum=0;
        for r= 1:length(A(:,1)) % počet opakování cyklu je roven
                                % počtu NIRS hodnot
            if A(r,1)==c && A(r,2)==m && A(r,4)~=0 % pokud hodnoty v sloupci s
                                                    % hodiny a minuty jsou stejné s
                                                    % parametry běžícího cyklu c a m, a
                                                    % zároveň NIRS hodnota je odlišná
                                                    % od nuly,
                                                    % pak spočteme, kolik takových
                                                    % hodnot byly zaznamenané,
                                                    % a sečteme nalezené NIRS
                                                    % hodnoty.

                i=i+1;
                sum=sum+A(r,4);
            end
            br=c*60+m+1; % Výpočet indexu příslušného
                        % řádku v matici s výsledky a
                        % spárovanými data.

        end
        p=(sum/i); % Výpočet střední NIRS hodnoty
        p=nearest(p); % Zaokrouhlení
        B(br,1)=c; % Zápis do matice s výsledky
                  % hodnoty hodiny,
                  % minuty,
                  % střední NIRS hodnoty

        B(br,2)=m;
        B(br,4)=p;

        for n=1:length(Ma(:,1)) % Počet opakování cyklu je roven
                                % počtu měření provedených
                                % patientským monitorem.
            if Ma(n,1)==c && Ma(n,2)==m % Pokud hodnoty ve sloupci s
                                                    % hodiny a minuty jsou stejné jako
                                                    % parametry běžícího cyklu c a m,
                                                    % pak zapíšou se do matice s
                                                    % výsledky hodnoty SpO2

                B(br,5)=Ma(n,3);
            end
        end
    end
end
end
end

xlswrite('NAME',B) % Po ukončení všech cyklu, výsledná
                   % matice B se ukládá jako nový .XLS
                   % soubor.
```


Příloha B: Tabulky zpracovaných hodnot

Normalizované hodnoty časových úseku pro jednotlivé normy cSrO₂

| Pacient | Stanovené normy hodnot cerebrální saturace kyslíkem | | | | |
|---------|---|-------|-------|-------|-------|
| | 60 % | 65 % | 70 % | 75 % | 80 % |
| | Normalizovány na 100% hodnoty jednotlivých časových úseku pro každého pacienta, kdy hodnoty cerebrální saturace kyslíkem byly nižší, než jednotlivé normy (%) | | | | |
| 1 | 0,00 | 0,02 | 0,09 | 1,51 | 30,35 |
| 2 | 0,00 | 0,00 | 0,60 | 19,45 | 77,67 |
| 3 | 0,02 | 0,10 | 0,50 | 4,41 | 15,28 |
| 4 | 0,26 | 1,67 | 4,56 | 15,04 | 33,07 |
| 5 | 0,09 | 0,65 | 4,63 | 27,10 | 67,01 |
| 6 | 0,42 | 0,84 | 1,63 | 3,82 | 12,01 |
| 7 | 8,33 | 14,48 | 30,84 | 68,55 | 89,06 |
| 8 | 0,33 | 0,98 | 9,22 | 48,01 | 77,88 |
| 9 | 0,59 | 1,76 | 7,18 | 27,61 | 66,90 |
| 10 | 0,56 | 1,51 | 6,97 | 32,01 | 84,06 |
| 11 | 6,74 | 19,38 | 36,53 | 59,31 | 77,18 |
| 12 | 0,42 | 0,97 | 2,76 | 7,71 | 42,78 |
| 1 | 0,60 | 1,76 | 4,06 | 11,77 | 34,51 |
| 2 | 1,95 | 6,28 | 20,59 | 39,11 | 56,14 |
| 3 | 0,30 | 2,89 | 14,79 | 40,08 | 77,41 |
| 4 | 2,77 | 11,81 | 22,74 | 39,20 | 75,59 |
| 5 | 10,11 | 15,59 | 25,13 | 44,96 | 77,11 |
| 1 | 0,44 | 2,11 | 7,66 | 14,72 | 24,00 |
| 2 | 5,86 | 17,05 | 36,27 | 50,86 | 65,64 |
| 3 | 0,19 | 0,34 | 0,63 | 2,81 | 16,81 |
| 4 | 0,42 | 1,57 | 2,17 | 5,77 | 21,44 |
| 1 | 4,31 | 7,53 | 14,93 | 30,95 | 51,62 |
| 2 | 2,72 | 10,15 | 29,94 | 56,47 | 88,62 |
| A | 0,50 | 4,37 | 31,36 | 79,15 | 99,76 |
| B | 0,00 | 0,13 | 2,14 | 9,08 | 29,06 |
| C | 4,44 | 11,47 | 25,58 | 39,67 | 74,81 |

Spočítané plochy pro jednotlivé normy cSrO₂

| | | Stanovené normy hodnot cerebrální saturace kyslíkem | | | | |
|---------|----------------------------------|--|------|-------|-------|-------|
| | | 60 % | 65 % | 70 % | 75 % | 80 % |
| Pacient | Celková monitorovací doba (min.) | Velikosti jednotlivých ploch mezi křivkou a normou pro každého pacienta, kdy hodnoty cerebrální saturace kyslíkem byly nižší, než jednotlivé normy | | | | |
| 1 | 4244 | 0 | 3 | 14 | 145 | 3088 |
| 2 | 4303 | 0 | 0 | 47 | 1668 | 13701 |
| 3 | 4195 | 9 | 18 | 85 | 566 | 2696 |
| 4 | 4255 | 58 | 219 | 981 | 3072 | 8507 |
| 5 | 4295 | 10 | 83 | 625 | 4268 | 15032 |
| 6 | 4297 | 152 | 297 | 572 | 1182 | 2868 |
| 7 | 4296 | 2111 | 4662 | 9555 | 21212 | 38831 |
| 8 | 4295 | 56 | 173 | 1131 | 7790 | 22096 |
| 9 | 4260 | 160 | 401 | 1347 | 5183 | 15619 |
| 10 | 4292 | 149 | 376 | 1271 | 5753 | 19654 |
| 11 | 4303 | 936 | 3903 | 10172 | 20962 | 36033 |
| 12 | 4243 | 88 | 294 | 629 | 1710 | 6686 |
| 1 | 3347 | 61 | 247 | 786 | 2095 | 6064 |
| 2 | 4298 | 435 | 1326 | 4318 | 11084 | 21726 |
| 3 | 4294 | 82 | 311 | 2430 | 8539 | 22142 |
| 4 | 4301 | 451 | 2072 | 6075 | 12744 | 25809 |
| 5 | 4273 | 2186 | 5031 | 9473 | 17090 | 30995 |
| 1 | 4308 | 129 | 388 | 1466 | 4079 | 8318 |
| 2 | 4298 | 1006 | 3651 | 9632 | 19458 | 32208 |
| 3 | 4158 | 119 | 175 | 218 | 605 | 2747 |
| 4 | 4281 | 32 | 324 | 733 | 1594 | 4443 |
| 1 | 4314 | 1133 | 2481 | 4904 | 10029 | 18929 |
| 2 | 2936 | 534 | 1356 | 4668 | 11243 | 22677 |
| A | 3779 | 142 | 611 | 3843 | 15420 | 33391 |
| B | 2247 | 0 | 3 | 124 | 790 | 3011 |
| C | 4280 | 1217 | 2912 | 7099 | 14335 | 26994 |

Normalizované histogramové rozložení cSrO₂

| Pacient | Normalizovaný na 100% histogram hodnot cerebrální saturace kyslíkem (%) | | | | | | | | | |
|---------|---|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|
| | 0-10% | 10-20% | 20-30% | 30-40% | 40-50% | 50-60% | 60-70% | 70-80% | 80-90% | 90-100% |
| 1 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,09 | 30,25 | 68,36 | 1,30 |
| 2 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,60 | 77,06 | 22,33 | 0,00 |
| 3 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,48 | 14,76 | 53,75 | 30,99 |
| 4 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,24 | 4,30 | 28,51 | 51,70 | 15,23 |
| 5 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,09 | 4,54 | 62,37 | 32,85 | 0,14 |
| 6 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,12 | 0,30 | 1,21 | 10,38 | 55,74 | 32,26 |
| 7 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 1,58 | 6,75 | 22,51 | 58,22 | 10,92 | 0,02 |
| 8 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,30 | 8,89 | 68,66 | 22,07 | 0,05 |
| 9 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,07 | 0,49 | 6,60 | 59,72 | 30,28 | 2,82 |
| 10 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,12 | 0,44 | 6,41 | 77,10 | 15,89 | 0,05 |
| 11 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,23 | 6,51 | 29,79 | 40,65 | 22,40 | 0,42 |
| 12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,42 | 2,33 | 40,02 | 57,06 | 0,16 |
| 1 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,60 | 3,47 | 30,45 | 52,23 | 13,27 |
| 2 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,26 | 1,68 | 18,64 | 35,55 | 35,50 | 8,35 |
| 3 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,09 | 0,21 | 14,49 | 62,62 | 20,80 | 1,79 |
| 4 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,12 | 2,65 | 19,97 | 52,85 | 24,20 | 0,21 |
| 5 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,09 | 0,89 | 9,10 | 15,02 | 51,98 | 22,12 | 0,77 |
| 1 | 0,00 | 0,00 | 0,05 | 0,00 | 0,02 | 0,37 | 7,22 | 16,34 | 29,69 | 46,31 |
| 2 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,63 | 5,23 | 30,41 | 29,36 | 29,62 | 4,75 |
| 3 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,05 | 0,05 | 0,07 | 0,43 | 16,19 | 65,58 | 17,60 |
| 4 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,42 | 1,75 | 19,27 | 59,80 | 18,76 |
| 1 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,74 | 3,57 | 10,62 | 36,69 | 43,09 | 5,29 |
| 2 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,10 | 0,34 | 2,28 | 27,21 | 58,69 | 11,38 | 0,00 |
| A | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,16 | 0,34 | 30,85 | 68,40 | 0,24 | 0,00 |
| B | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 2,14 | 26,92 | 64,93 | 6,01 |
| C | 0,00 | 0,00 | 0,07 | 0,23 | 0,58 | 3,55 | 21,14 | 49,23 | 24,00 | 1,19 |

Normalizované histogramové rozložení FcTOE

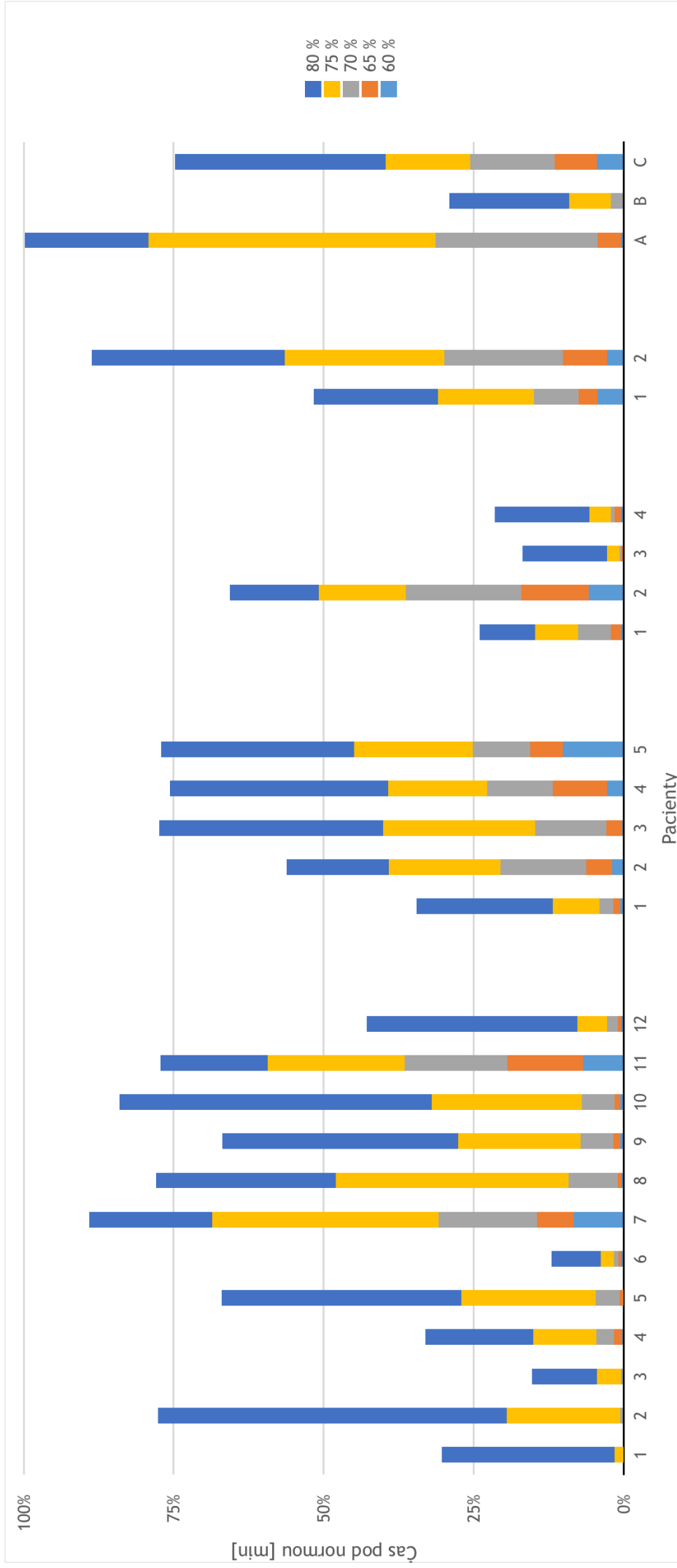
| Pacient | Normalizovaný na 100% histogram hodnot FcTOE (%) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---------|--|----------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------|--|
| | do 0 | 0 - 0,05 | 0,05 - 0,1 | 0,1 - 0,15 | 0,15 - 0,2 | 0,2 - 0,25 | 0,25 - 0,3 | 0,3 - 0,35 | 0,35 - 0,4 | 0,4 - 0,45 | 0,45 - 0,5 | 0,5 - 0,55 | 0,55 - 0,6 | 0,6 - 0,65 | 0,65 - 0,7 | 0,7 - 0,75 | 0,75 - 0,8 | 0,8 - 0,85 | | |
| 1 | 0,20 | 3,15 | 28,26 | 46,25 | 20,51 | 1,54 | 0,07 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 0,00 | 0,35 | 5,03 | 32,16 | 48,23 | 13,81 | 0,42 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 3 | 4,53 | 27,75 | 30,49 | 20,26 | 11,13 | 4,96 | 0,67 | 0,19 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 6,02 | 16,14 | 26,28 | 26,96 | 12,54 | 7,58 | 2,82 | 1,62 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 5 | 0,05 | 0,28 | 2,72 | 19,46 | 38,91 | 31,27 | 6,54 | 0,65 | 0,07 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 6 | 18,34 | 27,69 | 24,74 | 16,66 | 8,61 | 2,26 | 0,70 | 0,44 | 0,19 | 0,21 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 7 | 0,49 | 0,74 | 3,26 | 7,33 | 16,25 | 27,96 | 25,65 | 7,45 | 5,38 | 3,65 | 0,72 | 1,05 | 0,07 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 8 | 0,23 | 1,21 | 5,30 | 20,71 | 25,64 | 35,50 | 10,26 | 0,91 | 0,12 | 0,09 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 9 | 0,75 | 4,82 | 10,27 | 31,22 | 32,72 | 14,85 | 4,18 | 0,78 | 0,21 | 0,16 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 10 | 0,42 | 1,21 | 2,82 | 11,03 | 45,54 | 24,48 | 11,28 | 2,38 | 0,37 | 0,26 | 0,14 | 0,07 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 11 | 0,26 | 2,05 | 9,95 | 16,88 | 18,20 | 19,46 | 15,18 | 11,30 | 5,65 | 0,81 | 0,19 | 0,09 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 12 | 0,61 | 1,51 | 8,34 | 36,75 | 39,80 | 9,78 | 2,06 | 0,64 | 0,28 | 0,12 | 0,09 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 0,99 | 8,60 | 8,87 | 16,98 | 29,01 | 21,20 | 9,82 | 2,55 | 1,29 | 0,53 | 0,15 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 2,02 | 6,75 | 15,66 | 19,87 | 19,71 | 18,87 | 11,80 | 3,58 | 1,16 | 0,30 | 0,14 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | |
| 3 | 0,84 | 2,57 | 8,84 | 28,08 | 32,38 | 15,59 | 7,52 | 4,13 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 0,09 | 0,44 | 3,86 | 20,32 | 28,48 | 22,23 | 10,58 | 9,07 | 4,00 | 0,74 | 0,14 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 5 | 0,16 | 0,98 | 4,84 | 14,93 | 24,78 | 25,30 | 11,42 | 5,31 | 5,90 | 4,68 | 1,24 | 0,30 | 0,07 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 41,26 | 15,47 | 13,32 | 9,88 | 4,78 | 6,50 | 6,10 | 2,07 | 0,62 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 0,47 | 5,80 | 10,64 | 17,01 | 16,02 | 12,65 | 18,01 | 13,36 | 4,30 | 1,03 | 0,49 | 0,21 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 3 | 1,44 | 14,14 | 33,41 | 26,46 | 21,72 | 2,36 | 0,29 | 0,05 | 0,02 | 0,05 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 0,91 | 9,95 | 21,23 | 33,64 | 24,20 | 7,01 | 1,42 | 1,00 | 0,56 | 0,07 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 0,39 | 2,85 | 12,83 | 28,99 | 22,08 | 15,29 | 9,37 | 3,24 | 2,75 | 1,35 | 0,60 | 0,22 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 0,00 | 0,43 | 3,64 | 8,99 | 35,11 | 24,37 | 15,84 | 9,10 | 1,21 | 1,11 | 0,21 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| A | 0,19 | 0,19 | 0,56 | 2,36 | 23,30 | 47,04 | 22,79 | 3,13 | 0,34 | 0,05 | 0,03 | 0,00 | 0,03 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| B | 1,11 | 10,07 | 35,12 | 25,89 | 18,36 | 7,22 | 1,96 | 0,27 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| C | 1,12 | 3,57 | 8,97 | 24,14 | 29,77 | 11,80 | 11,14 | 5,68 | 2,34 | 0,58 | 0,37 | 0,19 | 0,12 | 0,12 | 0,09 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |

Normalizované histogramové rozložení 2. difference FcTOE ve 20 minutových intervalech

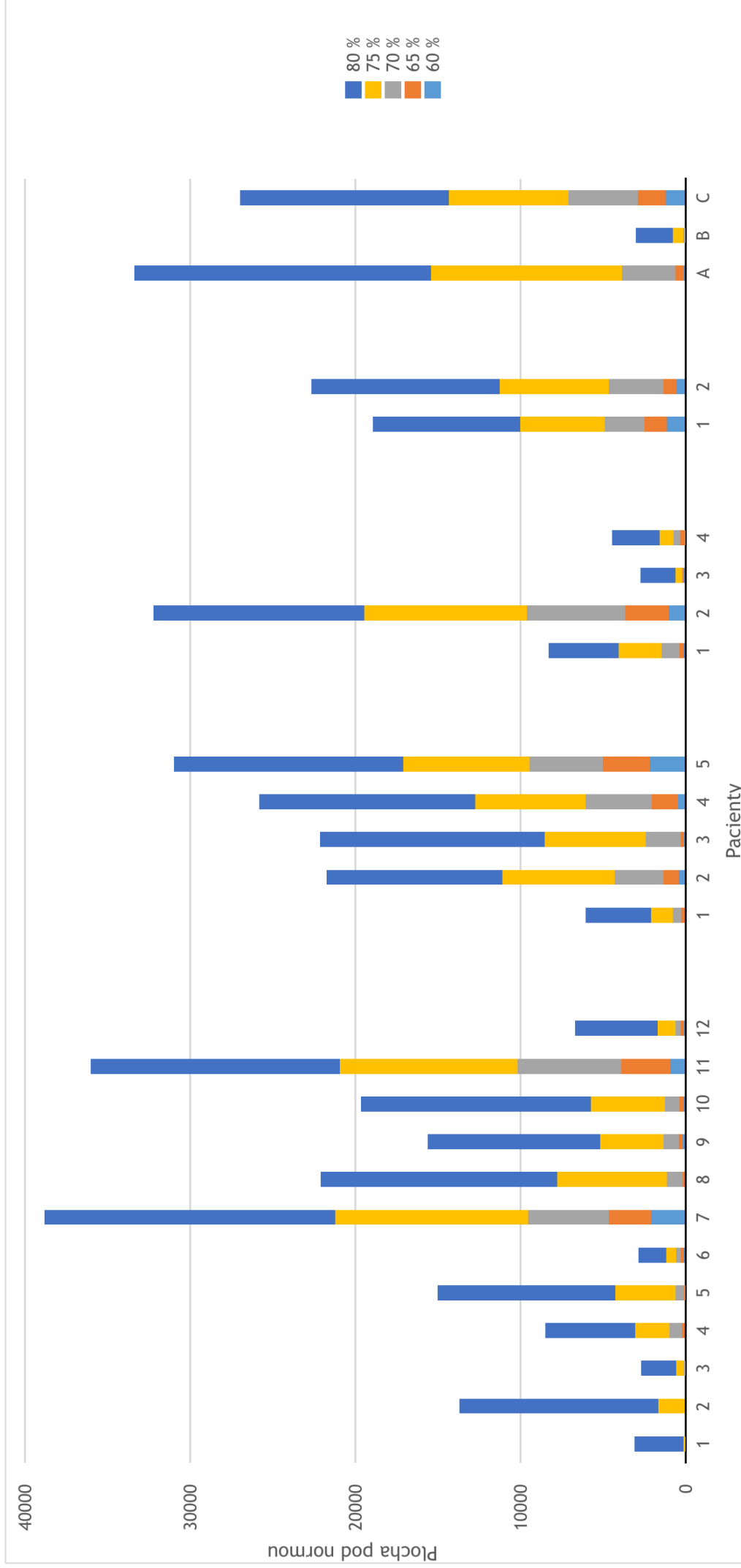
| Pacient | Normalizovaný na 100% histogram hodnot druhé difference po 20 minutech koeficientu cerebrálního vstřebávání kyslíku po 0,05 (%) | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---------|---|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------|--|
| | 0 - 0,05 | 0,05 - 0,1 | 0,1 - 0,15 | 0,15 - 0,2 | 0,2 - 0,25 | 0,25 - 0,3 | 0,3 - 0,35 | 0,35 - 0,4 | 0,4 - 0,45 | 0,45 - 0,5 | 0,5 - 0,55 | 0,55 - 0,6 | 0,6 - 0,65 | 0,65 - 0,7 | 0,7 - 0,75 | 0,75 - 0,8 | 0,8 - 0,85 | | |
| 1 | 89,02 | 9,51 | 1,24 | 0,12 | 0,02 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 90,51 | 8,62 | 0,85 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 3 | 74,69 | 20,00 | 3,83 | 1,11 | 0,12 | 0,14 | 0,07 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 72,95 | 17,24 | 5,60 | 3,18 | 0,76 | 0,19 | 0,05 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 5 | 87,66 | 10,88 | 1,10 | 0,28 | 0,05 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 6 | 74,24 | 16,98 | 4,58 | 1,83 | 1,15 | 0,52 | 0,38 | 0,07 | 0,19 | 0,05 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 7 | 74,21 | 17,31 | 5,45 | 1,76 | 0,59 | 0,28 | 0,12 | 0,14 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 8 | 81,59 | 14,74 | 2,66 | 0,64 | 0,16 | 0,09 | 0,05 | 0,05 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 9 | 73,61 | 19,37 | 4,93 | 1,31 | 0,34 | 0,17 | 0,10 | 0,05 | 0,05 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 10 | 84,96 | 11,16 | 2,33 | 0,82 | 0,40 | 0,19 | 0,05 | 0,02 | 0,05 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 11 | 72,20 | 21,56 | 4,15 | 1,27 | 0,54 | 0,14 | 0,09 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 12 | 79,15 | 13,79 | 4,15 | 1,67 | 0,69 | 0,36 | 0,05 | 0,02 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 74,84 | 17,20 | 5,76 | 1,74 | 0,31 | 0,08 | 0,08 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 66,25 | 24,10 | 5,31 | 2,18 | 0,85 | 0,49 | 0,38 | 0,28 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,02 | |
| 3 | 77,15 | 17,54 | 4,15 | 0,87 | 0,22 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 81,98 | 13,99 | 2,11 | 1,17 | 0,47 | 0,28 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 5 | 70,09 | 20,10 | 5,81 | 1,91 | 1,02 | 0,66 | 0,12 | 0,12 | 0,07 | 0,00 | 0,02 | 0,05 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 82,54 | 12,68 | 3,31 | 0,92 | 0,30 | 0,24 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 78,56 | 16,53 | 3,71 | 0,78 | 0,38 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 3 | 86,57 | 10,44 | 1,82 | 0,49 | 0,22 | 0,12 | 0,05 | 0,02 | 0,07 | 0,00 | 0,07 | 0,02 | 0,05 | 0,02 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 4 | 78,17 | 16,41 | 3,58 | 1,04 | 0,59 | 0,12 | 0,07 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 1 | 76,95 | 15,02 | 4,63 | 1,61 | 1,07 | 0,41 | 0,15 | 0,10 | 0,00 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 2 | 83,28 | 12,88 | 2,53 | 0,83 | 0,33 | 0,11 | 0,04 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| A | 87,13 | 10,00 | 1,64 | 0,72 | 0,13 | 0,08 | 0,08 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,11 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| B | 88,84 | 10,03 | 0,95 | 0,18 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| C | 73,33 | 17,22 | 5,07 | 2,62 | 0,87 | 0,66 | 0,07 | 0,05 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,05 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |

Příloha C: Grafy zpracovaných hodnot

Normalizované hodnoty časových úseku pro jednotlivé normy cSrO₂



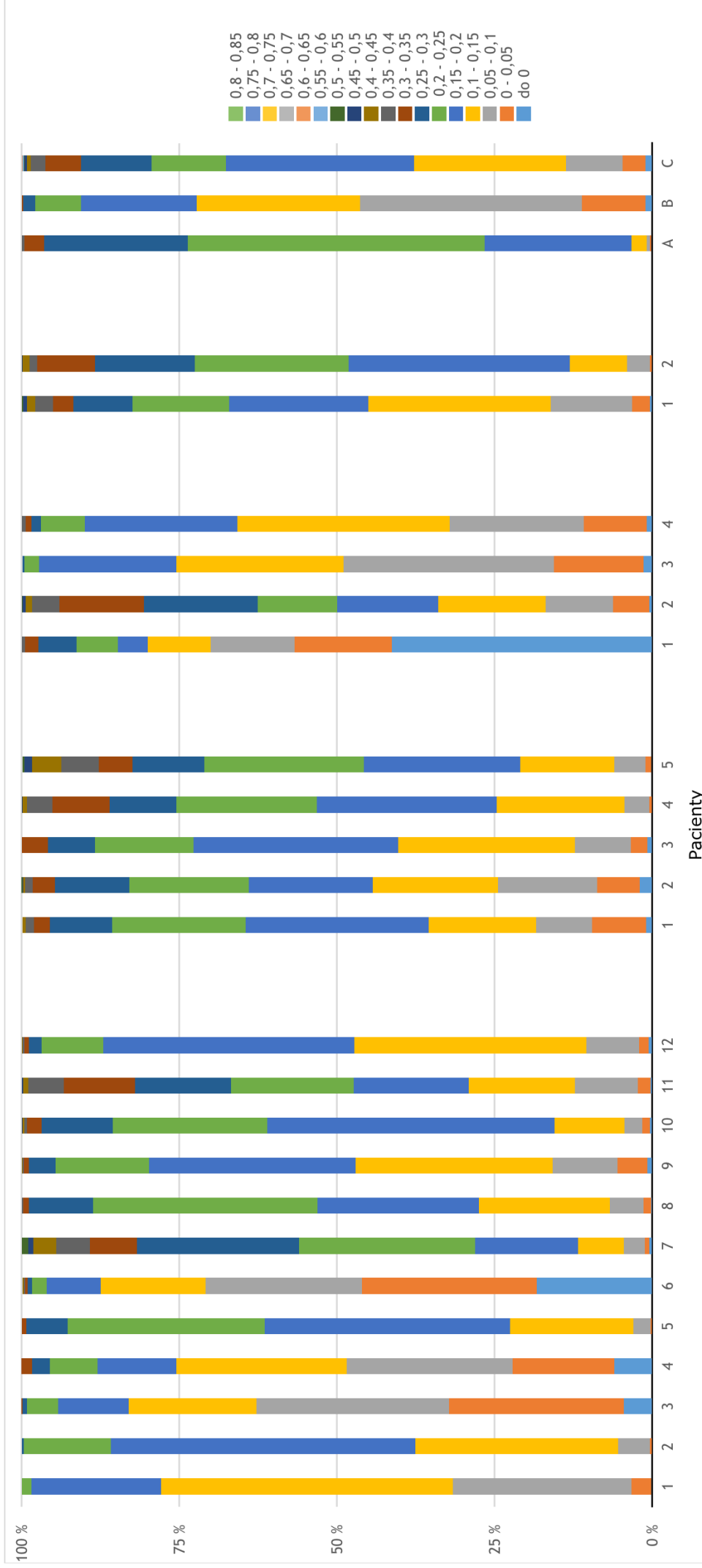
Spočítané plochy pro jednotlivé normy cSrO₂



Normalizované histogramové rozložení cSrO₂



Normalizované histogramové rozložení FcTOE



Příloha D: Tabulky korelačních koeficientů

Tabulka korelačních koeficientů vzájemných korelací souboru časových úseku pro jednotlivé normy cSrO₂

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 0,9793 | 0,9722 | 0,9245 | 0,9388 | 0,9734 | 0,7744 | 0,9385 | 0,9484 | 0,7547 | 0,9935 | 0,9643 | 0,7964 | 0,8939 | 0,8996 | 0,8939 | 0,8996 | 0,8939 | 0,9643 | 0,7964 | 0,8939 | 0,8996 | 0,8939 | 0,9643 |
| 2 | 0,9793 | 0,9993 | 0,9796 | 0,9883 | 0,9964 | 0,8784 | 0,9363 | 0,9871 | 0,9918 | 0,8507 | 0,9954 | 0,8874 | 0,9603 | 0,9552 | 0,9579 | 0,9200 | 0,9200 | 0,9954 | 0,8874 | 0,9603 | 0,9552 | 0,9579 | 0,9200 |
| 3 | 0,9722 | 0,9993 | 0,9864 | 0,9932 | 0,9978 | 0,8957 | 0,9481 | 0,9924 | 0,9959 | 0,8693 | 0,9979 | 0,9039 | 0,9701 | 0,9647 | 0,9678 | 0,9339 | 0,9339 | 0,9979 | 0,9039 | 0,9701 | 0,9647 | 0,9678 | 0,9339 |
| 4 | 0,9245 | 0,9796 | 0,9864 | 0,9981 | 0,9868 | 0,9562 | 0,9845 | 0,9990 | 0,9971 | 0,9366 | 0,9617 | 0,9924 | 0,9964 | 0,9905 | 0,9952 | 0,9783 | 0,9783 | 0,9924 | 0,9608 | 0,9964 | 0,9905 | 0,9952 | 0,9783 |
| 5 | 0,9388 | 0,9883 | 0,9932 | 0,9981 | 0,9906 | 0,9402 | 0,9786 | 0,9996 | 0,9995 | 0,9136 | 0,9709 | 0,9952 | 0,9902 | 0,9808 | 0,9872 | 0,9644 | 0,9644 | 0,9952 | 0,9433 | 0,9902 | 0,9808 | 0,9872 | 0,9644 |
| 6 | 0,9734 | 0,9964 | 0,9978 | 0,9868 | 0,9906 | 0,8986 | 0,9440 | 0,9917 | 0,9945 | 0,8818 | 0,9932 | 0,9992 | 0,9124 | 0,9735 | 0,9726 | 0,9419 | 0,9419 | 0,9992 | 0,9124 | 0,9725 | 0,9735 | 0,9726 | 0,9419 |
| 7 | 0,7744 | 0,8784 | 0,8957 | 0,9562 | 0,9402 | 0,8986 | 0,9857 | 0,9434 | 0,9322 | 0,9886 | 0,8415 | 0,9141 | 0,9953 | 0,9652 | 0,9748 | 0,9892 | 0,9892 | 0,9141 | 0,9953 | 0,9757 | 0,9652 | 0,9748 | 0,9892 |
| 8 | 0,8480 | 0,9363 | 0,9481 | 0,9845 | 0,9786 | 0,9440 | 0,9857 | 0,9784 | 0,9723 | 0,9573 | 0,9015 | 0,9564 | 0,9780 | 0,9736 | 0,9866 | 0,9831 | 0,9831 | 0,9564 | 0,9780 | 0,9911 | 0,9736 | 0,9866 | 0,9831 |
| 9 | 0,9385 | 0,9871 | 0,9924 | 0,9990 | 0,9996 | 0,9917 | 0,9434 | 0,9784 | 0,9995 | 0,9207 | 0,9713 | 0,9961 | 0,9487 | 0,9854 | 0,9903 | 0,9694 | 0,9694 | 0,9961 | 0,9487 | 0,9924 | 0,9854 | 0,9903 | 0,9694 |
| 10 | 0,9484 | 0,9918 | 0,9959 | 0,9971 | 0,9995 | 0,9945 | 0,9322 | 0,9723 | 0,9995 | 0,9078 | 0,9777 | 0,9978 | 0,9379 | 0,9878 | 0,9855 | 0,9610 | 0,9610 | 0,9978 | 0,9379 | 0,9878 | 0,9807 | 0,9855 | 0,9610 |
| 11 | 0,7547 | 0,8507 | 0,8693 | 0,9366 | 0,9136 | 0,8818 | 0,9886 | 0,9573 | 0,9207 | 0,9078 | 0,8231 | 0,8955 | 0,9943 | 0,9654 | 0,9656 | 0,9864 | 0,9864 | 0,8955 | 0,9943 | 0,9600 | 0,9654 | 0,9656 | 0,9864 |
| 12 | 0,9935 | 0,9943 | 0,9914 | 0,9617 | 0,9709 | 0,9932 | 0,8415 | 0,9015 | 0,9713 | 0,9777 | 0,8231 | 0,9881 | 0,8598 | 0,9424 | 0,9391 | 0,8977 | 0,8977 | 0,9881 | 0,8598 | 0,9392 | 0,9424 | 0,9391 | 0,8977 |
| 1 | 0,9643 | 0,9954 | 0,9979 | 0,9924 | 0,9952 | 0,9992 | 0,9141 | 0,9564 | 0,9961 | 0,9978 | 0,8955 | 0,9881 | 0,9251 | 0,9790 | 0,9799 | 0,9790 | 0,9799 | 0,9251 | 0,9968 | 0,9803 | 0,9776 | 0,9817 | 0,9519 |
| 2 | 0,7964 | 0,8874 | 0,9039 | 0,9608 | 0,9433 | 0,9124 | 0,9953 | 0,9780 | 0,9487 | 0,9379 | 0,9943 | 0,8598 | 0,9251 | 0,9776 | 0,9817 | 0,968 | 0,968 | 0,9251 | 0,9968 | 0,9803 | 0,9776 | 0,9817 | 0,9519 |
| 3 | 0,8939 | 0,9603 | 0,9701 | 0,9964 | 0,9902 | 0,9725 | 0,9757 | 0,9911 | 0,9924 | 0,9878 | 0,9600 | 0,9392 | 0,9803 | 0,9937 | 0,9989 | 0,9918 | 0,9918 | 0,9803 | 0,9989 | 0,9937 | 0,9937 | 0,9989 | 0,9918 |
| 4 | 0,8996 | 0,9552 | 0,9647 | 0,9905 | 0,9808 | 0,9735 | 0,9652 | 0,9736 | 0,9854 | 0,9807 | 0,9654 | 0,9424 | 0,9790 | 0,9776 | 0,9977 | 0,9906 | 0,9906 | 0,9790 | 0,9776 | 0,9937 | 0,9937 | 0,9977 | 0,9906 |
| 5 | 0,8939 | 0,9579 | 0,9678 | 0,9952 | 0,9872 | 0,9726 | 0,9748 | 0,9866 | 0,9903 | 0,9855 | 0,9656 | 0,9391 | 0,9799 | 0,9817 | 0,9989 | 0,9977 | 0,9977 | 0,9799 | 0,9817 | 0,9989 | 0,9977 | 0,9977 | 0,9906 |
| 1 | 0,8421 | 0,9200 | 0,9339 | 0,9783 | 0,9644 | 0,9419 | 0,9892 | 0,9831 | 0,9694 | 0,9610 | 0,9864 | 0,8977 | 0,9519 | 0,9968 | 0,9918 | 0,9906 | 0,9932 | 0,9519 | 0,9968 | 0,9918 | 0,9906 | 0,9932 | 0,9519 |
| 2 | 0,7282 | 0,8204 | 0,8401 | 0,9125 | 0,8856 | 0,8581 | 0,9733 | 0,9309 | 0,8952 | 0,8809 | 0,9959 | 0,7980 | 0,8710 | 0,9857 | 0,9405 | 0,9519 | 0,9480 | 0,8710 | 0,9857 | 0,9405 | 0,9519 | 0,9480 | 0,9519 |
| 3 | 0,9948 | 0,9945 | 0,9909 | 0,9583 | 0,9690 | 0,9912 | 0,8336 | 0,8975 | 0,9687 | 0,9757 | 0,8122 | 0,9996 | 0,9860 | 0,8504 | 0,9340 | 0,9357 | 0,9333 | 0,9860 | 0,8504 | 0,9340 | 0,9357 | 0,9333 | 0,8894 |
| 4 | 0,9827 | 0,9973 | 0,9968 | 0,9782 | 0,9842 | 0,9986 | 0,8765 | 0,9282 | 0,9848 | 0,9890 | 0,8596 | 0,9970 | 0,9962 | 0,8911 | 0,9597 | 0,9627 | 0,9605 | 0,9962 | 0,8911 | 0,9597 | 0,9627 | 0,9605 | 0,9241 |
| 1 | 0,8733 | 0,9464 | 0,9578 | 0,9918 | 0,9827 | 0,9616 | 0,9843 | 0,9919 | 0,9855 | 0,9795 | 0,9728 | 0,9232 | 0,9707 | 0,9882 | 0,9986 | 0,9941 | 0,9988 | 0,9707 | 0,9882 | 0,9986 | 0,9941 | 0,9988 | 0,9961 |
| 2 | 0,8324 | 0,9132 | 0,9276 | 0,9750 | 0,9601 | 0,9359 | 0,9911 | 0,9822 | 0,9652 | 0,9563 | 0,9896 | 0,8898 | 0,9465 | 0,9980 | 0,9896 | 0,9889 | 0,9915 | 0,9465 | 0,9980 | 0,9896 | 0,9889 | 0,9915 | 0,9961 |

Tabulka korelačních koeficientů vzájemných korelací souboru dat jednotlivých pacientů se soubory dat pacientů pro testování účinnosti metody odhalení IVH

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| A | 0,7416 | 0,8522 | 0,8712 | 0,9391 | 0,9210 | 0,8749 | 0,9978 | 0,9761 | 0,9249 | 0,9121 | 0,9871 | 0,8133 | 0,8918 | 0,9931 | 0,9635 | 0,9509 | 0,9617 | 0,8918 | 0,9931 | 0,9635 | 0,9509 | 0,9617 | 0,8918 |
| B | 0,9666 | 0,9970 | 0,9990 | 0,9910 | 0,9954 | 0,9988 | 0,9092 | 0,9551 | 0,9956 | 0,9979 | 0,8867 | 0,9892 | 0,9996 | 0,9193 | 0,9780 | 0,9739 | 0,9762 | 0,9996 | 0,9193 | 0,9780 | 0,9739 | 0,9762 | 0,9996 |
| C | 0,8931 | 0,9485 | 0,9586 | 0,9867 | 0,9759 | 0,9691 | 0,9658 | 0,9704 | 0,9814 | 0,9761 | 0,9682 | 0,9371 | 0,9745 | 0,9807 | 0,9924 | 0,9990 | 0,9961 | 0,9745 | 0,9807 | 0,9924 | 0,9990 | 0,9961 | 0,9745 |

Tabulka korelačních koeficientů vzniklých korelací souboru velikosti ploch pro jednotlivé normy cSrO₂

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 0,9971 | 0,9877 | 0,9543 | 0,9728 | 0,9487 | 0,8935 | 0,9545 | 0,9635 | 0,9727 | 0,8658 | 0,9828 | 0,9603 | 0,9008 | 0,9450 | 0,9062 | 0,8924 | 0,9083 | 0,9083 | 0,8541 | 0,9919 | 0,9570 | 0,9021 | 0,9069 |
| 2 | 0,9971 | 0,9877 | 0,9885 | 0,9729 | 0,9873 | 0,9676 | 0,9221 | 0,9741 | 0,9803 | 0,9871 | 0,8968 | 0,9930 | 0,9771 | 0,9287 | 0,9318 | 0,9194 | 0,9354 | 0,9354 | 0,8863 | 0,9984 | 0,9735 | 0,9289 | 0,9335 |
| 3 | 0,9877 | 0,9966 | 0,9885 | 0,9971 | 0,9843 | 0,9503 | 0,9894 | 0,9933 | 0,9969 | 0,9289 | 0,9988 | 0,9908 | 0,9558 | 0,9839 | 0,9573 | 0,9469 | 0,9611 | 0,9611 | 0,9201 | 0,9994 | 0,9877 | 0,9553 | 0,9594 |
| 4 | 0,9543 | 0,9729 | 0,9885 | 0,9965 | 0,9991 | 0,9862 | 0,9984 | 0,9992 | 0,9971 | 0,9738 | 0,9928 | 0,9996 | 0,9892 | 0,9995 | 0,9895 | 0,9835 | 0,9918 | 0,9918 | 0,9683 | 0,9840 | 0,9983 | 0,9886 | 0,9910 |
| 5 | 0,9728 | 0,9873 | 0,9971 | 0,9965 | 0,9930 | 0,9697 | 0,9976 | 0,9990 | 0,9999 | 0,9516 | 0,9977 | 0,9970 | 0,9742 | 0,9942 | 0,9740 | 0,9653 | 0,9785 | 0,9785 | 0,9444 | 0,9941 | 0,9940 | 0,9730 | 0,9766 |
| 6 | 0,9487 | 0,9676 | 0,9843 | 0,9991 | 0,9930 | 0,9896 | 0,9956 | 0,9971 | 0,9942 | 0,9794 | 0,9906 | 0,9907 | 0,9915 | 0,9985 | 0,9932 | 0,9888 | 0,9932 | 0,9932 | 0,9745 | 0,9802 | 0,9940 | 0,9922 | 0,9932 |
| 7 | 0,8935 | 0,9221 | 0,9503 | 0,9862 | 0,9697 | 0,9896 | 0,9820 | 0,9796 | 0,9713 | 0,9976 | 0,9610 | 0,9832 | 0,9996 | 0,9899 | 0,9989 | 0,9986 | 0,9989 | 0,9989 | 0,9958 | 0,9423 | 0,9847 | 0,9996 | 0,9992 |
| 8 | 0,9545 | 0,9741 | 0,9894 | 0,9976 | 0,9956 | 0,9820 | 0,9990 | 0,9990 | 0,9975 | 0,9668 | 0,9916 | 0,9973 | 0,9856 | 0,9983 | 0,9836 | 0,9765 | 0,9889 | 0,9889 | 0,9609 | 0,9844 | 0,9944 | 0,9836 | 0,9868 |
| 9 | 0,9635 | 0,9803 | 0,9933 | 0,9992 | 0,9990 | 0,9971 | 0,9796 | 0,9990 | 0,9993 | 0,9644 | 0,9959 | 0,9992 | 0,9832 | 0,9979 | 0,9831 | 0,9760 | 0,9865 | 0,9865 | 0,9581 | 0,9895 | 0,9972 | 0,9823 | 0,9852 |
| 10 | 0,9727 | 0,9871 | 0,9969 | 0,9971 | 0,9999 | 0,9942 | 0,9713 | 0,9975 | 0,9993 | 0,9539 | 0,9982 | 0,9978 | 0,9755 | 0,9948 | 0,9759 | 0,9676 | 0,9796 | 0,9796 | 0,9468 | 0,9942 | 0,9953 | 0,9747 | 0,9780 |
| 11 | 0,8658 | 0,8968 | 0,9289 | 0,9738 | 0,9516 | 0,9794 | 0,9976 | 0,9668 | 0,9644 | 0,9539 | 0,9427 | 0,9703 | 0,9959 | 0,9785 | 0,9961 | 0,9981 | 0,9937 | 0,9937 | 0,9997 | 0,9200 | 0,9735 | 0,9968 | 0,9951 |
| 12 | 0,9828 | 0,9930 | 0,9988 | 0,9928 | 0,9977 | 0,9906 | 0,9610 | 0,9916 | 0,9959 | 0,9982 | 0,9427 | 0,9952 | 0,9653 | 0,9887 | 0,9681 | 0,9595 | 0,9697 | 0,9697 | 0,9348 | 0,9980 | 0,9937 | 0,9660 | 0,9688 |
| 1 | 0,9603 | 0,9771 | 0,9908 | 0,9996 | 0,9970 | 0,9991 | 0,9832 | 0,9973 | 0,9992 | 0,9978 | 0,9703 | 0,9952 | 0,9862 | 0,9983 | 0,9876 | 0,9815 | 0,9889 | 0,9889 | 0,9645 | 0,9873 | 0,9992 | 0,9864 | 0,9884 |
| 2 | 0,9008 | 0,9287 | 0,9558 | 0,9892 | 0,9742 | 0,9915 | 0,9996 | 0,9856 | 0,9832 | 0,9755 | 0,9959 | 0,9653 | 0,9862 | 0,9927 | 0,9989 | 0,9974 | 0,9998 | 0,9998 | 0,9938 | 0,9477 | 0,9868 | 0,9993 | 0,9998 |
| 3 | 0,9450 | 0,9659 | 0,9839 | 0,9995 | 0,9942 | 0,9985 | 0,9989 | 0,9983 | 0,9979 | 0,9948 | 0,9785 | 0,9887 | 0,9983 | 0,9927 | 0,9919 | 0,9864 | 0,9949 | 0,9949 | 0,9737 | 0,9784 | 0,9967 | 0,9915 | 0,9939 |
| 4 | 0,9062 | 0,9318 | 0,9573 | 0,9895 | 0,9740 | 0,9932 | 0,9989 | 0,9836 | 0,9831 | 0,9759 | 0,9961 | 0,9681 | 0,9876 | 0,9989 | 0,9919 | 0,9991 | 0,9983 | 0,9983 | 0,9939 | 0,9505 | 0,9896 | 0,9997 | 0,9993 |
| 5 | 0,8924 | 0,9194 | 0,9469 | 0,9835 | 0,9653 | 0,9888 | 0,9986 | 0,9765 | 0,9760 | 0,9676 | 0,9981 | 0,9595 | 0,9815 | 0,9974 | 0,9864 | 0,9991 | 0,9961 | 0,9961 | 0,9965 | 0,9399 | 0,9849 | 0,9992 | 0,9975 |
| 1 | 0,9083 | 0,9354 | 0,9611 | 0,9918 | 0,9785 | 0,9932 | 0,9989 | 0,9889 | 0,9865 | 0,9796 | 0,9937 | 0,9697 | 0,9889 | 0,9998 | 0,9949 | 0,9983 | 0,9961 | 0,9889 | 0,9912 | 0,9533 | 0,9888 | 0,9987 | 0,9997 |
| 2 | 0,8541 | 0,8863 | 0,9201 | 0,9683 | 0,9444 | 0,9745 | 0,9958 | 0,9609 | 0,9581 | 0,9468 | 0,9997 | 0,9348 | 0,9645 | 0,9938 | 0,9737 | 0,9939 | 0,9965 | 0,9645 | 0,9107 | 0,9107 | 0,9680 | 0,9946 | 0,9928 |
| 3 | 0,9919 | 0,9984 | 0,9994 | 0,9840 | 0,9941 | 0,9802 | 0,9423 | 0,9844 | 0,9895 | 0,9942 | 0,9200 | 0,9980 | 0,9873 | 0,9477 | 0,9784 | 0,9505 | 0,9399 | 0,9873 | 0,9533 | 0,9107 | 0,9848 | 0,9482 | 0,9518 |
| 4 | 0,9570 | 0,9735 | 0,9877 | 0,9983 | 0,9940 | 0,9994 | 0,9847 | 0,9944 | 0,9972 | 0,9953 | 0,9735 | 0,9937 | 0,9992 | 0,9868 | 0,9967 | 0,9896 | 0,9849 | 0,9888 | 0,9680 | 0,9848 | 0,9883 | 0,9883 | 0,9890 |
| 1 | 0,9021 | 0,9289 | 0,9553 | 0,9886 | 0,9730 | 0,9922 | 0,9996 | 0,9836 | 0,9823 | 0,9747 | 0,9968 | 0,9660 | 0,9864 | 0,9993 | 0,9915 | 0,9997 | 0,9992 | 0,9987 | 0,9946 | 0,9482 | 0,9883 | 0,9994 | 0,9994 |
| 2 | 0,9069 | 0,9335 | 0,9594 | 0,9910 | 0,9766 | 0,9932 | 0,9992 | 0,9868 | 0,9852 | 0,9780 | 0,9951 | 0,9688 | 0,9884 | 0,9998 | 0,9939 | 0,9993 | 0,9975 | 0,9997 | 0,9928 | 0,9518 | 0,9890 | 0,9994 | 0,9994 |

Tabulka korelačních koeficientů, vzniklých vzájemnou Pearsonovou korelací souboru dat jednotlivých pacientů se soubory dat pacientů pro testování účinnosti metody odhalení IVH

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| A | 0,9175 | 0,9439 | 0,9680 | 0,9941 | 0,9842 | 0,9937 | 0,9959 | 0,9936 | 0,9905 | 0,9846 | 0,9877 | 0,9743 | 0,9910 | 0,9977 | 0,9970 | 0,9948 | 0,9911 | 0,9989 | 0,9844 | 0,9602 | 0,9894 | 0,9956 | 0,9976 |
| B | 0,9774 | 0,9903 | 0,9984 | 0,9951 | 0,9998 | 0,9915 | 0,9654 | 0,9960 | 0,9981 | 0,9997 | 0,9466 | 0,9987 | 0,9961 | 0,9702 | 0,9922 | 0,9706 | 0,9614 | 0,9747 | 0,9390 | 0,9961 | 0,9932 | 0,9692 | 0,9730 |
| C | 0,8957 | 0,9230 | 0,9504 | 0,9862 | 0,9689 | 0,9902 | 0,9994 | 0,9802 | 0,9790 | 0,9708 | 0,9980 | 0,9619 | 0,9837 | 0,9991 | 0,9893 | 0,9997 | 0,9995 | 0,9981 | 0,9963 | 0,9429 | 0,9858 | 0,9997 | 0,9991 |

Tabulka korelačních koeficientů vzniklých korelaci souboru normalizovaných histogramových rozložení cSrO₂

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---|
| 1 | 0,5721 | 0,8424 | 0,9642 | 0,7322 | 0,8189 | 0,4027 | 0,5836 | 0,7153 | 0,4935 | 0,5705 | 0,9765 | 0,9713 | 0,8419 | 0,5733 | 0,6309 | 0,6159 | 0,4830 | 0,6852 | 0,9477 | 0,9491 | 0,9314 | 0,9386 | |
| 2 | 0,5721 | 0,3276 | 0,6103 | 0,9753 | 0,2484 | 0,9173 | 0,9927 | 0,9767 | 0,9931 | 0,7873 | 0,7330 | 0,6396 | 0,7823 | 0,9761 | 0,9316 | 0,9514 | 0,2595 | 0,6362 | 0,3731 | 0,4299 | 0,7811 | 0,8928 | |
| 3 | 0,8424 | 0,3276 | 0,4838 | 0,9964 | 0,1492 | 0,4857 | 0,3326 | 0,4857 | 0,2485 | 0,3288 | 0,7738 | 0,9039 | 0,6964 | 0,3339 | 0,3753 | 0,3564 | 0,8484 | 0,5176 | 0,9602 | 0,9680 | 0,7537 | 0,1537 | |
| 4 | 0,9642 | 0,6103 | 0,9229 | 0,7561 | 0,8959 | 0,4569 | 0,6246 | 0,7522 | 0,5409 | 0,6085 | 0,9546 | 0,9986 | 0,8917 | 0,6242 | 0,6693 | 0,6513 | 0,6858 | 0,7261 | 0,9591 | 0,9762 | 0,9454 | 0,4575 | |
| 5 | 0,7322 | 0,9753 | 0,4838 | 0,7561 | 0,4129 | 0,8846 | 0,9795 | 0,9985 | 0,9537 | 0,8347 | 0,8612 | 0,7816 | 0,8867 | 0,9688 | 0,9547 | 0,9616 | 0,3380 | 0,7431 | 0,5516 | 0,5997 | 0,8978 | 0,8677 | |
| 6 | 0,8189 | 0,2484 | 0,9964 | 0,8959 | 0,4129 | 0,0769 | 0,2559 | 0,4146 | 0,1684 | 0,2772 | 0,7342 | 0,8740 | 0,6519 | 0,2595 | 0,3086 | 0,2867 | 0,8420 | 0,4855 | 0,9551 | 0,9576 | 0,7100 | 0,0842 | |
| 7 | 0,4027 | 0,9173 | 0,1492 | 0,4569 | 0,8846 | 0,0769 | 0,9501 | 0,8993 | 0,9510 | 0,9205 | 0,5838 | 0,4829 | 0,7739 | 0,9682 | 0,9616 | 0,9641 | 0,1648 | 0,7652 | 0,1942 | 0,2570 | 0,6963 | 0,9939 | |
| 8 | 0,5836 | 0,9927 | 0,3326 | 0,6246 | 0,9795 | 0,2559 | 0,9501 | 0,9840 | 0,9929 | 0,8545 | 0,7446 | 0,6521 | 0,8289 | 0,9949 | 0,9678 | 0,9760 | 0,2663 | 0,7169 | 0,3840 | 0,4414 | 0,8079 | 0,9347 | |
| 9 | 0,7153 | 0,9767 | 0,4857 | 0,7522 | 0,9985 | 0,4146 | 0,8993 | 0,9840 | 0,9593 | 0,8498 | 0,8480 | 0,7761 | 0,8946 | 0,9772 | 0,9634 | 0,9685 | 0,3658 | 0,7584 | 0,5419 | 0,5930 | 0,8948 | 0,8845 | |
| 10 | 0,4935 | 0,9931 | 0,2485 | 0,5409 | 0,9537 | 0,1684 | 0,9510 | 0,9929 | 0,9593 | 0,8122 | 0,6685 | 0,5702 | 0,7601 | 0,9836 | 0,9395 | 0,9558 | 0,2226 | 0,6447 | 0,2872 | 0,3482 | 0,7353 | 0,9307 | |
| 11 | 0,5705 | 0,7873 | 0,3288 | 0,6085 | 0,8347 | 0,2772 | 0,9205 | 0,8545 | 0,8498 | 0,8122 | 0,6968 | 0,6245 | 0,8992 | 0,8967 | 0,9558 | 0,9266 | 0,2561 | 0,9518 | 0,4040 | 0,4520 | 0,8115 | 0,9375 | |
| 12 | 0,9765 | 0,7330 | 0,7738 | 0,9546 | 0,8612 | 0,7342 | 0,5838 | 0,7446 | 0,8480 | 0,6685 | 0,6968 | 0,9683 | 0,9101 | 0,7346 | 0,7756 | 0,7661 | 0,4560 | 0,7535 | 0,8774 | 0,8933 | 0,9790 | 0,5759 | |
| 1 | 0,9713 | 0,6396 | 0,9039 | 0,9986 | 0,7816 | 0,8740 | 0,4829 | 0,6521 | 0,7761 | 0,5702 | 0,6245 | 0,9683 | 0,8987 | 0,6490 | 0,6919 | 0,6771 | 0,6536 | 0,7303 | 0,9502 | 0,9677 | 0,9567 | 0,4807 | |
| 2 | 0,8419 | 0,7823 | 0,6964 | 0,8917 | 0,8867 | 0,6519 | 0,7739 | 0,8289 | 0,8946 | 0,7601 | 0,8992 | 0,9101 | 0,8987 | 0,8543 | 0,9096 | 0,8775 | 0,5418 | 0,9370 | 0,7503 | 0,7886 | 0,9728 | 0,7878 | |
| 3 | 0,5733 | 0,9761 | 0,3339 | 0,6242 | 0,9688 | 0,2595 | 0,9682 | 0,9949 | 0,9772 | 0,9836 | 0,8967 | 0,7346 | 0,6490 | 0,8543 | 0,9846 | 0,9830 | 0,2864 | 0,7703 | 0,3808 | 0,4398 | 0,8132 | 0,9609 | |
| 4 | 0,6309 | 0,9316 | 0,3753 | 0,6693 | 0,9547 | 0,3086 | 0,9616 | 0,9678 | 0,9634 | 0,9395 | 0,9558 | 0,7756 | 0,6919 | 0,9096 | 0,9846 | 0,9878 | 0,2884 | 0,8654 | 0,4431 | 0,4966 | 0,8606 | 0,9625 | |
| 5 | 0,6159 | 0,9514 | 0,3564 | 0,6513 | 0,9616 | 0,2867 | 0,9641 | 0,9760 | 0,9685 | 0,9558 | 0,9266 | 0,7661 | 0,6771 | 0,8775 | 0,9830 | 0,9878 | 0,2699 | 0,8162 | 0,4217 | 0,4763 | 0,8472 | 0,9482 | |
| 1 | 0,4830 | 0,2595 | 0,8484 | 0,6858 | 0,3380 | 0,8420 | 0,1648 | 0,2663 | 0,3658 | 0,2226 | 0,2561 | 0,4560 | 0,6536 | 0,5418 | 0,2864 | 0,2884 | 0,2884 | 0,2864 | 0,2884 | 0,2884 | 0,7085 | 0,5111 | |
| 2 | 0,6852 | 0,6362 | 0,5176 | 0,7261 | 0,7431 | 0,4855 | 0,7652 | 0,7169 | 0,7584 | 0,6447 | 0,9518 | 0,7535 | 0,7303 | 0,9370 | 0,7703 | 0,8654 | 0,8162 | 0,3992 | 0,5879 | 0,6226 | 0,8560 | 0,7964 | |
| 3 | 0,9477 | 0,3731 | 0,9602 | 0,9591 | 0,5516 | 0,9551 | 0,1942 | 0,3840 | 0,5419 | 0,2872 | 0,4040 | 0,8774 | 0,9502 | 0,7503 | 0,3808 | 0,4431 | 0,4217 | 0,6735 | 0,5879 | 0,9967 | 0,8333 | 0,1974 | |
| 4 | 0,9491 | 0,4299 | 0,9680 | 0,9762 | 0,5997 | 0,9576 | 0,2570 | 0,4414 | 0,5930 | 0,3482 | 0,4520 | 0,8933 | 0,9677 | 0,7886 | 0,4398 | 0,4966 | 0,4763 | 0,7085 | 0,6226 | 0,9967 | 0,8613 | 0,2597 | |
| 1 | 0,9314 | 0,7811 | 0,7537 | 0,9454 | 0,8978 | 0,7100 | 0,6963 | 0,8079 | 0,8948 | 0,7353 | 0,8115 | 0,9790 | 0,9567 | 0,9728 | 0,8132 | 0,8606 | 0,8472 | 0,5111 | 0,8560 | 0,8333 | 0,8613 | 0,6939 | |
| 2 | 0,3986 | 0,8928 | 0,1537 | 0,4575 | 0,8677 | 0,0842 | 0,9939 | 0,9347 | 0,8845 | 0,9307 | 0,9375 | 0,5759 | 0,4807 | 0,7878 | 0,9609 | 0,9625 | 0,9482 | 0,1771 | 0,7964 | 0,1974 | 0,2597 | 0,6939 | |

Tabulka korelačních koeficientů, vzniklých vzájemnou Pearsonovou korelací souboru dat jednotlivých pacientů se soubory dat pacientů pro testování účinnosti metody odhalení IVH

| Pacient | A | B | C |
|---------|--------|--------|--------|
| A | 0,2361 | 0,8559 | 0,0098 |
| B | 0,8559 | 0,2361 | 0,8559 |
| C | 0,0098 | 0,8559 | 0,2361 |

Tabulka korelačních koeficientů vzniklých korelaci souboru normalizovaných histogramových rozložení FcTOE

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 0,7151 | 0,7115 | 0,8892 | 0,4918 | 0,5734 | 0,1334 | 0,4882 | 0,8256 | 0,3903 | 0,5660 | 0,8269 | 0,8269 | 0,5979 | 0,7403 | 0,7763 | 0,5635 | 0,4549 | 0,1988 | 0,5921 | 0,9012 | 0,9597 | 0,8583 | 0,3305 | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0,7151 | 0,3789 | 0,5673 | 0,8960 | 0,2621 | 0,4406 | 0,7745 | 0,9653 | 0,8771 | 0,7093 | 0,9812 | 0,9812 | 0,8810 | 0,7819 | 0,9635 | 0,8801 | 0,7996 | 0,0682 | 0,6365 | 0,6396 | 0,8233 | 0,8734 | 0,7888 | | | | | | | | | | | |
| 3 | 0,7115 | 0,3789 | 0,9364 | 0,2587 | 0,9246 | 0,0354 | 0,2901 | 0,5408 | 0,2101 | 0,3619 | 0,4679 | 0,4679 | 0,4958 | 0,6315 | 0,4705 | 0,2732 | 0,2350 | 0,4336 | 0,4476 | 0,9032 | 0,7791 | 0,5587 | 0,1596 | | | | | | | | | | | |
| 4 | 0,8892 | 0,5673 | 0,9364 | 0,4366 | 0,8481 | 0,1803 | 0,4801 | 0,7322 | 0,3471 | 0,5566 | 0,6719 | 0,6719 | 0,6278 | 0,7882 | 0,6764 | 0,4846 | 0,4214 | 0,4405 | 0,6087 | 0,9543 | 0,9199 | 0,7762 | 0,3087 | | | | | | | | | | | |
| 5 | 0,4918 | 0,8960 | 0,2587 | 0,4366 | 0,1347 | 0,1347 | -0,0688 | 0,4076 | 0,8810 | 0,9604 | 0,8241 | 0,8349 | 0,9526 | 0,8399 | 0,9095 | 0,9542 | 0,9542 | 0,0538 | 0,6835 | 0,4552 | 0,6512 | 0,8283 | 0,9306 | | | | | | | | | | | |
| 6 | 0,5734 | 0,2621 | 0,9246 | 0,8481 | 0,1347 | 0,1347 | 0,0688 | 0,1561 | 0,1029 | 0,2106 | 0,3471 | 0,3471 | 0,3650 | 0,4869 | 0,3371 | 0,1379 | 0,0951 | 0,7234 | 0,3105 | 0,7708 | 0,6406 | 0,4038 | 0,0429 | | | | | | | | | | | |
| 7 | 0,1334 | 0,4406 | 0,0354 | 0,1803 | 0,7240 | -0,0688 | 0,8141 | 0,4946 | 0,7184 | 0,8576 | 0,3946 | 0,3946 | 0,7313 | 0,7147 | 0,5834 | 0,7806 | 0,8604 | 0,0174 | 0,7820 | 0,1162 | 0,2658 | 0,5942 | 0,8425 | | | | | | | | | | | |
| 8 | 0,4882 | 0,7745 | 0,2901 | 0,4801 | 0,9544 | 0,1561 | 0,8141 | 0,8251 | 0,8607 | 0,8752 | 0,7402 | 0,7402 | 0,9247 | 0,8845 | 0,8554 | 0,9311 | 0,9601 | 0,0899 | 0,7300 | 0,4295 | 0,6240 | 0,8413 | 0,8763 | | | | | | | | | | | |
| 9 | 0,8256 | 0,9653 | 0,5408 | 0,7322 | 0,8810 | 0,4076 | 0,4946 | 0,8251 | 0,8208 | 0,7911 | 0,9838 | 0,9838 | 0,9169 | 0,8934 | 0,9899 | 0,8935 | 0,8203 | 0,1520 | 0,7387 | 0,7530 | 0,9190 | 0,9618 | 0,7587 | | | | | | | | | | | |
| 10 | 0,3903 | 0,8771 | 0,2101 | 0,3471 | 0,9604 | 0,1029 | 0,7184 | 0,8607 | 0,8208 | 0,7828 | 0,7918 | 0,7918 | 0,9299 | 0,7771 | 0,8656 | 0,9149 | 0,9115 | 0,0380 | 0,6765 | 0,4179 | 0,5756 | 0,7417 | 0,9690 | | | | | | | | | | | |
| 11 | 0,5660 | 0,7093 | 0,3619 | 0,5566 | 0,8241 | 0,2106 | 0,8576 | 0,8752 | 0,7911 | 0,7828 | 0,7167 | 0,7167 | 0,8806 | 0,9194 | 0,8502 | 0,9347 | 0,9223 | 0,0926 | 0,9564 | 0,5195 | 0,6679 | 0,8781 | 0,8710 | | | | | | | | | | | |
| 12 | 0,8269 | 0,9812 | 0,4679 | 0,6719 | 0,8349 | 0,3471 | 0,3946 | 0,7402 | 0,9838 | 0,7918 | 0,7167 | 0,7167 | 0,8515 | 0,8089 | 0,9717 | 0,8521 | 0,7536 | 0,1109 | 0,6744 | 0,7217 | 0,8995 | 0,9226 | 0,7105 | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0,5979 | 0,8810 | 0,4958 | 0,6278 | 0,9526 | 0,3650 | 0,7313 | 0,9247 | 0,9169 | 0,9299 | 0,8806 | 0,8515 | 0,9381 | 0,9371 | 0,9371 | 0,9425 | 0,9342 | 0,1639 | 0,8075 | 0,6315 | 0,7700 | 0,8910 | 0,9133 | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0,7403 | 0,7819 | 0,6315 | 0,7882 | 0,8399 | 0,4869 | 0,7147 | 0,8845 | 0,8934 | 0,7771 | 0,9194 | 0,8089 | 0,9381 | 0,9072 | 0,8811 | 0,8689 | 0,8689 | 0,2475 | 0,8797 | 0,7546 | 0,8481 | 0,9465 | 0,7968 | | | | | | | | | | | |
| 3 | 0,7763 | 0,9635 | 0,4705 | 0,6764 | 0,9095 | 0,3371 | 0,5834 | 0,8554 | 0,9899 | 0,8656 | 0,8502 | 0,9717 | 0,9371 | 0,9072 | 0,9395 | 0,8677 | 0,8677 | 0,1303 | 0,7984 | 0,6987 | 0,8765 | 0,9625 | 0,8293 | | | | | | | | | | | |
| 4 | 0,5635 | 0,8801 | 0,2732 | 0,4846 | 0,9542 | 0,1379 | 0,7806 | 0,9311 | 0,8935 | 0,9149 | 0,9347 | 0,8521 | 0,9425 | 0,8811 | 0,9395 | 0,9691 | 0,9691 | 0,0471 | 0,8443 | 0,4826 | 0,6937 | 0,8929 | 0,9360 | | | | | | | | | | | |
| 5 | 0,4549 | 0,7996 | 0,2350 | 0,4214 | 0,9542 | 0,0951 | 0,8604 | 0,9601 | 0,8203 | 0,9115 | 0,9223 | 0,7536 | 0,9342 | 0,8689 | 0,8677 | 0,9691 | 0,9691 | 0,0319 | 0,7990 | 0,4109 | 0,6015 | 0,8369 | 0,9420 | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0,1988 | 0,0682 | 0,4336 | 0,4405 | 0,0538 | 0,7234 | 0,0174 | 0,0899 | 0,1520 | 0,0380 | 0,0926 | 0,1109 | 0,1639 | 0,2475 | 0,1303 | 0,0471 | 0,0319 | 0,1348 | 0,1348 | 0,2972 | 0,2399 | 0,1540 | 0,0178 | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0,5921 | 0,6365 | 0,4476 | 0,6087 | 0,6835 | 0,3105 | 0,7820 | 0,7300 | 0,7387 | 0,6765 | 0,9564 | 0,6744 | 0,8075 | 0,8797 | 0,7984 | 0,8443 | 0,7990 | 0,1348 | 0,2972 | 0,5679 | 0,6804 | 0,8404 | 0,7810 | | | | | | | | | | | |
| 3 | 0,9012 | 0,6396 | 0,9032 | 0,9543 | 0,4552 | 0,7708 | 0,1162 | 0,4295 | 0,7530 | 0,4179 | 0,5195 | 0,7217 | 0,6315 | 0,7546 | 0,6987 | 0,4826 | 0,4109 | 0,2972 | 0,5679 | 0,9341 | 0,9341 | 0,7590 | 0,3495 | | | | | | | | | | | |
| 4 | 0,9597 | 0,8233 | 0,7791 | 0,9199 | 0,6512 | 0,6406 | 0,2658 | 0,6240 | 0,9190 | 0,5756 | 0,6679 | 0,8995 | 0,7700 | 0,8481 | 0,8765 | 0,6937 | 0,6015 | 0,2399 | 0,6804 | 0,9341 | 0,9341 | 0,9159 | 0,5085 | | | | | | | | | | | |
| 1 | 0,8583 | 0,8734 | 0,5587 | 0,7762 | 0,8283 | 0,4038 | 0,5942 | 0,8413 | 0,9618 | 0,7417 | 0,8781 | 0,9226 | 0,8910 | 0,9465 | 0,9625 | 0,8929 | 0,8369 | 0,1540 | 0,8404 | 0,7590 | 0,9159 | 0,7323 | | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0,3305 | 0,7888 | 0,1596 | 0,3087 | 0,9306 | 0,0429 | 0,8425 | 0,8763 | 0,7587 | 0,9690 | 0,8710 | 0,7105 | 0,9133 | 0,7968 | 0,8293 | 0,9360 | 0,9420 | 0,0178 | 0,7810 | 0,3495 | 0,5085 | 0,7323 | | | | | | | | | | | | |

| Tabulka korelačních koeficientů, vzniklých vzájemnou Pearsonovou korelací souboru dat jednotlivých pacientů se soubory dat pacientů pro testování účinnosti metody odhalení IVH | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|--|--|--|
| A | 0,0439 | 0,4543 | 0,0109 | 0,1258 | 0,7943 | -0,0833 | 0,9328 | 0,8715 | 0,4806 | 0,7638 | 0,7592 | 0,3682 | 0,7458 | 0,6719 | 0,5537 | 0,7567 | 0,8574 | 0,0221 | 0,6102 | 0,0660 | 0,2125 | 0,5218 | 0,8445 | | | | |
| B | 0,9016 | 0,6115 | 0,8782 | 0,9550 | 0,4788 | 0,7293 | 0,1988 | 0,4916 | 0,7451 | 0,4186 | 0,5788 | 0,6963 | 0,6431 | 0,7983 | 0,6991 | 0,5108 | 0,4594 | 0,2865 | 0,6032 | 0,9851 | 0,9204 | 0,7852 | 0,3745 | | | | |
| C | 0,7581 | 0,9404 | 0,4724 | 0,6677 | 0,8771 | 0,3420 | 0,6184 | 0,8174 | 0,9676 | 0,8638 | 0,8750 | 0,9519 | 0,9312 | 0,9076 | 0,9880 | 0,9349 | 0,8612 | 0,1343 | 0,8543 | 0,6982 | 0,8614 | 0,9535 | 0,8442 | | | | |

Tabulka korelačních koeficientů vzniklých korelaci souboru normalizovaných histogramových rozložení 2. difference FcTOE v 1 minutových intervalech

| Pacient | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 1,0000 | 0,9950 | 0,9998 | 0,9984 | 0,9983 | 0,9995 | 0,9987 | 0,9963 | 0,9996 | 0,9992 | 0,9997 | 0,9993 | 0,9997 | 0,9921 | 1,0000 | 0,9980 | 0,9979 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9947 | 0,9996 | 1,0000 |
| 2 | 1,0000 | 0,9955 | 0,9999 | 0,9986 | 0,9985 | 0,9996 | 0,9989 | 0,9967 | 0,9998 | 0,9997 | 0,9997 | 0,9993 | 0,9998 | 0,9926 | 1,0000 | 0,9983 | 0,9982 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9952 | 0,9997 | 1,0000 |
| 3 | 0,9950 | 0,9955 | 0,9968 | 0,9991 | 0,9990 | 0,9977 | 0,9989 | 0,9999 | 0,9973 | 0,9976 | 0,9982 | 0,9982 | 0,9971 | 0,9995 | 0,9956 | 0,9993 | 0,9994 | 0,9955 | 0,9966 | 0,9962 | 1,0000 | 0,9973 | 0,9957 |
| 4 | 0,9998 | 0,9999 | 0,9968 | 0,9993 | 0,9992 | 0,9999 | 0,9995 | 0,9979 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9998 | 0,9998 | 0,9999 | 0,9944 | 0,9991 | 0,9990 | 0,9990 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9966 | 0,9966 | 0,9999 | 0,9999 |
| 5 | 0,9984 | 0,9986 | 0,9991 | 0,9993 | 0,9999 | 0,9996 | 1,0000 | 0,9996 | 0,9995 | 0,9996 | 0,9996 | 0,9998 | 0,9994 | 0,9976 | 0,9987 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9986 | 0,9992 | 0,9990 | 0,9960 | 0,9999 | 0,9999 |
| 6 | 0,9983 | 0,9985 | 0,9990 | 0,9992 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9995 | 0,9994 | 0,9995 | 0,9998 | 0,9998 | 0,9994 | 0,9977 | 0,9986 | 0,9999 | 0,9998 | 0,9985 | 0,9991 | 0,9989 | 0,9988 | 0,9995 | 0,9986 |
| 7 | 0,9995 | 0,9996 | 0,9977 | 0,9999 | 0,9996 | 0,9996 | 0,9998 | 0,9985 | 1,0000 | 1,0000 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9956 | 0,9996 | 0,9995 | 0,9994 | 0,9996 | 0,9999 | 0,9998 | 0,9975 | 1,0000 | 0,9997 |
| 8 | 0,9987 | 0,9989 | 0,9989 | 0,9995 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9998 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9998 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9996 | 0,9972 | 0,9990 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9989 | 0,9994 | 0,9992 | 0,9987 | 0,9996 | 0,9990 |
| 9 | 0,9963 | 0,9967 | 0,9999 | 0,9979 | 0,9996 | 0,9995 | 0,9985 | 0,9994 | 0,9983 | 0,9984 | 0,9989 | 0,9989 | 0,9980 | 0,9991 | 0,9968 | 0,9997 | 0,9998 | 0,9967 | 0,9976 | 0,9974 | 0,9999 | 0,9982 | 0,9969 |
| 10 | 0,9996 | 0,9998 | 0,9973 | 1,0000 | 0,9995 | 0,9994 | 1,0000 | 0,9997 | 0,9983 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9951 | 0,9998 | 0,9993 | 0,9993 | 0,9998 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9971 | 1,0000 | 0,9998 |
| 11 | 0,9996 | 0,9997 | 0,9976 | 1,0000 | 0,9996 | 0,9995 | 1,0000 | 0,9998 | 0,9984 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9954 | 0,9997 | 0,9995 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9974 | 0,9999 | 0,9997 |
| 12 | 0,9992 | 0,9993 | 0,9982 | 0,9998 | 0,9998 | 0,9998 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9989 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9964 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9997 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9996 | 0,9980 | 0,9999 | 0,9994 |
| 1 | 0,9997 | 0,9998 | 0,9971 | 0,9999 | 0,9994 | 0,9994 | 0,9999 | 0,9996 | 0,9980 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9949 | 0,9998 | 0,9992 | 0,9991 | 0,9991 | 0,9998 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9968 | 1,0000 | 0,9998 |
| 2 | 0,9921 | 0,9926 | 0,9995 | 0,9944 | 0,9976 | 0,9977 | 0,9956 | 0,9972 | 0,9991 | 0,9951 | 0,9954 | 0,9964 | 0,9949 | 0,9928 | 0,9979 | 0,9980 | 0,9980 | 0,9926 | 0,9940 | 0,9936 | 0,9996 | 0,9952 | 0,9930 |
| 3 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9956 | 0,9999 | 0,9987 | 0,9986 | 0,9996 | 0,9990 | 0,9968 | 0,9998 | 0,9997 | 0,9994 | 0,9998 | 0,9928 | 0,9984 | 0,9983 | 0,9983 | 1,0000 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9954 | 0,9997 | 1,0000 |
| 4 | 0,9980 | 0,9983 | 0,9993 | 0,9991 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9995 | 0,9999 | 0,9997 | 0,9993 | 0,9995 | 0,9997 | 0,9992 | 0,9979 | 0,9984 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9983 | 0,9990 | 0,9988 | 0,9992 | 0,9993 | 0,9984 |
| 5 | 0,9979 | 0,9982 | 0,9994 | 0,9990 | 1,0000 | 0,9998 | 0,9994 | 0,9999 | 0,9998 | 0,9993 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9991 | 0,9980 | 0,9983 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9982 | 0,9989 | 0,9987 | 0,9993 | 0,9992 | 0,9983 |
| 1 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9955 | 0,9999 | 0,9986 | 0,9985 | 0,9996 | 0,9989 | 0,9967 | 0,9998 | 0,9997 | 0,9994 | 0,9998 | 0,9926 | 1,0000 | 0,9983 | 0,9982 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9952 | 0,9997 | 1,0000 |
| 2 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9966 | 1,0000 | 0,9992 | 0,9991 | 0,9999 | 0,9994 | 0,9976 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9997 | 0,9999 | 0,9940 | 0,9999 | 0,9990 | 0,9989 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9963 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 |
| 3 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9962 | 1,0000 | 0,9990 | 0,9989 | 0,9998 | 0,9992 | 0,9974 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9996 | 0,9999 | 0,9936 | 1,0000 | 0,9988 | 0,9987 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9960 | 0,9960 | 0,9998 | 1,0000 |
| 4 | 0,9947 | 0,9952 | 1,0000 | 0,9966 | 0,9990 | 0,9988 | 0,9975 | 0,9987 | 0,9999 | 0,9971 | 0,9974 | 0,9980 | 0,9968 | 0,9996 | 0,9954 | 0,9992 | 0,9993 | 0,9952 | 0,9963 | 0,9960 | 0,9971 | 0,9995 | 0,9954 |
| 1 | 0,9996 | 0,9997 | 0,9973 | 0,9999 | 0,9995 | 0,9995 | 1,0000 | 0,9996 | 0,9982 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9952 | 0,9997 | 0,9993 | 0,9992 | 0,9997 | 0,9999 | 0,9998 | 0,9971 | 0,9998 | 0,9998 |
| 2 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9957 | 0,9999 | 0,9987 | 0,9986 | 0,9997 | 0,9990 | 0,9969 | 0,9998 | 0,9997 | 0,9994 | 0,9998 | 0,9930 | 1,0000 | 0,9984 | 0,9983 | 1,0000 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9954 | 0,9998 | 0,9998 |

| Tabulka korelačních koeficientů, vzniklých vzájemnou Pearsonovou korelací souboru dat jednotlivých pacientů se soubory dat pacientů pro testování účinnosti metody odhalení IVH | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| A | 0,9998 | 0,9970 | 1,0000 | 0,9994 | 0,9993 | 0,9999 | 0,9995 | 0,9980 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9998 | 0,9998 | 1,0000 | 0,9946 | 0,9999 | 0,9992 | 0,9991 | 0,9998 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9967 | 0,9999 | 0,9999 |
| B | 0,9999 | 0,9999 | 0,9965 | 1,0000 | 0,9991 | 0,9990 | 0,9998 | 0,9994 | 0,9976 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9997 | 0,9999 | 0,9959 | 0,9940 | 1,0000 | 0,9989 | 0,9988 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9962 | 0,9999 | 1,0000 |
| C | 0,9992 | 0,9994 | 0,9982 | 0,9998 | 0,9998 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9989 | 0,9999 | 0,9999 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9962 | 0,9995 | 0,9997 | 0,9997 | 0,9994 | 0,9997 | 0,9997 | 0,9980 | 0,9999 | 0,9995 |

Příloha E: Tabulky výsledků testování účinností metod

Hypotéza 1

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------------|------------|
| | Y(0) - 0-0 | Y(1) - 1-1 | Y(2) - 2-2 |
| A | 57 % | 86 % | 48 % |
| B | 10 % | 10 % | 48 % |
| C | 19 % | 31 % | 35 % |

Hypotéza 2

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------|-------|
| | 0 | 1 | 2 |
| A | 2 % | 8 % | 100 % |
| B | 8 % | 81 % | 48 % |
| C | 50 % | 44 % | 35 % |

Hypotéza 3

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------------|------------|
| | Y(0) - 0-0 | Y(1) - 1-1 | Y(2) - 2-2 |
| A | 39 % | 51 % | 11 % |
| B | 98 % | 8 % | 61 % |
| C | 34 % | 25 % | 35 % |

Hypotéza 4

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------------|------------|
| | Y(0) - 0-0 | Y(1) - 1-1 | Y(2) - 2-2 |
| A | 20 % | 0 % | 17 % |
| B | 73 % | 0 % | 35 % |
| C | 6 % | 86 % | 61 % |

Hypotéza 5

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------------|------------|
| | Y(0) - 0-0 | Y(1) - 1-1 | Y(2) - 2-2 |
| A | 18 % | 44 % | 61 % |
| B | 36 % | 51 % | 26 % |
| C | 8 % | 25 % | 100 % |

Hypotéza 6

| Pacient (Y) | Skupiny testovaných korelačních koeficientu podle stupňů IVH | | |
|-------------|--|------------|------------|
| | Y(0) - 0-0 | Y(1) - 1-1 | Y(2) - 2-2 |
| A | 88 % | 31 % | 61 % |
| B | 98 % | 25 % | 61 % |
| C | 24 % | 21 % | 91 % |

Příloha F: Obsah příloženého CD

- 1) Klíčová slova
- 2) Abstrakt česky
- 3) Abstrakt anglicky
- 4) Zadání diplomové práce
- 5) Diplomová práce
- 6) Datové soubory
 - a) 1. etapa zpracování
 - b) 2. etapa zpracování
 - c) Výsledky