



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Mapování skalpového EEG novorozenců

Brainmapping of the neonatal scalp EEG

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Denisa Špírková

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Marek Piorecký

Kladno 2019



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Špírková** Jméno: **Denisa** Osobní číslo: **456424**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Mapování skalpového EEG novorozenců

Název bakalářské práce anglicky:

Brainmapping of the neonatal scalp EEG

Pokyny pro vypracování:

Záznamy EEG novorozenců obsahují spánek a bdění. Určete vhodné kritérium pro zobrazení topografických map v záznamech novorozeneckého EEG. Na základě kritéria vytvořte v prostředí MATLAB topografické mapy ve vybraných časech. Porovnejte, zda se mapy statisticky liší v rámci záznamu (spánku a bdělosti) a zda se statisticky liší napříč jedinci.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Krajča V., Mohylová J. , Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů, ed. 1st, ČVUT Praha, 2011, ISBN 9788001047217
- [2] Ian A.Cooka, Ruth O'Haraab, Sebastian H.J. Uijtdehaageac, Mark Mandelkerncd, Andrew F. Leuchterac, Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, ročník 107, číslo 6, 1998, Prosinec, 408-414 s., [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(98\)00092-3](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(98)00092-3)
- [3] Zwiener U1, Rother M, Hoyer D, Witte H, Eiselt M, Funke M., Experimental and clinical studies of neonatal eeg mapping--methodical prerequisites and data interpretation., *Physiol Pharmacol*, ročník 42, číslo 2, 1991

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

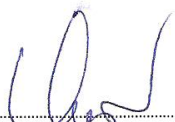
Ing. Marek Piorecký

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Václava Piorecká

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Mapování skalpového EEG novorozenců“ 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 16. 5. 2019

.....

Denisa Špírková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Markovi Pioreckému, za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce.

ABSTRAKT

Mapování skalpového EEG novorozenců

Pomocí elektroencefalografu (EEG) můžeme zaznamenávat elektrickou aktivitu mozku. Její následné zpracování může pomoci při diagnostice v různých medicínských odvětvích. Topografické mapování je v současné době jednou z využívaných metodou pro výzkum elektrické aktivity mozku. Tato práce se zabývá tvorbou topografických map elektrické aktivity mozku novorozeneckých subjektů. Cílem práce je ověřit, zda se u novorozenců střídá specifická aktivita v průběhu jednotlivých stádií (bdění, klidný a aktivní spánek) a zároveň ověřit, zda se tato aktivita mění se změnou koncepčního věku. V programovém prostředí MATLAB byly tvořeny topografické mapy metodou interpolace 4 sousedních bodů. Mapy byly počítány z časového okamžiku, který odpovídá lokálnímu maximu rozptylu napříč jednotlivými kanály. Pro následné rozdělení topografických map je využito klasifikačního algoritmu DBSCAN založeného na hustotě. Topografické mapy jsou porovnány intra-individuálně a inter-individuálně. V topografických mapách se napříč jedinci objevují podobné charakteristiky ve směru levo-pravé a před-zadní změny amplitudy. Rozdíl mezi charakterem topografických map s ohledem na koncepční věk není statisticky potvrzen.

Klíčová slova

EEG, novorozenecké EEG, topografické mapování

ABSTRACT

Brainmapping of the neonatal scalp EEG

Using the electroencephalograph (EEG), we can record the electrical activity of the brain. Its subsequent processing can assist in diagnosis in various medical sectors. Topographic mapping is currently one of the methods used to research the electrical activity of the brain. This work deals with the creation of topographic maps of the electrical activity of the newborn brain. The aim of this work is to verify whether in newborns, the specific activity during each stage alternates (wakefulness, calmness) and active sleep) and to verify whether this activity changes with a change in conceptual age. In the MATLAB programming environment, topographic maps were created by the interpolation method of 4 neighboring points. The maps were calculated from a point in time that corresponds to the local maximum variance across the channels. For subsequent distribution of topographic maps, the density-based DBSCAN classification algorithm is used. Topographic maps are compared intra-individually and inter-individually. In topographic maps, similar characteristics appear in the left-right and pre-posterior amplitude changes across the individual. The difference between the character of topographic maps with respect to conceptual age is not statistically confirmed.

Keywords

EEG, new born EEG, topographic maps

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	11
1.1 Přehled současného stavu	11
1.2 Cíle práce	13
2 Teorie	14
2.1 Elektroencefalografie	14
2.1.1 Systém rozložení elektrod	14
2.1.2 Rozdělení EEG signálu podle frekvence	15
2.1.3 Zpracování EEG signálu	17
2.2 Novorozenecké EEG	17
2.2.1 Stavy chování jedince.....	17
2.2.2 Znaky novorozeneckého EEG	18
2.2.3 Monitorování novorozeneckého EEG.....	20
2.3 Topografické mapování elektrické aktivity mozku.....	21
2.3.1 Mapování amplitudy	22
2.3.2 Mapování frekvence.....	23
2.3.3 Další principy mapování	24
3 Metody	25
3.1 Vývojové prostředí MATLAB.....	25
3.2 Pacientská data a jejich předzpracování	25
3.3 Topografické mapování amplitudy	26
3.3.1 Interpolační síť a její vizualizace	26
3.3.2 Lokalizování maximálních rozptylů	28
3.3.3 Klasifikace a vykreslení map.....	29
3.4 Statistické vyhodnocení	29
4 Výsledky	31
5 Diskuse	36
6 Závěr	38
Seznam použité literatury	39

Příloha A: Obsah DVD.....42

Seznam symbolů a zkratek

Seznam zkratek

Symbol	Význam
FIR	Finite Impulse Response (konečná impulzní odezva)
EEG	Elektroencefalografie
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrooculografie
EKG	Elektrokardiografie
PNG	Pneumogram
DFT	Discrete Fast Fourier Transformation (diskrétní Fourierova transformace)
FT	Fourier Transformation (Fourierova transformace)
BM	Brain mapping (Topografické mapování)
MRI	Magnetic resonance imaging (Magnetická rezonance)
PET	Positron Emission Tomography (Pozitronová emisní tomografie)
REM	Rapid eye movement (Rychlé pohyby očí)
NREM	Non rapid eye movement (Bez rychlého pohybu očí)

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Rozložení elektrod – systém 10-20

Obr. 2.2: Jednotlivá frekvenční pásma

Obr. 2.3: „Tracé alternant“, donošený novorozenec, klidný spánek

Obr. 2.4: Čelní ostrý přechod v čelní oblasti (označen šipkami)

Obr. 2.5: Donošený novorozenec, klidný spánek, pozitivní temporální ostré vlny

Obr. 2.6: Princip topografického mapování amplitudy

Obr. 2.7: Princip topografického mapování frekvence

Obr. 2. 8: Rozložení elektrod pro novorozenecké EEG

Obr. 2. 9: Metody interpolace

Obr. 3.1: Rozložení elektrod pro novorozenecké EEG (vytvořeno v toolboxu Fieldtrip)

Obr. 3.2: Metody interpolace (vytvořeno v toolboxu Fieldtrip)

Obr.4.1: Charakteristiky vyskytující se napříč záznamy

Obr. 4.2: Topografické mapy *Subjekt 2* ve 32. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace: 3

Obr. 4.3: Topografické mapy *Subjekt 7* ve 33. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace 3

Obr. 4.4: Topografické mapy *Subjekt 1* ve 38. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace: 3

Obr. 4.5: Topografické mapy subjektů znázorňující artefakt špatně připevněné elektrody

1 Úvod

Zpracování a využití signálů biologického původu se stalo v současné době součástí několika oborů vědy. Mezi významné a stále zcela neprobádané biologické signály patří právě elektrická aktivita lidského mozku. Signál elektrické aktivity mozku jedince je možné zaznamenat v podobě elektroencefalogramu. Elektroencefalogram reprezentuje hodnoty elektrického potenciálu vyvolané aktivitou lidského mozku v závislosti na čase. Informace získané z EEG signálu mají dále své využití v různých odvětvích, například zdravotnictví, klinické diagnóze onemocnění atd.

Pro získání informací ze signálu EEG je vždy nezbytné provést zpracování a analýzu signálu EEG. Zpracování signálu pak umožňuje interpretaci a získání informací, které by jinak v původních datech zůstaly skryty, nebo by byly jen obtížně zjistitelné. Důležité je proto nejen zpracování samotného signálu, ale také zobrazení získaných výsledků uživateli. Mezi způsoby zobrazení pak lze zahrnout kromě běžného zobrazení grafem také metodu topografického mapování elektrické aktivity mozku (brain mapping).

Teoretická část je věnována základním pojmům ohledně obecného EEG, novorozeneckého EEG a topografického mapování. Implementované topografické mapování amplitudy, jako jednu z vybraných metod vizualizace, dále samotné vytvoření topografické mapy pomocí sítě interpolačních bodů mezi zaznamenanými hodnotami a následně jejich dopočtením pro vytvoření spojitě vizualizace, zvolení časových okamžiků a jeho další rozdělení do jednotlivých tříd, zpracování, vizualizaci a statistické vyhodnocení, je popsáno v kapitole metody.

Se snahou prokázat rozdíl v rámci jednoho záznamu je využito statistických testů. K porovnání charakteristik napříč záznamy využívám vizuální zobrazení topografických map.

1.1 Přehled současného stavu

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda, při které dochází ke snímání elektrické aktivity mozku z hlavy pomocí elektrod. Toto vyšetření má velký význam pro neurologii a využívá se například při diagnostice epilepsie, nebo dále ve spánkových laboratořích, které slouží ke zkoumání spánkových poruch. [1]

Novorozenecký EEG signál má odlišná kritéria pro záznam a interpretaci. V záznamu se vytvářejí artefakty způsobené například pláčem, nadměrným pohybem, nebo také síťovým rušením, pokud je pozorovaný novorozenec monitorován dalšími přístroji [2] Pro novorozence je počet elektrod v systému deset dvacet (systém 10-20) snížen kvůli malému obvodu hlavy. Dle literatury [2] jsou použity elektrody předozadní a levo-pravé linie, dále FP1, FP2 (frontální elektrody) a O1, O2 (okcipitální elektrody). Vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami činí 40 % průměru hlavy. [2]

Většina informací je zaznamenávána během spánku a během bdělosti. Spánek má pro novorozence z pohledu psychomotorického vývoje velký význam. Během něj totiž dochází k vytváření a upevňování paměťových stop a k vytváření motorických vzorců – to znamená, že novorozenec si ve spánku opakuje vše, co se kolem něj stalo a vlastně se tak učí. Novorozenci mají dva různé stavy spánku, které se vyskytují ve střídavých cyklech. Tyto stavy jsou označovány jako klidný spánek a aktivní spánek, odpovídající NREM spánku a REM spánku u dospělých [5]. Aktivní spánek je charakterizován nepravidelným dýcháním, rychlými a trhavými pohyby očí, malými tělesnými pohyby. Během klidného spánku je dýchání pravidelné, pohyby očí a tělesné pohyby chybí. Jak dítě roste, snižuje se jeho spánková potřeba a ubývá u něj i tzv. REM fáze, s věkem tedy ubývá i výrazných barevných a emočně silných snů. [2, 3, 4]

Pro správnou interpretaci a zjednodušení EEG signálu se používá tzv. topografické mapování. Topografické mapování je zobrazovací technika, která EEG signál a jeho veličiny vizualizuje. Můžeme tedy například mapovat v EEG signálu a jeho amplitudy napětí, frekvenci v daném frekvenčním pásmu, kontinuitu atd. Získáváme tedy vizuálních obraz veličin jednotlivých částí mozkové kůry. Vyhodnocení a vizualizace veličiny je grafické a škálované pomocí barevné stupnice. Barevná vizualizace nám detekuje změny neurální aktivity mozku. Výsledkem je mapa rozložení daného parametru – veličiny. Mapa je tedy souvislá plocha. [5]

1.2 Cíle práce

Cílem práce je porovnání topografických map elektrické aktivity mozku v záznamech novorozeneckého EEG. V rámci práce bude implementováno zobrazení topografických map v časových úsecích odpovídajících lokálním maximům v crossvarianci mezi EEG kanály. EEG záznamy budou hodnoceny v různých postnatálních fázích. Topografické mapy vysvětlující podobnou aktivitu třídím na základě klasifikace hustotním algoritmem. Vliv charakteru topografických map je diskutován s ohledem na koncepční věk novorozence. Výsledky hodnocení topografických map jsou evaluovány neparametrickými testy.

2 Teorie

2.1 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (dále jen EEG) je metoda snímající elektrickou aktivitu mozku z pokožky hlavy pomocí elektrod. Tato metoda slouží k diagnostice například epileptických záchvatových stavů, novorozeneckým záchvatům, hypoxicky-ischemické encefalopatii u novorozenců, při poruchách spánku a také při traumatech v oblasti hlavy. [6]

EEG signál má na první pohled chaotický a nepravidelný průběh, ve které je občas patrna určitá periodicitu. Signály z neuronů jsou snímány z povrchu skalpu. Průchodem přes relativně málo vodivou lebku je amplituda signálu zeslabena na desítky mikrovoltů. Signál, který je snímán, je dán sumací aktivity extrémně vysokého množství neuronů, proto již dále nejsme schopni odlišit jednotlivé akční potenciály buněk. [7, 8]

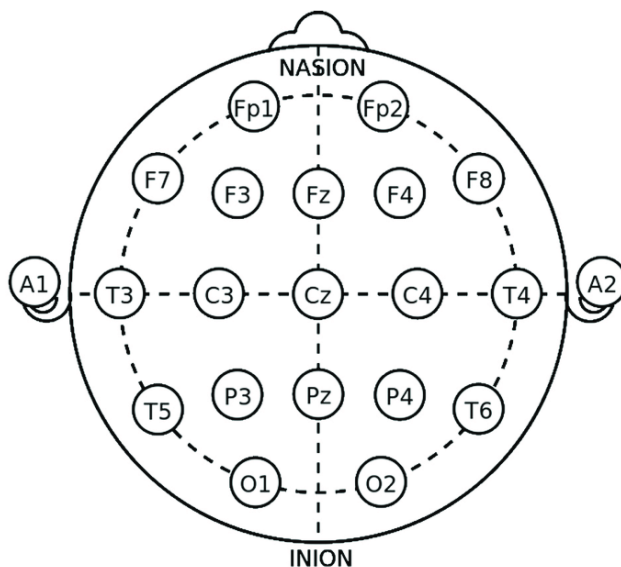
Přístroj měřící elektrickou aktivitu mozku se nazývá elektroencefalograf. Jak již bylo zmíněno, signály jsou snímány z povrchu hlavy pomocí elektrod. Nejčastěji se používají povrchové elektrody, které jsou součástí EEG čepice. Kontaktním prostředím mezi kůží a elektrodou je gel. Mezi kůží a elektrodou musí být udržována přechodová impedance pod 5000 Ω . Špatné spojení se projevuje vyšší impedancí. Nasnímané signály z elektrod jsou dále přiváděny na zesilovač potenciálů. [9, 10, 11]

2.1.1 Systém rozložení elektrod

Nejobvyklejším rozložením elektrod na hlavě pacienta bývá takzvaný systém 10-20. Tento systém rozložení využívá referenčních bodů, od kterých se v určité vzdálenosti (vzdálenost 10 % a 20 %) umisťují elektrody na hlavě pacienta. Referenční body jsou umístěny v sagitální rovině od nasion (bod mezi čelem a nosem) po inion (výběžek týlní kosti), dále potom v koronární rovině – umístěny u ušních lalůčků. Od těchto referenčních bodů se dále umisťují elektrody v přesné vzdálenosti. Celá hlava je poté rozdělena na úseky 10 % a 20 %. Systém 10-20 není jediné rozložení elektrod. Počet elektrod se může zvyšovat nebo snižovat v závislosti na vyšetření, proto možností na rozložení elektrod je nespočetně mnoho. [7, 11, 12]

Pojmenování elektrod je dle jejich umístění na hlavě pacienta. Jednotlivá písmena odpovídají kosti nebo laloku, na kterém se elektroda nachází. Písmena Fp – frontopolární, značí čelní lalok, C značí centrální oblast, P – parietální, značí temenní lalok, T značí

temporální oblast, O – okcipitální, značí týlní lalok, elektrody v oblasti uší se značí písmenem A – aurikulární a písmeno Z označuje nepárové elektrody umístěné na středové čáře (Fz, Cz, Pz). Elektrodam jsou kromě písmena přiřazena i čísla, které značí, na jaké hemisféře hlavy se elektrody vyskytují. Sudá čísla jsou přiřazena k pravé hemisféře a lichá čísla jsou přiřazena k levé hemisféře. [11, 12, 13]



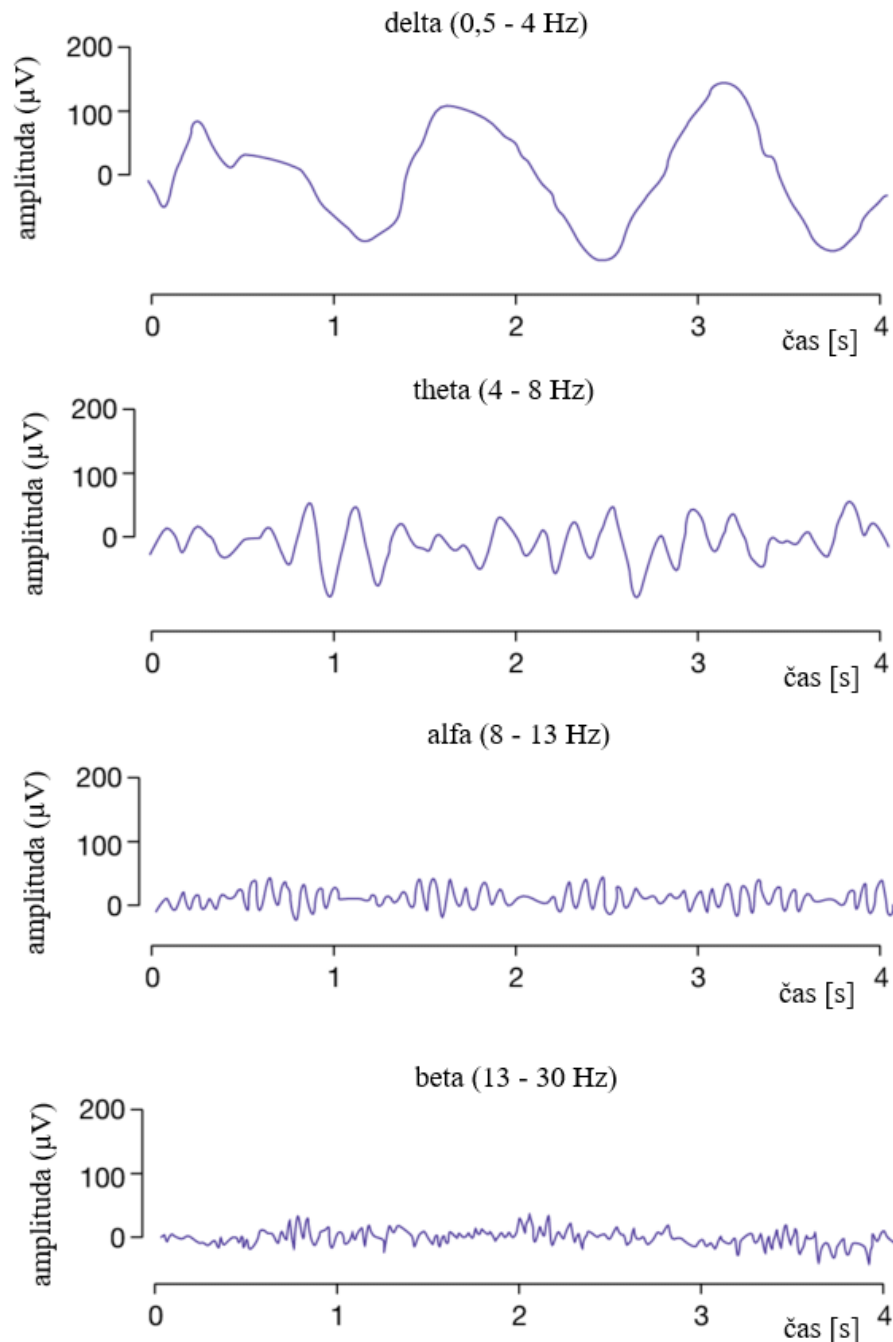
Obr. 2.1: Rozložení elektrod – systém 10-20. Převzato z [14].

2.1.2 Rozdělení EEG signálu podle frekvence

U EEG signálu rozeznáváme základní frekvenční pásma. Jsou to takzvané vlny, které se opakují. V EEG signálu tedy sledujeme počet vln opakující se za 1 s (dále vyjadřujeme v Hz). Přítomnost vln je dána spánkem, bdělostí, věkem pacienta, místem snímání, onemocněním atd. Rozeznávají se následující pásma a jejich tvar je vidět na obr. 2.2. [8, 9, 15]

- Delta – frekvence v rozsahu 0,5 až 4 Hz, amplitudu dosahující 20-200 μV . Pro dospělé jednice jsou delta vlny patologické. Patologická složka je v stavech bezvědomí nebo povětších úrazech hlavy. Výjimka je v hlubokém spánku, tam se delta vlny obvykle vyskytují. Pro děti jsou delta vlny typické tak do jednoho roku. [8, 9, 15]
- Théta – frekvence v rozsahu 4 až 8 Hz a amplitudu kolem hodnoty 50 μV . Théta vlny jsou spojovány s depresemi a úzkostmi, v bdělém stavu je také můžeme považovat za patologické. Zatímco u malých dětí se théta vlny mohou objevovat i v bdělém stavu. Théta vlny se převážně vyskytují ve fázi usínání u dospělých a u větších dětí, bez známky patologie. [8, 9, 15]

- Alfa – frekvence v rozsahu 8 až 13 Hz a amplitudou dosahující 20-50 μV . Je to základní rytmus ve stavu relaxace, kdy je člověk bdělý a nezpracovává informace. Nejtypičtější jsou alfa vlny při zavření očí a hlubokém dýchání. [8, 9, 15]
- Beta – frekvence v rozsahu mezi 13 a 30 Hz a amplituda dosahuje maximálně 30 μV . Beta má relativně široké rozpětí. Vlny jsou typické pro stavy bdění a soustředění, kdy pacient například poslouchá nebo řeší úkony. [8, 9, 15]



Obr. 2.2: Jednotlivá frekvenční pásma. Převzato a upraveno z [16].

2.1.3 Zpracování EEG signálu

Jako první krokem zpracování EEG signálu bývá filtrace signálu. Filtrace se provádí z důvodu potlačení artefaktů. Artefakty jsou rušení nejrůznější povahy. Můžeme mít artefakty biologické, například pohyby očí, svalová aktivity, nebo artefakty technického rázu, jako je například síťové rušení. K potlačení jednoduchých technických artefaktů slouží pásmové FIR filtry typu pásmová zadrž s lineární fázovou charakteristikou. Tyto filtry jsou vhodné pro odstranění síťového brumu o frekvenci 50 Hz. Dále můžeme použít filtry typu dolní a horní propust. Pro potlačení stejnosměrné složky se používá filtrace typu horní propust s mezní frekvencí 0,5 Hz. [17]

Dalším krokem bývá samotné zpracování signálu. Pro analýzu EEG signálu se používají různé metody, například Fourierova transformace a její modifikace jako je například diskrétní Fourierova transformace (DFT), dále koherenční analýza, lineární filtrace, spektrální analýza, která využívá DFT atd. Fourierovy transformace dále například využívá způsob zpracování EEG signálu, zvaný jako topografické mapování. [17]

2.2 Novorozenecké EEG

Novorozenecké EEG je jednou z nejdůležitějších metod pro diagnostiku zrání dětského mozku. Pro novorozence je obvyklé, že spí až 70 % ze dne, tedy téměř 17 hodin z 24 hodinového intervalu. Spánek u novorozenců se zásadně liší od spánku dospělých. [3]

Pro správnou interpretaci novorozeneckého EEG je nutná znalost gestačního, nebo koncepčního věku novorozence. Gestační věk novorozence je udávám od poslední menstruace nebo od doby před oplodněním vajíčka. Znamená to tedy, že EEG záznam dvoutýdenního novorozence narozeného ve 40. týdnu těhotenství (normální těhotenství) je srovnatelné se záznamem EEG devítitýdenního novorozence narozeného ve 33. týdnu těhotenství, tedy předčasně narozeného. Koncepční věk novorozence (fetální stáří, skutečný věk) vyjadřuje biologickou délku života od oplození vajíčka. Jeho samotné určení je někdy nejasné, proto se vychází z gestačního věku. [3,8]

2.2.1 Stav chování jedince

U novorozenců rozlišujeme tři stavy chování: aktivní spánek, klidný spánek a bdělost. Aktivní spánek je předchůdce REM spánku a klidný spánek je předchůdce NREM spánku. Aktivní spánek se vyznačuje rychlými pohyby očí, nepravidelným dýcháním

a nepravidelným srdečním rytmem. Novorozenec se ze stavu bdění nejdříve dostává do aktivního spánku následně do klidného spánku. Tato souslednost přetrvává do 2. až 3. měsíce jedince. Od doby, kdy jedinec dosáhne 3. měsíce až do dospělosti, se po stavu bdění dostává do pomalého spánku. Klidný spánek je charakterizován nepřítomností rychlého očního pohybu, tělesného pohybu a novorozenec pravidelně dýchá. [19, 20]

U novorozence se 50 % spánku skládá z aktivního spánku, zatímco u dospělých tvoří REM spánek jen 20 %. Jak tedy jedinec roste, snižuje se spánková potřeba a ubývá tím tedy REM spánek a přibývá NREM spánku. Ve stavu bdělosti jsou dýchání a srdeční frekvence téměř vždy nepravidelné a rychlé. U stavu bdění můžeme pozorovat dva typy bdění: klidný a rozrušený. Při klidném bdění jsou oči dítěte otevřeny a dítě pozoruje v klidu okolí bez jakýchkoliv rušivých elementů. [19, 20]

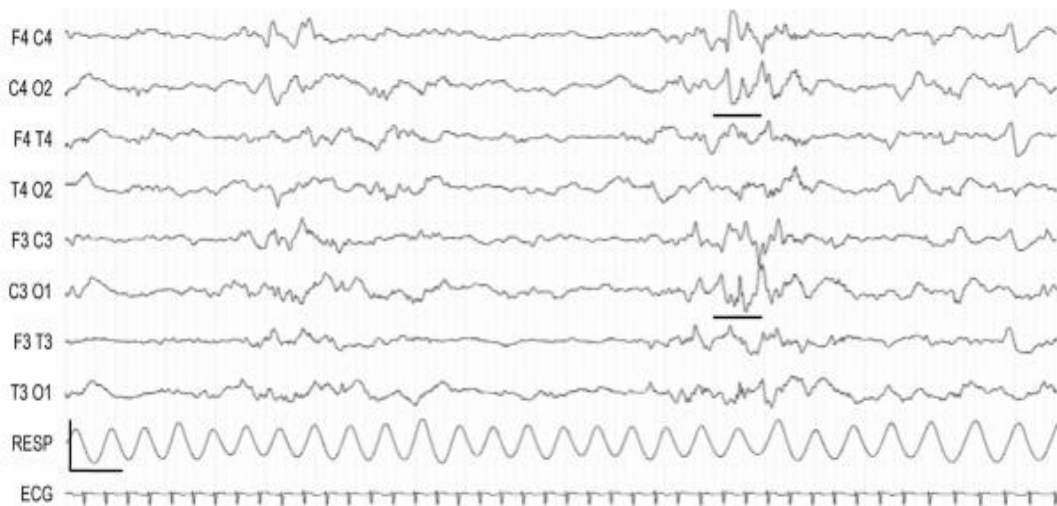
2.2.2 Znaky novorozeneckého EEG

Novorozenecké EEG se dá rozdělit dle různých charakteristických znaků: aktivita na pozadí, fyziologické znaky a ostatní znaky EEG. [19, 20]

Aktivita na pozadí

U donošených novorozenců je aktivita na pozadí symetrická a synchronní. Pouze při přechodu z aktivního spánku do klidného spánku, může být aktivita asynchronní. Asynchronní aktivitu můžeme pozorovat i několik minut bez patologického významu. Na pozadí lze pozorovat následující aktivity. [19, 20]

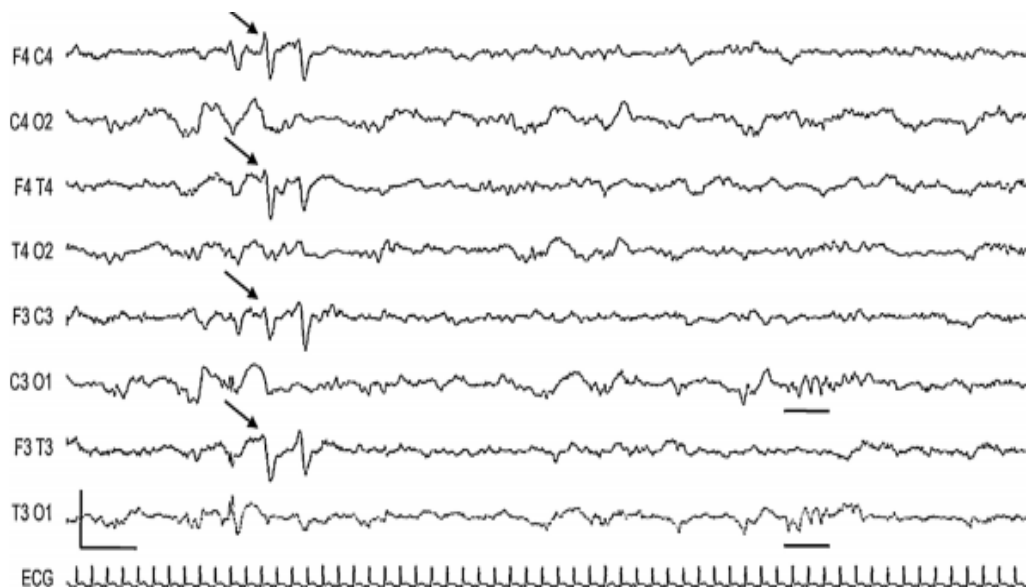
- Smíšená frekvence – odpovídá aktivitě na pozadí během bdění a aktivního spánku. Aktivita je kontinuální, nepravidelná, rozptýlená s převládající v pásmu théta (4-7 Hz). [19, 20]
- Pomalá nepřetržitá vysokonapěťová aktivita – je charakteristická aktivita na pozadí během klidného spánku. Často předchází „tracé alternant“, což je difúzní deltové vlnové aktivita dominující v centrální a okcipitální části. [19, 20]
- „Tracé alternant“ – charakteristická aktivita na pozadí klidného spánku u dětí ve 37. až 44. týdnu koncepčního věku. Jsou to bilaterální výboje pomalých vln (1-3 Hz) s amplitudou od 50 až do 150 μV , vyskytující se na pozadí aktivity théta (4-7 Hz) s amplitudou od 25 až do 50 μV . Pomalé vlny s hladší morfologií se vyskytují na okcipitálních oblastech a vlny s ostřejší morfologií se vyskytují na čelních oblastech. Trvání výbojů je obvykle 5-6 sekund. Jedná se o typický vzorec, který je vidět pouze v klidném spánku, viz obr. 2.3. [19, 20]



Obr. 2.3: „Tracé alternant“, donošený novorozenec, klidný spánek. Převzato [20].

Fyziologické znaky

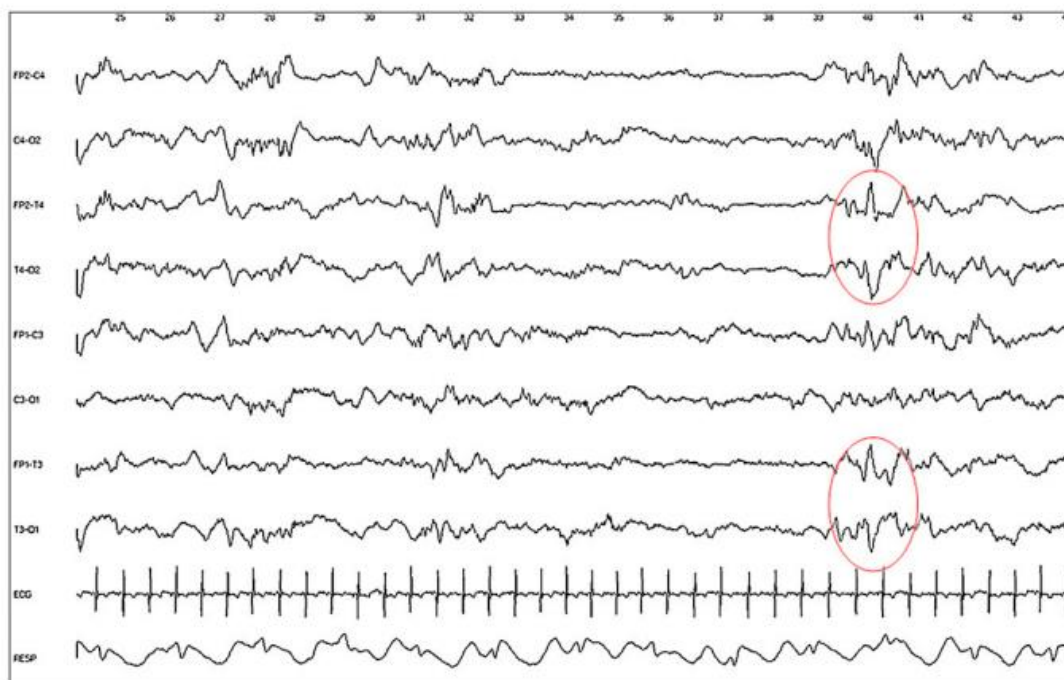
- Čelní ostrý přechod („Encoches frontales“) – specifická charakteristika EEG u novorozenců (35 až 44 týden koncepčního věku). Přechody jsou tvořeny malou počáteční deformací, následovanou kladnou deformací, viz obr. 2.4 [19, 20]
- Přední pomalá dysrytmie („Dyrythmie lente anterieure“) – je další charakteristika EEG u novorozenců (36. až 44. týden koncepčního věku), skládající se z výbojů rytmických delta vln (1-3 Hz, 50-100 μ V). Tyto výboje trvají 1 až 4 s a jsou typické pro čelní oblast. [19, 20]



Obr. 2.4: Čelní ostrý přechod v čelní oblasti (označen šipkami). Převzato z [19].

Ostatní znaky EEG

- Činnost alfa a théta aktivity – výboje alfa a théta vln mají krátké trvání do 5 sekund s proměnným napětím v centrálních oblastech během aktivního spánku nebo klidného spánku. [19, 20]
- Pozitivní temporální ostré vlny – tyto pozitivní vlny jsou umístěny v temporální oblasti. Vyskytují se v krátkých výbojích s trváním do 400 ms a neprokazují jakýkoliv patologický význam, viz obr. 2.5. [19, 20]
- Základní spánkové vřetenno – je difúzní rychlá vysokonapěťová aktivita vyskytující se v centrální a ve frontální oblasti. Spánkové vřetenno může být pozorovatelné u donošených jedinců. [19, 20]



Obr. 2.5: Donošený novorozenec, klidný spánek, pozitivní temporální ostré vlny. Převzato z [19].

2.2.3 Monitorování novorozeneckého EEG

Vyšetření mozkové aktivity u novorozenců bývá doprovázeno různými obtížemi. Pláč, nadměrné pohyby, krmení novorozence, další monitorování novorozence (například pokud je novorozenec v inkubátoru) atd. vytváří v záznamu artefakty. Nejideálnější výsledky poskytuje záznam, kde se dosáhne úplného cyklu (vystřídání všech stavů). Novorozenec spí, poté je probuzen a je vzhůru. Novorozenec by neměl plakat a nevytvářet nadměrné pohyby. Bohužel při standardním vyšetření, které by mělo trvat alespoň hodinu, je těžké ideálního záznamu docílit. [21]

Novorozenecký EEG záznam bývá snímán 8 až 12 elektrodami. Počet použitých elektrod se liší napříč studii. Vyšší výběr elektrod vede samozřejmě k většímu počtu informací o samotném záznamu. Pro výběr počtu elektrod u novorozenců a větších dětí se dochází k praktickému kompromisu. Například novorozenci, kteří potřebují EEG v akutní fázi, se počet elektrod snižuje na minimální počet pro požadované informace. Menší počet elektrod se snadněji nastaví, zkrátí se tím doba montáže a samotný jedinec vydrží během nahrávání déle bez znatelného diskomfortu. [21]

2.3 Topografické mapování elektrické aktivity mozku

Topografické mapování elektrické aktivity mozku, známé taky jako brain mapping, je metoda, která patří mezi základní metody zpracování. Metoda slouží ke sledování elektrických potenciálů na hlavě pacienta. Způsob zpracování změřeného signálu spočívá v zakódování číselných hodnot signálu do barevné škály, která slouží pro lepší orientaci. Mezi jednotlivými elektrodami vznikají oblasti, kde se hodnoty signálu nepodařilo změřit, proto se následně provádí dopočítávání mezi jednotlivými elektrodami, známé jako interpolace. Samotnou interpolací získáme představu o aktivitě na celé hlavě pacienta, můžeme například sledovat změny potenciálů na celé ploše hlavy najednou atd. Nejčastější je zobrazení 2D map v reálném čase, nebo jako soubor několika 2D grafů (map), které vytváří děj změn mozkové aktivity v čase. [22]

Metod samotné interpolace je mnoho. Ve vývojovém prostředí MATLAB jsou například metody: lineární interpolace, kubická interpolace, metoda nejbližšího souseda, metoda skrze průměrování čtyř sousedních bodů.

Lineární interpolace vychází ze znalosti referenčních bodů. Spojením dvou referenčních bodů, dostaneme přímku, která je spojnicí mezi interpolovanými body, tedy interpolované body leží na přímce. Kubická interpolace je výpočetně složitější oproti lineární interpolaci. Na rozdíl od lineární interpolace využívá čtyř referenčních bodů, a tím dochází k hladšímu obrazu po interpolaci.

Metoda nejbližšího souseda patří mezi nejjednodušší interpolace. Metoda předpokládá, že hodnoty okolních bodů od daných referenčních bodů jsou shodné a vykreslí tedy stejnou hodnotu v okolí referenčního bodu. Zobrazovaná topografická mapa skalpu je tvořena pouze vstupními veličinami interpolace.

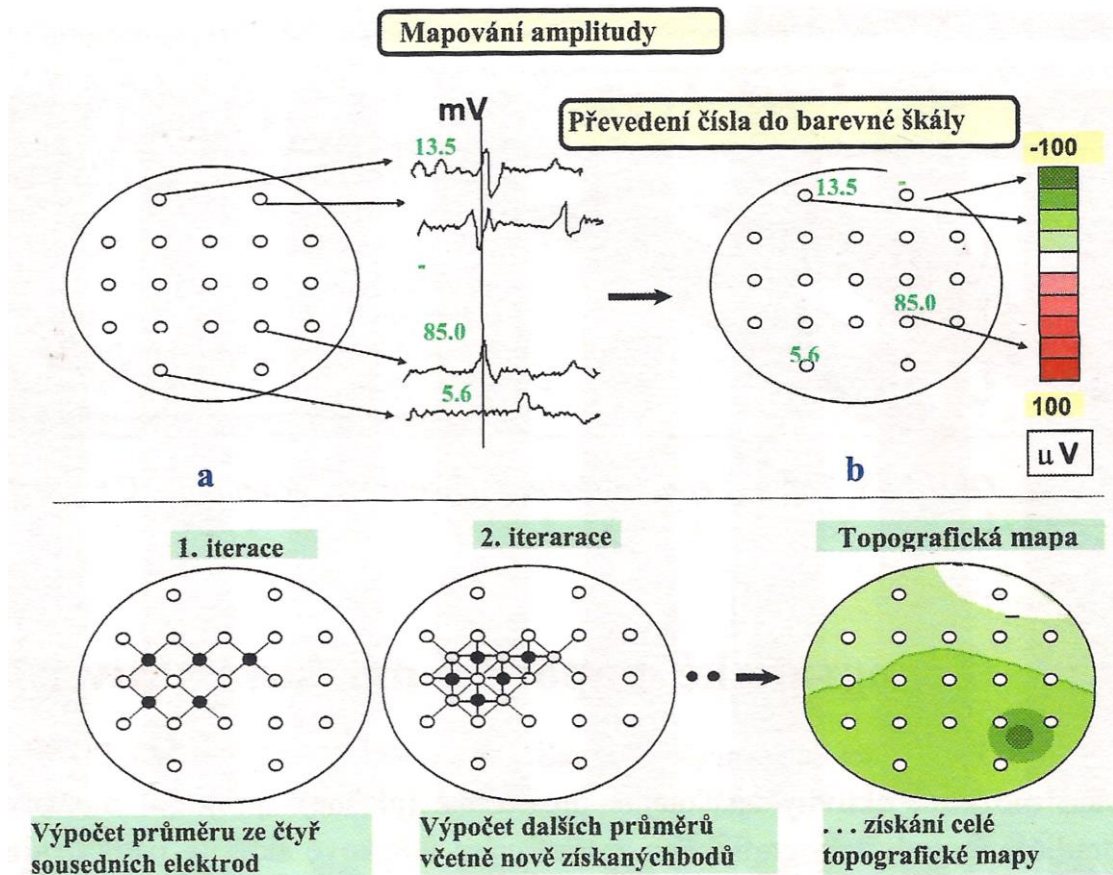
Metoda skrze průměrování čtyř okolních bodů, vychází v podstatě z opakované interpolace. Každá následná interpolace nových oblastí, neznámých bodů, zahrnuje i interpolované hodnoty z předchozí interpolace.

Topografickým mapováním jsme schopni mapovat amplitudu, fázovou koherenci, frekvenci a její oblasti, fáze a další. Každá metoda sama o sobě poskytuje jiné informace o mozkové aktivitě. S výběrem správné metody, musíme brát v potaz i správný výběr interpolační metody. Například u mapování amplitudy a výkonu, využíváme interpolaci k dopočtení hodnot amplitudy nebo výkonu v místech, kde není elektroda a tím získáme hodnotu, která ve skutečnosti nebyla vůbec naměřena. Skutečnou hodnotu v těchto oblastech neznáme. [23]

Cílem topografického mapování je zjišťování informací různých procesů mozkové tkáně, které jsou důležité pro správné fungování lidského mozku. V dnešní době je využitelnost v chirurgii, v klinické praxi, v psychologické a v psychiatrické praxi nebo například využitelnost s kombinací jiné neurozobrazovací metody (MRI, PET) [24].

2.3.1 Mapování amplitudy

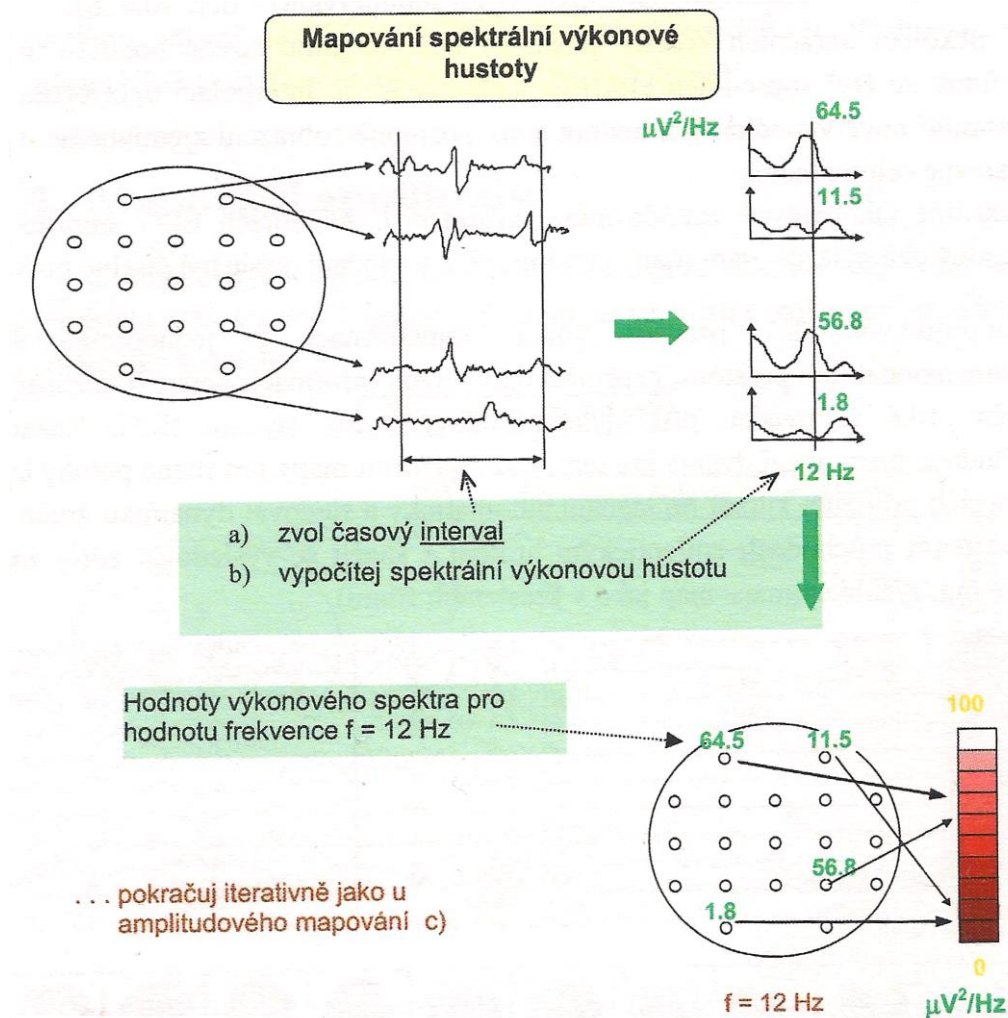
Amplitudové mapování spočívá v přenesení hodnot amplitudy na mapu skalpu pacienta. V multikanálovém záznamu si zvolíme konkrétní časový okamžik (pro všechny kanály stejný), který chceme zkoumat. Dále se k naměřeným číselným hodnotám amplitudy signálu přidá barevná škála, viz obr. 2.6. Barevná škála tedy vyjadřuje hodnoty amplitudy signálu. Nakonec se pomocí interpolace dopočítá nových hodnot. Interpolace se několikrát opakuje, dokud se barevně nepokryje celá plocha – hlava pacienta, viz obr. 2.6 (část b). Mapováním získáme informace o hodnotách amplitudy pro vybraný časový okamžik ve tvaru prostorové mapy, avšak nepřináší nové informace, pouze je zobrazuje. [22]



Obr. 2.6: Princip topografického mapování amplitudy. Převzato z [9].

2.3.2 Mapování frekvence

Mapování frekvence je velice podobné mapování amplitudy. Rozdíl spočívá v tom, že zde bereme hodnoty v časovém segmentu. Časový segment je pro všechny kanály stejný. V daném časovém segmentu pomocí FFT vypočítáme pro každou elektrodu výkonové spektrum signálu. Mapujeme tedy výkon frekvenčních křivek, který je ze záznamu vypočítány pro určitou frekvenci, viz obr. 2.7. Dále postupujeme jako při mapování amplitudy. Do barevné škály vynášíme amplitudu spekter pro danou frekvenci ve všech kanálech. Následně interpolujeme několikrát získané hodnoty a opět získáme barevnou plochu. Pro mapování frekvence můžeme také využít rozdělení do různých časových oblastí. Vytvoříme pro každé frekvenční pásmo (alfa, beta, delta, théta) samostatnou mapu. [22, 25]



Obr. 2.7: Princip topografického mapování frekvence. Převzato z [9]

2.3.3 Další principy mapování

Mezi další principy topografického mapování patří například mapování koherence. Mapování koherence se používá pro sledování interhemisferálních vztahů. Výsledkem je mapa, která přináší nové informace o symetrii mezi kanály, popřípadě nesymetrii ve spektru. Dalším principem může být mapování fáze, tedy mapování fázového spektra pro danou frekvenci. Mapování fáze vychází ze stejného principu jako při mapování frekvence. Dále máme například mapování časového zpoždění jednotlivých složek multikanálového záznamu. [22]

3 Metody

3.1 Vývojové prostředí MATLAB

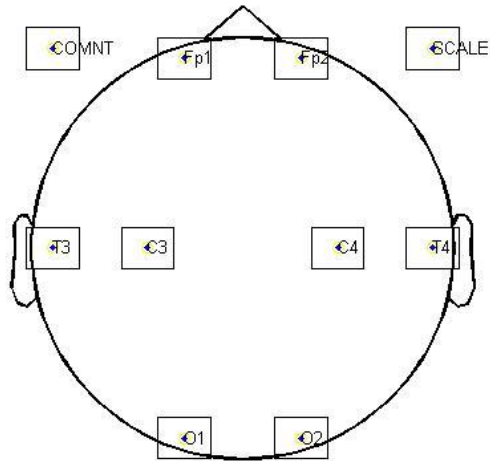
MATLAB je vývojové interaktivní prostředí a skriptovací programovací jazyk. Je to nástroj pro technické výpočty, analýzu dat, vizualizaci a vývoj algoritmů atd., využívaný po celém světě. Pro mou bakalářskou práci, tedy pro práci se záznamy EEG bylo využito verze programu 2014a s nainstalovaným toolboxem FieldTrip. Fieldtrip je rozšíření vývojového prostředí MATLAB, který slouží k analýze biologických signálů. Nabízí například pokročilé analytické metody, neparametrické statistické testování a pro mojí práci umožňuje vytvořit topografické mapy mozkové aktivity na skalp v požadovaném rozložení měrných elektrod. [26]

3.2 Pacientská data a jejich předzpracování

Pacientské záznamy EEG použité v této bakalářské práci jsou poskytovány Ústavem pro péči o matku a dítě, Praha – Podolí. Sběr dat byl schválen místní etickou komisí Ústavu pro péči o matku a dítě, Praha – Podolí. Data pro vyhodnocení pocházejí od jedinců v rozmezí 32 až 40 týdne koncepčního věku. Všechny záznamy mají osm EEG kanálů, jedná se o FP1, FP2, T3, T4, C3, C4, O1, O2, dále elektrookulogram (EOG), elektromyogram (EMG), záznam průběhu dechu (PNG) a elektrokardiogram (EKG). Data jsou dále popsána lékařem do čtyř stavů – klidný spánek, aktivní spánek, pohybový artefakt a bdění.

Všechny záznamy EEG byly vzorkovány frekvencí 265 Hz. Filtrace dat byla provedena pásmovou propustí od 0,5 Hz do 40 Hz. Získaná filtrovaná data, s použitou vzorkovací frekvencí, s časy jednotlivých vzorků, s názvy kanálů a s popisem jednotlivých stavů byla načtena do struktury pro další zpracování ve vývojovém prostředí MATLAB.

Pro topografické mapování novorozeneckého EEG bylo vytvořeno rozložení elektrod na skalpu. Vývojové prostředí MATLAB a příslušný toolbox neobsahoval vhodné rozložení pro novorozenecké EEG. Pro rozložení elektrod novorozeneckého EEG jsme použili již zmíněných 8 kanálů, viz obr. 3.1.



Obr. 3.1: Rozložení elektrod pro novorozenecké EEG (vytvořeno v toolboxu Fieldtrip)

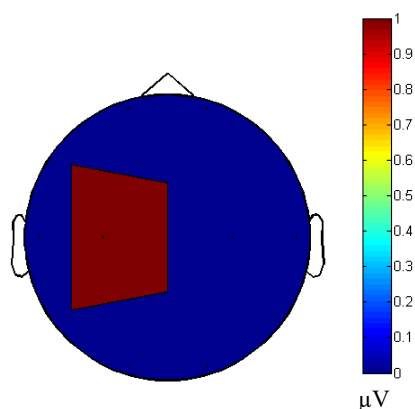
3.3 Topografické mapování amplitudy

Topografické mapování amplitudy můžeme vytvořit v každém časovém okamžiku záznamu. Pro topografické mapování v rámci mé bakalářské práce bylo zvolené kritérium pro výběr určitých časových okamžiků. Jako kritérium jsem zvolila rozptyl hodnot amplitudy v časovém okamžiku, respektive byl vybrán jen daný počet maximálních rozptylů hodnot amplitudy v časovém okamžiku. Zdali se v daném počtu časových okamžiků nacházejí mapy podobného charakteru, jsou mapy následně klasifikovány.

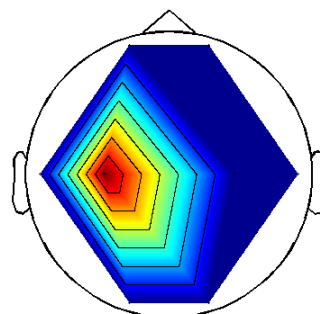
3.3.1 Interpolační síť a její vizualizace

Pro vytvoření spojitě mapy je potřeba více hodnot, než dává samotný záznam nasnímaných potenciálů na kanálech v časovém okamžiku ze skalpu pacienta. Mapování, jak už amplitudy nebo jakéhokoliv získaného parametru, musí nejdříve zahrnovat interpolaci hodnot pro prázdné oblasti mezi nasnímanými kanály. Jak již bylo zmíněno, vývojové prostředí MATLAB podporuje různé druhy interpolace. Mezi mnou zobrazené a otestované druhy metod interpolace patří: lineární interpolace, kubická interpolace, metoda nejbližšího souseda a metoda skrze průměrování čtyř sousedních bodů. Nasnímaný potenciál na elektrodách představoval binární signál (matice nul a jedniček), který simuluje naměřený potenciál na 8 elektrodách v systému rozložení. Na 4. pozici v binárním signálu byla hodnota 1, tedy na pozici elektrody C3. Nejlepší způsob interpolace se jeví metoda skrze průměrování čtyř sousedních bodů. Tato metoda vykazuje nejlepší vizuálně spojitý obraz, viz obr. 3.2.

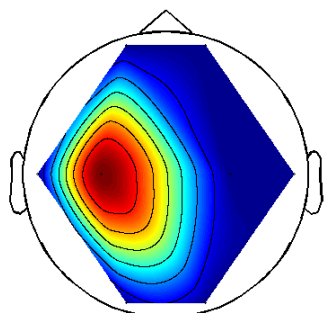
Metoda interpolace – nejbližší soused



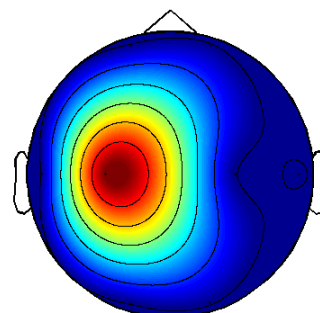
Metoda lineární interpolace



Metoda kubické interpolace



Metoda interpolace provedena skrze průměrování čtyř sousedních bodů



Obr. 3.2: Metody interpolace (vytvořeno v toolboxu Fieldtrip)

Nedílnou součástí interpolace je hustota mřížky pro interpolované hodnoty. Pro výběr hladké vizualizace byla porovnávána hustota mřížky o velikosti od 100 do 1000. Pro hladké a spojitě zobrazení topografických map v mé bakalářské práci, byla zvolena hustota mřížky o velikosti 500.

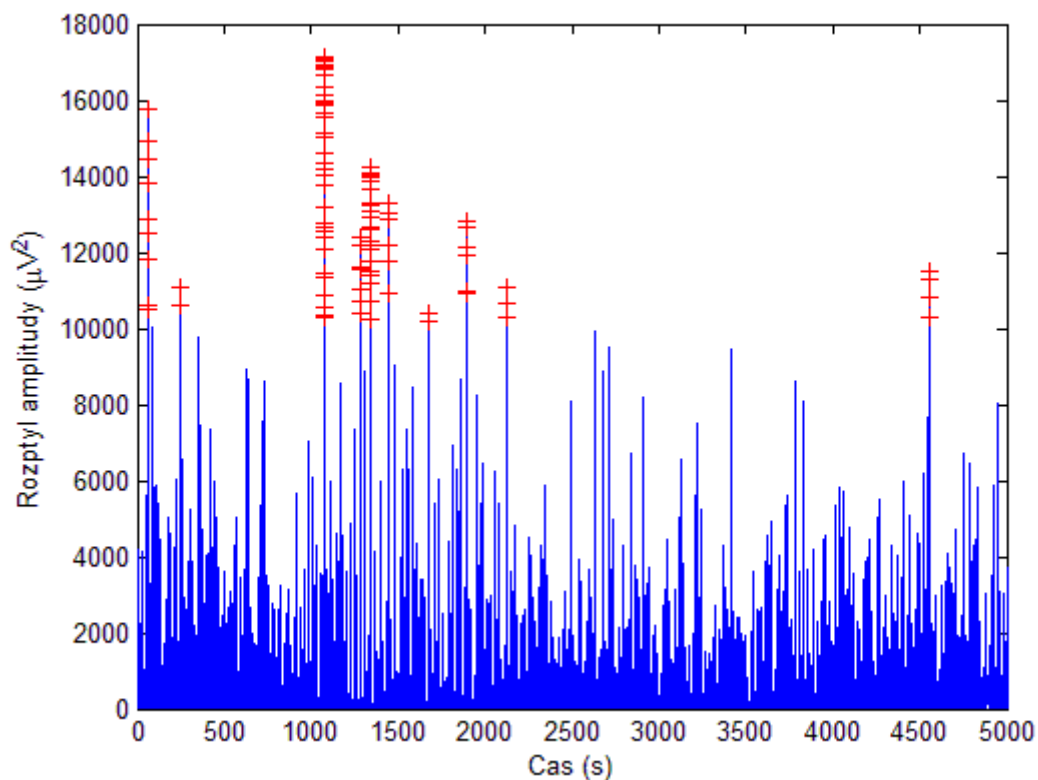
3.3.2 Lokalizování maximálních rozptylů

Jak již bylo zmíněno výše, pro vybrání časových okamžiků bylo zvoleno kritérium. Kritériem pro výběr časových okamžiků jsem zvolila rozptyl, respektive výběr maximálních rozptylů.

Na celém záznamu byl pro jednotlivé časové okamžiky spočítán rozptyl dle vzorce:

$$\text{Var}(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (1)$$

kde N je počet prvků v časovém okamžiku, x_i jsou dosaženy jednotlivé hodnoty amplitudy v časovém a \bar{x} je střední hodnota amplitudy na daném časovém okamžiku. Výpočet rozptylu v časovém okamžiku byl proveden napříč 8 kanály. Po vypočtení rozptylů jednotlivých časových okamžiků byly rozptyly seřazeny od nejvyšší po nejnižší hodnotu rozptylů. Ze seřazených hodnot bylo vybráno 100 hodnot rozptylů. Tyto rozptyly reprezentují vybrané časové okamžiky, a tedy hodnoty naměřené amplitudy na jednotlivých kanálech.



Graf 3.1: Graf rozptylu amplitudy celého EEG záznamu subjektu

3.3.3 Klasifikace a vykreslení map

Pro další zpracování bylo využito klasifikace – DBSCAN. DBSCAN je jedním z nejběžnějších klasifikačních algoritmů. Tento algoritmus je založen na hustotě. Soubor bodů v prostoru je separován na místa s nižší a vyšší hustotou výskytu bodů v souboru. Místa – shluky bodů, která mají podobnou hustotu výskytu, jsou klasifikovány jako jedna třída.

Vstupními parametry jsou poloměr a počet bodů v radiusu k . V libovolném bodu dat, nezáleží na iniciačním místě, začíná klasifikace. V blízkém okolí bodu, které vymezuje zadaný poloměr, najdeme počet bodů. DBSCAN rozdělí ty jednotlivé body, které spadají do okolí do tří skupiny: okrajové body, středové body a šumové body. Šumové body, je takový počet bodů, které jsou menší než vstupní parametr k a jsou klasifikovány do vlastní třídy. Okrajové body je takový počet bodů, které jsou shodné s parametrem k . Tyto body nepodléhají klasifikaci a jsou tedy přiřazeny k bodům, které ještě nebyly v blízkém okolí iniciačního bodu. Posledním počtem bodů jsou body středové. Tyto body jsou v poloměru vyšší než vstupní parametr k . Pokud je dostatečný počet středových bodů v poloměru, bude aktuální testovaný (iniciační) bod zařazen do třídy. Stejným principem jsou i řazeny body jeho poloměru. Pokud splňují stejná kritéria jsou zařazeny do stejné třídy. Pokud kritéria nesplňují, jsou body podrobeny dalšímu testování jak v případě okrajových bodů. Pokud vyčerpáme všechny body v okolí iniciačního body, tedy všechny body zařadíme do třídy, tak algoritmus vybere zcela nový nezařazený iniciační bod. Algoritmus testuje všechny body, dokud nejsou zařazeny do třídy, nebo vyhodnoceny jako šumové body. Výstupním parametrem je počet tříd. [27]

Do popsaného klasifikačního algoritmu vstupuje soubor dat, tvořen hodnotami amplitudy ze zvolených časových okamžiků z předešlé lokalizace. Dále je soubor dat klasifikován do různého počtu tříd za pomoci klasifikace DBSCAN. Z každé třídy jsou následně z amplitudy v jednotlivých kanálech počítány medián a průměr pro každý kanál (výstupem je tedy 8 hodnot amplitudy pro každý kanál). Následně jsou vytvořeny dvě topografické mapy reprezentující každou třídu.

3.4 Statistické vyhodnocení

Na základě výsledků je potřeba stanovit jejich statistickou významnost. Pro celkové zhodnocení musíme brát v potaz různé předpoklady, které určují celkové statistické zhodnocení. Základním předpokladem je, zdali data pocházejí z Gaussova normálního

rozdělení. Pro tento předpoklad, bylo využito vývojového prostředí MATLAB a na základě Lillieforsova testu, bylo rozhodnuto, že data nepocházejí z normálního rozdělení na hladině významnosti $\alpha=5\%$. Lillieforsův test je oboustranný test, který je vhodný v případě, že parametry rozdělení jsou neznámé a musí být na hladině významnosti odhadnuty. Z důvodu vycházející p-hodnoty nižší než hladina významnosti bude nutné pro statistickou analýzu využít analogie v podobě neparametrických testů.

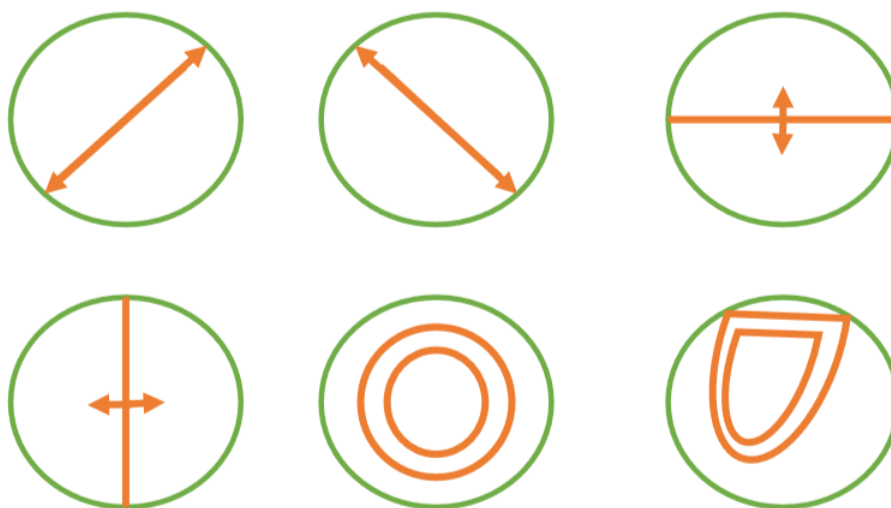
V rámci záznamu jedince bylo využito statistického vyhodnocení permutačními (obecně randomizačními) testy na hladině významnosti $\alpha=5\%$. Permutační testy se využívají k hodnocení, jak obvyklá nebo neobvyklá je právě získaná varianta. V tomto případě permutační testy umožňují porovnávat 8 kanálů zároveň. V jiném případě by se provádělo testování každého kanálu zvlášť se získanými třídami klasifikace. Vyhodnocení je založeno na p-hodnotě, jakožto na nejmenší hladině, na které zamítáme nulovou hypotézu. V rámci testování se jedná o nezávislý test, neboť do testovací statistiky vstupují třídy klasifikace a hodnoty amplitud pro jeden záznam.

4 Výsledky

V rámci praktické části je pro každý subjekt vytvořen odpovídající počet topografických map dle tříd klasifikace. Každý záznam, respektive topografické mapy jsou klasifikovány na základě hustotního algoritmu. Z každé třídy klasifikace je vytvořena topografická mapa mediánu a průměru amplitudy.

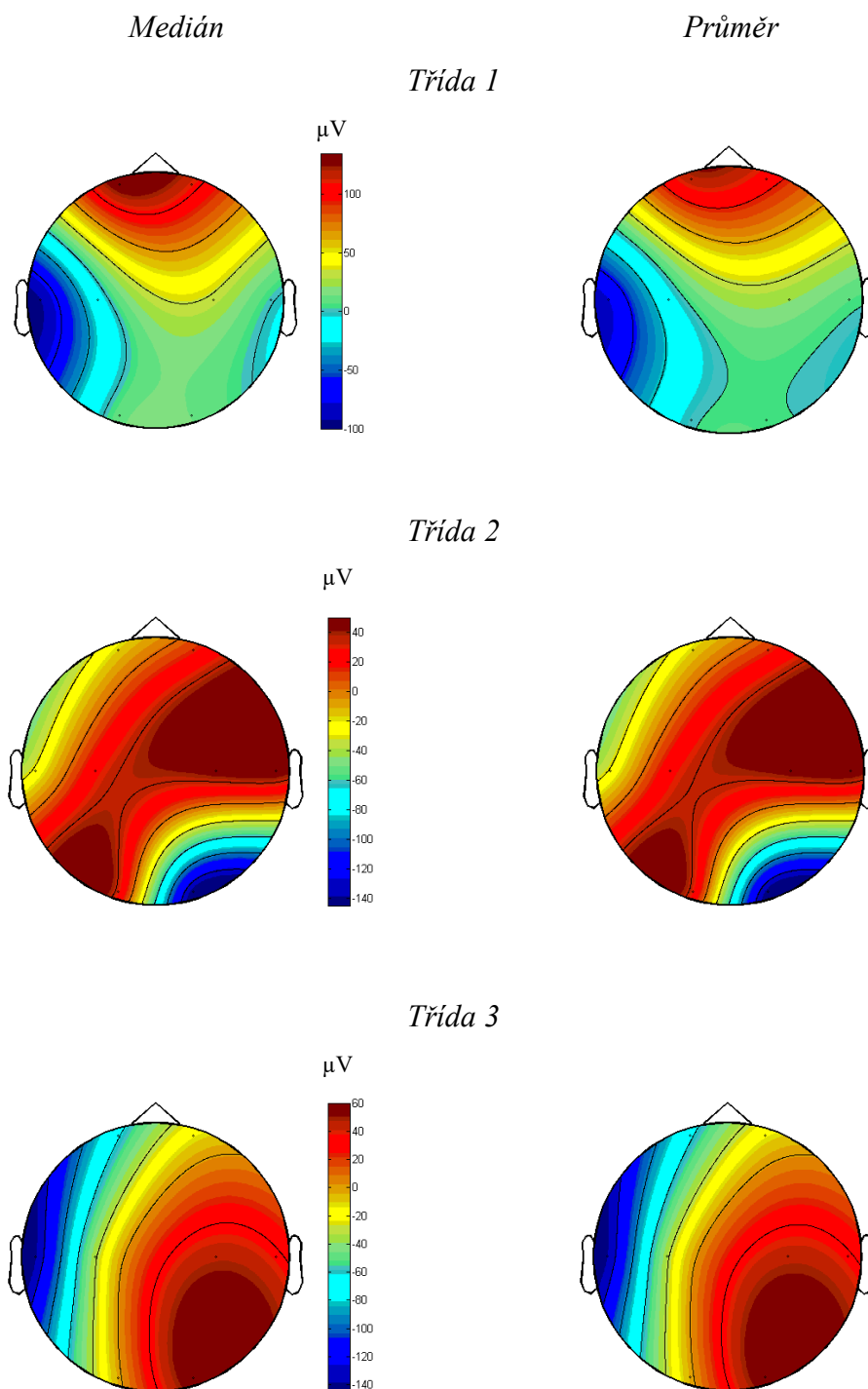
Pro každou třídu topografických map je zobrazena jedna barevná škála. Barevná škála byla fixně nastavena pro medián a průměr topografických map, aby nedošlo ke zkreslení v rámci třídy.

Níže jsou uvedeny vybrané topografické mapy. Všechny topografické mapy jsou poté součástí přílohy A.



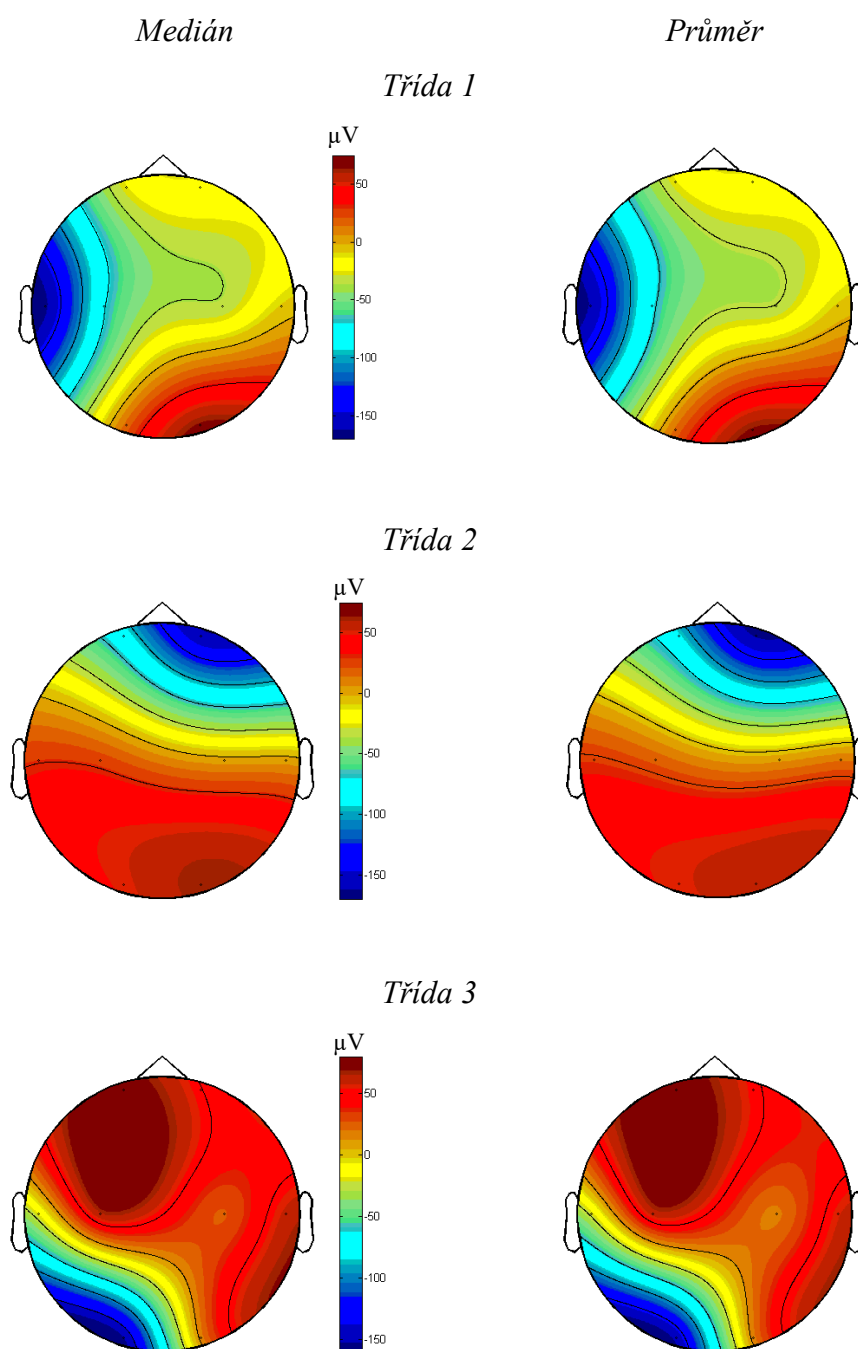
Obr.4.1: Charakteristiky vyskytující se napříč záznamy

Obrázek 4.2 zobrazuje *Subjekt 2* ve 32. týdnu koncepčního věku.



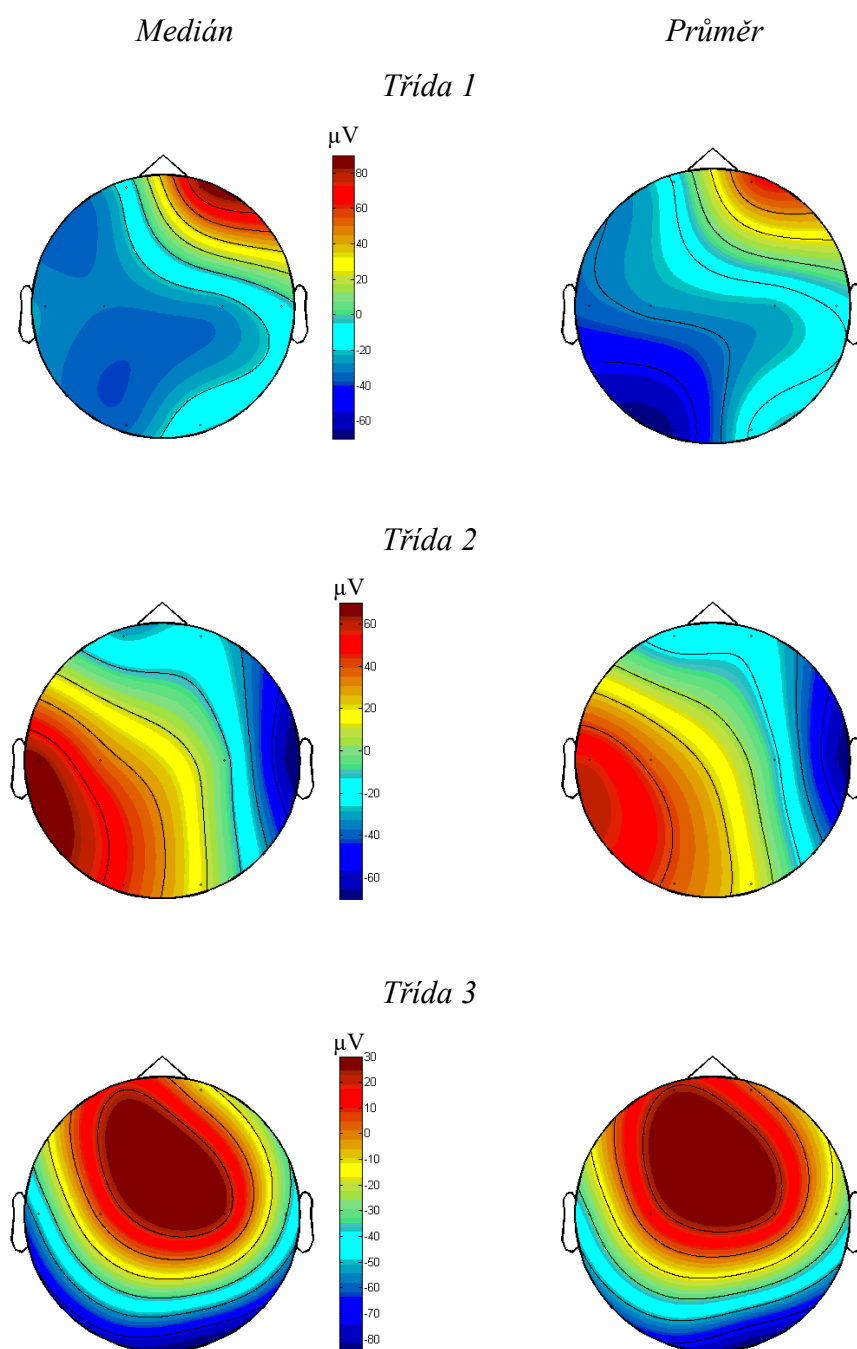
Obr. 4.2: Topografické mapy *Subjekt 2* ve 32. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace: 3

Obrázek 4.3 zobrazuje *Subjekt 7* ve 33. týdnu koncepčního věku.



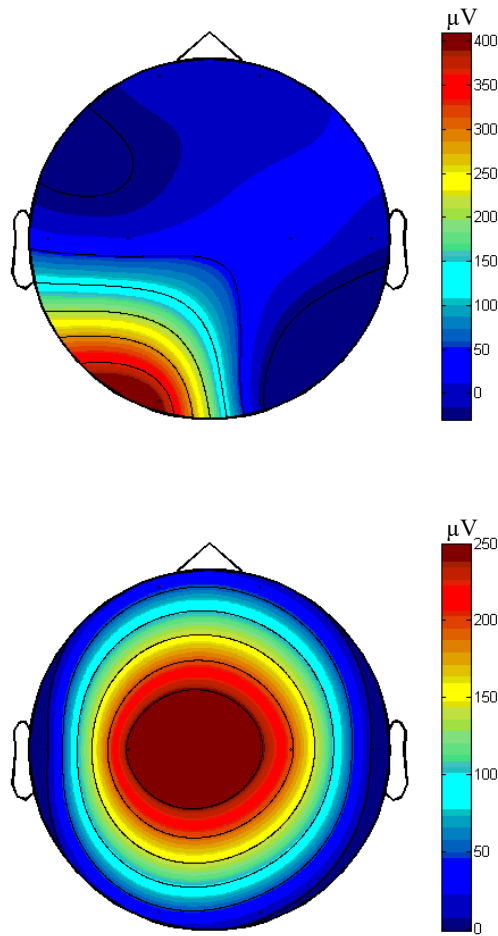
Obr. 4.3: Topografické mapy pro *Subjekt 7* ve 33. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace: 3

Obrázek 4.4 zobrazuje *Subjekt 1* ve 38. týdnu koncepčního věku.



Obr. 4.4: Topografické mapy pro *Subjekt 1* ve 38. týdnu koncepčního věku, třídy klasifikace: 3

Napříč záznamy se objevovaly velice typické topografické mapy znázorňující artefakt špatně aplikované, můžeme říci odlepené elektrody, viz obrázek 4.5.



Obr. 4.5: Topografické mapy subjektů znázorňující artefakt špatně připevněné elektrody

Po testování normality bylo použito permutačních testů. Výsledky p-hodnot testů jsou uvedeny pro vybrané tři různé subjekty napříč koncepčním věkem (viz tabulka 4.1)., jejichž topografické mapy jsou vykresleny výše. Bylo testováno, zdali se data napříč záznamem liší.

Tabulka 4.1: Vypočítané p-hodnoty při porovnávání topografických vizualizací v rámci záznamu

Koncepční věk	32. týden <i>Subjekt 2</i>	33. týden <i>Subjekt 7</i>	36. týden <i>Subjekt 1</i>
p-hodnota	0,0023	0,0003	0,0018

5 Diskuse

Novorozenecké EEG bývá snímáno menším počtem elektrod, v případě záznamů se jednalo o 8 elektrod. Pro rozložení elektrod novorozeneckého EEG byl použit systém rozložení elektrod 10-20, který je součástí toolboxu Fieldtrip. Z poměrového rozložení elektrod byly vybrány elektrody, které byly shodně pozičně umístovány na skalp novorozence.

Pro mapování jakéhokoliv parametru se využívá různých metod interpolace. Na binární signálu, který představuje elektrický potenciál nasnímaného EEG záznamu v jednom časovém okamžiku byly otestovány čtyři metody interpolace, viz obr. 3.2. Metoda skrze průměrování čtyř sousedních bodů vykazuje nejlepší vizuální obraz, proto tato metoda byla zvolena jako metoda interpolace. Ostatní metody, jako například metoda interpolace nejbližší sused vytváří velice kontrastní přechody mezi kanály. Jak již bylo zmíněno, dopočtení hodnot interpolací se provádí na základě hustoty mřížky. Hustota mřížky má vliv na použitelnost výsledků, velikosti souboru a také na čase zpracování. Při menší hustotě mřížky dochází k nedostatečně hladké vizualizaci. Pro tvorbu topografických map byla vybraná metoda mapování amplitudy.

Pro zpracování reálných dat a tvorbu topografických map, bylo využito speciálně navrženého toolboxu Fieldtrip na zpracování biologických signálů.

Pro získání hodnot amplitudy v různých časových okamžicích byla zvolena metoda detekce lokálních maxim rozptylů napříč EEG. Rozptyly reprezentovaly vybrané časové okamžiky, a tedy hodnoty naměřené amplitudy na jednotlivých kanálech. Při zobrazení rozptylů v závislosti na časové ose, tedy na čase celého záznamu (viz graf 3.1.) si lze povšimnout markantních rozdílů mezi rozptyly. Některé rozdíly jsou způsobeny různými artefakty (vrtění, pláč, sání atd) napříč všemi záznamy. Pro zpracování nebyly tyto artefakty brány v potaz. Při výsledné vizualizaci se přesto následně napříč topografickými mapami zobrazovaly mapy s artefakty, jako je například uvedeno v obr. 4.5, kde je patrný špatný kontakt elektrody.

Dalším krokem pro rozdělení topografických map bylo zvolení algoritmu DBSCAN založeném na hustotě. Tento algoritmus rozdělil jednotlivé topografické mapy s podobnou hustou (v prostoru tvořeném z hodnot amplitudy v jednotlivých kanálech – 8D prostor) výskytu do různých počtů tříd – shluků. V každé třídě se provedl

výpočet mediánu a průměru hodnot amplitudy. V rámci záznamu se tyto dvě hodnoty lišily. Průměr amplitudy je ovlivněn extrémními hodnotami v rámci vybraných hodnot amplitudy. Extrémními hodnotami je myšleno odlehlých hodnot, kterých bývá obvykle málo. Medián na rozdíl od průměru není přímo ovlivněn velikostí všech hodnot daného souboru.

Při porovnání vizualizací napříč záznamy jsou patrné podobné charakteristiky. Charakteristikami jsou myšleny základní směry přelévání výkonu amplitudy. Tento jev je pozorovatelný i u dospělých jedinců. Napříč všemi topografickými mapami se vyskytují podobné charakteristiky, které uvádím na obr. 4.1. Dalším pozorovatelným jevem v topografických mapách je například vysokoamplitudová aktivita, objevující se zejména v čelní oblasti. Tento jev může být způsoben v důsledku pohybu okulomotorických svalů. Další a už zmíněný jev je špatně připevněná elektroda. Oproti aktivitě nasnímané pod záznamovými kanály se špatně připevněná elektroda výrazně liší v hodnotě amplitudy, je to tedy poznat na první pohled. Mapa reprezentující špatný kontakt elektrody není relevantní pro následnou analýzu – neodpovídá fyziologické aktivitě ani artefaktům biologického původu. Pro další analýzu by bylo vhodné dané mapy z testování vyřadit.

V rámci statistické analýzy se nejdříve využilo Lillieforsova testu pro otestování normality dat. Na základě p-hodnoty nižší než hladina významnosti byla hladině významnosti 5 % zamítnuta nulová hypotéza. Data nepocházejí z normálního rozložení.

Permutačními testy, jakožto neparametrickými testy, bylo porovnáváno 100 hodnot amplitud na 8 kanálech a jejich odlišnost na základě rozdělení do třídy klasifikace. Na základě p-hodnoty (viz tabulka 4.1.) nižší než hladina významnosti byla zamítnuta nulová hypotéza a je možné konstatovat že se topografické mapy jednotlivých shluků se v rámci záznamů liší. Předpokládáme tedy, že každý shluk představuje samostatnou aktivitu. Ve vizuálním zhodnocení topografických map v rámci záznamu lze téměř ve všech případech pozorovat odlišné hodnoty aktivity. Zároveň je patrná podobnost map s přechodným předo-zdaním a levo-pravým charakterem s charakterem mikrostavových map u dospělých jedinců.

6 Závěr

Cílem práce bylo porovnání topografických map elektrické aktivity mozku v záznamech novorozeneckého EEG. Zobrazení topografických map amplitudy v časových úsecích nalezených lokálním maximem v crossvarianci mezi EEG kanály se jeví jako vhodné kritérium pro zobrazení topografických map. Nicméně topografické mapy extrahované z časového okamžiku lokálního maxima s velmi vysokými hodnotami amplitudy obsahují artefakty. Z tohoto důvodu byly vysoké hodnoty rozptylu potlačeny, aby výsledné topografické mapy vstupující do analýzy neobsahovaly velké množství artefaktů.

Intrasubjektově se na hladině významnosti 5 % nevyskytují mapy se shodným charakterem. V rámci záznamu se vyskytují mapy s předozadním a levo-pravým charakterem, někdy doplněné svalovým artefaktem. V bdění je samostatně tvořena třída reprezentující oční artefakty. Extra subjektově je pozorovatelná shoda výskytu map s předozadním a levo-pravým charakterem rozložení amplitudy.

Testované mapy vykazují podobný charakter jako 4 základní mikrostavové mapy dospělých jedinců.

Seznam použité literatury

- [1] MORÁŇ, Miroslav. Poruchy spánku. *Interní medicína v praxi*. 2001, 3(3), 104-109.
- [2] KOSZER, Samuel. Visual Analysis of Neonatal EEG. *Medscape* [online]. b.r. [cit. 2018-11-05]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1139599-overview#a3>
- [3] GERLA, Vaclav, Lenka LHOTSKA, Vladimír KRAJCA a Karel PAUL. *Multichannel Analysis of the Newborn EEG Data* [online]. In: . b.r. [cit. 2018-12-16]. Dostupné z: <http://medlab.cs.uoi.gr/itab2006/proceedings/EEG%20Analysis/52.pdf>
- [4] AZZOPARDI, Denis. Clinical applications of cerebral function monitoring in neonates. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine* [online]. 2015, 20(3), 154-163 [cit. 2019-01-04]. DOI: 10.1016/j.siny.2015.02.001. ISSN 1744165X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1744165X15000220>
- [5] MAURER, Konrad a Thomas DIERKS. *Atlas of Brain-Mapping: Topographic Mapping of Eeg and Evoked Potentials*. 2012. ISBN 13: 9783642760457.
- [6] *Atlas patologie novorozence: Hypoxicko-ischemická encefalopatie (HIE)* [online]. b.r.[cit.2018-12-16].Dostupnéz:https://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl_cz/novorhie.html
- [7] MITRA, Partha a Hemant BOKIL. *Observed brain dynamics*. New York: Oxford University Press, 2008. ISBN 0195178084.
- [8] SANEI, Saeid a Jonathon CHAMBERS. *EEG signal processing*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2007. ISBN isbn978-0-470-02581-9.
- [9] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslicové zpracování neurofyziologických signálů*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [10] *Dětská neurologie: Neurologické vyšetření EEG - Elektroencefalografie* [online]. b.r. [cit. 2018-12-16]. Dostupné z: <https://telemedicina.med.muni.cz/pdm/detska-neurologie/index.php?pg=neurologicke-vysetreni--eeg>
- [11] POLANSKÝ, Štěpán. *Zpracování elektroencefalografických signálů*. BRNO, 2011. Diplomová práce. VUT Brno: UBMI FEKT.

- [12] HOMAN, Richard, John HERMAN a Phillip PURDY. Cerebral location of international 10–20 system electrode placement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1987, **66**(4), 376-382 [cit. 2018-12-16]. DOI: 10.1016/0013-4694(87)90206-9. ISSN 00134694. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0013469487902069>
- [13] *Neuroscience For Kids: 10-20 System of Electrode Placement* [online]. b.r. [cit. 2018-12-16]. Dostupné z: <http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html>
- [14] ROJAS, Gonzalo M., Carolina ALVAREZ, Carlos E. MONTOYA, María DE LA IGLESIA-VAYÁ, Jaime E. CISTERNAS a Marcelo GÁLVEZ. Study of Resting-State Functional Connectivity Networks Using EEG Electrodes Position As Seed. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2018, 12 [cit. 2019-05-09]. DOI: 10.3389/fnins.2018.00235. ISSN 1662-453X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2018.00235/full>
- [15] VOJTĚCH, Zdeněk. *EEG v epileptologii dospělých*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. ISBN isbn80-247-0690-3.
- [16] TYE, Charlotte, Gráinne MCLOUGHLIN, Jonna KUNTSI a Philip ASHERSON. Electrophysiological markers of genetic risk for attention deficit hyperactivity disorder. *Expert Reviews in Molecular Medicine* [online]. 2011, **13** [cit. 2019-05-09]. DOI: 10.1017/S1462399411001797. ISSN 1462-3994. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S1462399411001797
- [17] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN isbn80-214-2911-9.
- [18] SEDLÁŘOVÁ, Petra. *Základní ošetrovatelská péče v pediatrii*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-1613-8.
- [19] EISERMANN, M., A. KAMINSKA, M.-L. MOUTARD, C. SOUFFLET a P. PLOUIN. Normal EEG in childhood: From neonates to adolescents. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 2013, 43(1), 35-65 [cit. 2018-12-29]. DOI: 10.1016/j.neucli.2012.09.091. ISSN 09877053. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705312003735>
- [20] LAMBLIN, M.-D., E. WALLS ESQUIVEL a M. ANDRÉ. The electroencephalogram of the full-term newborn: Review of normal features and hypoxic-ischemic encephalopathy patterns. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 2013, 43(5-6), 267-287 [cit. 2018-12-30]. DOI: 10.1016/j.neucli.2013.07.001. ISSN 09877053. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705313001639>

- [21] BOYLAN, Geraldine, Nathan STEVENSON a Sampsa VANHATALO. Monitoring neonatal seizures. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine* [online]. 2013, 18(4), 202-208 [cit. 2018-12-16]. DOI: 10.1016/j.siny.2013.04.004. ISSN 1744165X. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1744165X13000267>
- [22] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biosignálů* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2008 [cit. 2018-12-16]. ISBN isbn978-80-248-1491-9. Dostupné z:
http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf
- [23] KLUKA, Kamil. *Analýza signálu EEG v prostředí Matlab*. Ostrava, 2010. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jitka Mohylová.
- [24] TOGA, Arthur a John MAZZIOTTA. *Brain mapping: the methods*. 2nd ed. Boston: Academic Press, 2002. ISBN 978-0-12-693019-1.
- [25] WALLISCH, Pascal. *MATLAB for neuroscientists: an introduction to scientific computing in MATLAB*. Second edition. Amsterdam: Academic Press, 2014. ISBN isbn978-012-3838-360.
- [26] *MATLAB. B.m.: The MathWorks, Inc., 2017, 2017a*. [online]. b.r.
- [27] *PIORECKÝ, Marek. Automatická klasifikace EEG segmentů metodou DBSCAN. Kladno, 2016. Diplomová práce. ČVUT, FBMI.*

Příloha A: Obsah CD

- Elektronická verze vypracované práce
- Zadání práce
- Abstrakt práce ČJ
- Abstrakt práce AJ
- Klíčová slova (ČJ, AJ)
- Skript 1: Načtení dat do struktury, filtrace
- Skript 2: Lokalizování maximálních rozptylů
- Skript 3: Algoritmus amplitudového mapování
- Skript 4: Funkce DBSCAN
- Skript 5: Průměr a medián, definice třídy
- Topografické mapy