

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů

Statistické srovnání shody standardního klinického hodnocení Video EEG a experimentálního HDEEG

Veronika Ljachová

Vedoucí: Ing. Petr Ježdík, Ph.D.
Obor: Lékařská elektronika a bioinformatika
Leden 2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Ljachová** Jméno: **Veronika** Osobní číslo: **499257**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Statistické srovnání shody standardního klinického hodnocení Video EEG a experimentálního HDEEG

Název bakalářské práce anglicky:

Pokyny pro vypracování:

1. Vyextrahujte ručně strukturální data o epileptiformní aktivitě v EEG z klinických popisů pacientů s epilepsií
2. Použijte extrahovaná data na statistické srovnání shody standardního klinického hodnocení Video EEG a experimentálního HDEEG
3. Automatizujte použití jazykového modelu ChatGPT pro extrakci strukturálních dat o lokalizaci epileptiformní aktivity z volného textu standardních klinických zápisů kliniky dětské neurologie FN Motol
4. Validujte úspěšnost ChatGPT oproti ruční extrakci dat
5. Diskutujte možnost použití na extrakci dalších významných parametrů pro výzkum epilepsie

Seznam doporučené literatury:

Huang et al. A Critical Assessment of Using ChatGPT for Extracting Structured Data from Clinical Notes. Available at SSRN: <https://ssrn.com/abstract=4488945> or <http://dx.doi.org/10.2139/ssrn.4488945>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Ježdík, Ph.D. katedra měření, katedra teorie obvodů, LVR

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.09.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **09.01.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: **16.02.2025**

Ing. Petr Ježdík, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Poděkování

Děkuji Ing. Petru Ježdíkovi, Ph.D. za poskytnuté materiály k vyhotovení této práce, za trpělivost a cenné rady při jejím psaní. Dále bych chtěla poděkovat svému příteli Bc. Vítu Pospíšilovi, který mi byl po celou dobu velkou oporou. Velký dík si však zaslouží i ČVUT, na které jsem mohla čerpat nové znalosti a dovednosti.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, 8. ledna 2024

Abstrakt

Jednou z diagnostických metod pacientů s epilepsií, způsobenou fokální kortikální dysplazií, je elektroencefalografie (EEG). Je užitečná zejména k určení rozsahu resekce léze, díky které lze epilepsii vyléčit. EEG zahrnuje umístění elektrod na povrch hlavy a následné měření elektrického potenciálu. V klinické praxi se používá Video EEG. Pokrytí elektrod však nemusí vždy dostačovat, proto jsou někteří pacienti odesíláni na dodatečné vyšetření high density EEG s větším pokrytím. Klinici však data o průběhu vyšetření zapisují nestrukturovaně, se syntaktickými chybami a dlouhými větami, což způsobuje problém v dalším zpracování těchto dat.

Cílem této práce je porovnat data z experimentálního HDEEG s poskytnutým zápisem z klinického VEEG provedeném ve Fakultní nemocnici v Motole. Nejprve byla data manuálně tříděna. Následné zpracování a porovnání probíhalo v jazyce Python.

Dílní částí je provedení extrakce VEEG dat pomocí jazykového modelu GPT a srovnání těchto dat s manuálně extrahovanými. To má za cíl zjistit, zdali je možné z poskytnutého klinického popisu získávat informace o lokalizaci záchvatů strukturovaněji, a tím šetřit čas, jenž by byl věnován manuální extrakci.

Klíčová slova: Elektroencefalografie, elektrody, extrakce, GPT modely

Vedoucí: Ing. Petr Ježdík, Ph.D.

Abstract

One of the diagnostic methods for patients with focal cortical dysplasia is electroencephalography (EEG). EEG involves placing electrodes on the surface of the head and subsequently measuring the electrical potential. In clinical practice, Video EEG is used. However, the electrode coverage may not always be sufficient, so there is additional High Density EEG examinations with broader coverage. Nevertheless, clinicians often record the examination data in an unstructured manner, causing an issue in further processing this data.

The aim of this work is to compare the data from experimental HDEEG with the provided record from the clinical VEEG conducted at the Motol University Hospital. Initially, the data was manually sorted. Subsequent processing and comparison were carried out using the Python language.

A partial aspect involves performing the extraction of VEEG data using the GPT language model and comparing this data with manually extracted data. The aim is to determine whether it's possible to extract information about the localization of seizures more systematically from the clinical description, thus saving time that would otherwise be dedicated to manual extraction.

Keywords: Electroencephalography, electrodes, extraction, GPT models

Title translation: Results Comparison of Standard Clinical EEG and Experimental High Density EEG Analyses

Obsah

Seznam zkratk	1		
1 Úvod	3		
1.1 Povaha klinických dat	3		
2 Teoretický rozbor	7		
2.1 Epilepsie	7		
2.1.1 Dělení záchvatů	8		
2.1.2 Léčba epilepsie	9		
2.1.3 Epileptogenní oblast	9		
2.1.4 Malformace kortikálního vývoje	10		
2.1.5 Fokální kortikální dysplazie	11		
2.2 Elektroencefalografie	12		
2.2.1 Invazivní metoda	12		
2.2.2 Neinvazivní metoda	13		
2.2.3 Elektrody	13		
2.3 Využití jazykového modelu k extrakci dat z volného textu	15	2.3.1 Zpracování přirozeného jazyka	16
		2.3.2 ChatGPT	17
		2.3.3 Posouzení kvality modelu	19
		3 Zpracování a vyhodnocení dat	23
		3.1 Manuální extrakce dat	23
		3.1.1 Třídění dat	24
		3.1.2 Nalezení euklidovské vzdálenosti mezi elektrodami	24
		3.1.3 Matice záměn	25
		3.2 Strojová extrakce dat	30
		3.2.1 Příprava dat	30
		3.2.2 Doladění modelu	30
		3.2.3 Srovnání s manuální extrakcí	31
		4 Diskuze	37
		5 Závěr	39
		A Bibliografie	41
		B Obrázky a tabulky	43
		C Obsah přiloženého CD	63

Obrázky

1.1 Ukázka části prezentace o HDEEG vyšetření	5	3.2 Matice záměn s anatomickým dělením tříd zahrnující všechny elektrody	27
2.1 Průběh akčního potenciálu nervových buněk, převzato z [3]....	8	3.3 Normovaná matice záměn s horizontálním dělením tříd zahrnující všechny pacienty	28
2.2 ILAE 2017 klasifikace epileptických záchvatů zjednodušená verze, převzato z [5]	9	3.4 Normovaná matice záměn s anatomickým dělením tříd zahrnující všechny pacienty	29
2.3 Ukázka epileptických zón, převzato a upraveno z [10], [11]	10	3.5 Bar graf četnosti Hammingovy vzdálenosti mezi manuálně a strojově extrahovanými daty pro 51 pacientů	33
2.4 Zjednodušené klasifikační schéma fokální kortikální dysplazie, převzato z [13]	11	3.6 Matice záměn pro binární klasifikaci dat 51 pacientů	34
2.5 Anatomické rozložení oblastí hlavy	14	3.7 Parciální matice záměn	35
2.6 Přibližné elektrodové rozložení systému 10-20 užitého u VEEG vyšetření (referenční elektrody nejsou zahrnuty)	14	B.1 Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s horizontálním dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD I. typu	58
2.7 Přibližné 128 kanálové HDEEG elektrodové rozložení (referenční elektrody nejsou zahrnuty)	15	B.2 Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s anatomickým dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD I. typu	59
2.8 Zjednodušené schéma strojové extrakce	16	B.3 Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s horizontálním dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD II. typu	60
3.1 Matice záměn s horizontálním dělením tříd zahrnující všechny elektrody	26		

B.4 Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s anatomickým dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD II. typu	61
--	----

Tabulky

1.1 Ukázka části klinického popisu VEEG vyšetření	4
2.1 Matice záměn	19
2.2 Interpretace hodnot Cohenovo kappa, převzato z [22]	21
3.1 Převod klinického textu na elektrody	24
3.2 Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.1	26
3.3 Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.2	27
3.4 Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.3	28
3.5 Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.4	29
3.6 Hammingova vzdálenost mezi manuálně tříděnými a extrahovanými daty	32
3.7 Parametry doladěného gpt modelu	34
3.8 Parametry parciálních matic ...	36

4.1 Cena jednotlivých úloh poskytnutých od OpenAI v období 23.10.2023 – 26.10.2023	37	B.8 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 5. část	50
B.1 Sférické a kartézské souřadnice EEG elektrod	43	B.9 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 6. část	51
B.2 Sférické a kartézské souřadnice EEG elektrod	44	B.10 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 7. část	52
B.3 Aktivita VEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s HDEEG manuálně extrahovanými daty	45	B.11 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 8. část	53
B.4 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 1. část	46	B.12 Aktivita VEEG elektrod dle klinického popisu z manuálně tříděných dat určená pro porovnání se strojově extrahovanými daty – 1. část	54
B.5 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 2. část	47	B.13 Aktivita VEEG elektrod dle klinického popisu z manuálně tříděných dat určená pro porovnání se strojově extrahovanými daty – 2. část	55
B.6 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 3. část	48	B.14 Aktivita VEEG elektrod extrahovaných z klinického popisu s využitím modelu GPT – 1. část .	56
B.7 Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 4. část	49		

B.15 Aktivita VEEG elektrod
extrahovaných z klinického popisu
s využitím modelu GPT – 2. část . 57



Seznam zkratek

API	Application Programming Interface
EEG	Electroencephalography
FCD	Focal Cortical Dysplasia
GPT	Generative Pre-training Transformer
HDEEG	High Density Electroencephalography
ILAE	International League Against Epilepsy
LLM	Large Language Model
MCD	Malformation of Cortical Development
MR	Magnetic Resonance
NLP	Natural Language Processing
RLHF	Reinforcement Learning from Human Feedback
SOZ	Seizure Onset Zone
VEEG	Video Electroencephalography

Kapitola 1

Úvod

Klinická data mívají mnoho podob. Ke zpracování dalšími odborníky se mohou dostat v nestrukturovaném stavu, a to může zapříčinit zanášení chyb do dat. Důvodem jejich nestrukturovanosti může být předem nedefinovaný zápis a správa. Jedním takovým případem jsou data z vyšetření epileptických pacientů Fakultní nemocnice v Motole. Epilepsie se vyznačuje záchvaty, jenž vyvolávají nadměrné výboje neuronů v mozku. Tyto výboje jsou způsobeny lézí nebo jinými malformacemi. Ke snímání jejich aktivity slouží elektroencefalografie (EEG).

Tato práce je zaměřena na porovnání klinického hodnocení Video EEG a experimentálního high density EEG u pacientů s parciálními (fokálními) záchvaty resp. fokální kortikální dysplazií (FCD), jenž je v tomto případě příčinou epilepsie. Vzhledem ke standardizovanému umístění elektrod na hlavě lze mezi nimi určovat euklidovskou vzdálenost. Díky tomu je možné zjistit, zdali si dvojice nejbližších přiřazených aktivních elektrod (VEEG a HDEEG) odpovídá v daných oblastech na hlavě. Toto porovnání slouží i pro představu, zdali se vyplácí HDEEG používat, či nikoliv. Data je však nejprve nutné manuálně třídit. Dílčím zaměřením je zjistit, zdali je jazykový model GPT od společnosti OpenAI schopen extrahovat tyto data na podobné úrovni, jako člověk.

1.1 Povaha klinických dat

Problematická povaha dat poskytnutých od kliniků s sebou nese několik úskalí. Textová data nemusí být dostatečně strukturovaná, jsou zapisována

1. Úvod

ve zkratkách nebo naopak v nepřehledně dlouhých větách. Mohou obsahovat překlapy, zbytečná interpunkční znaménka nebo špatnou diakritiku. Některá mohou dokonce chybět nebo být zdvojená. V případě této práce se jedná o kombinaci výše uvedených.

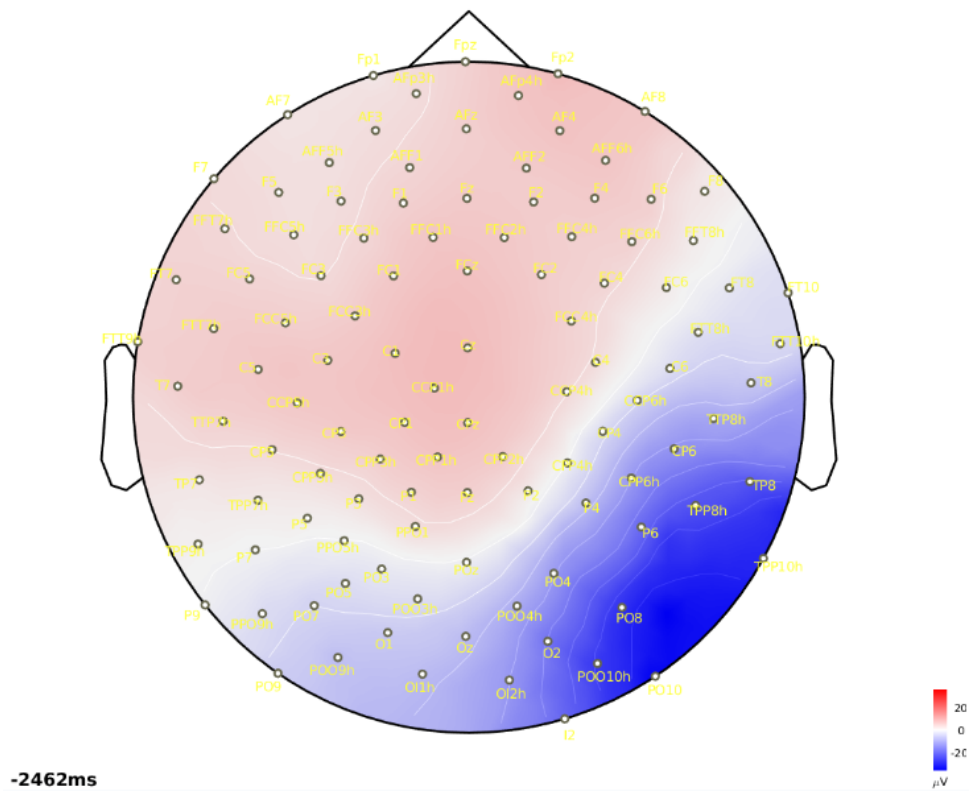
Pro jejich další využití je často nutné je nejprve zpracovat a třídit, což může být časově náročné, zvláště pokud tento proces probíhá manuálně uživatelem. Kromě této metody existují i jiné, například metoda hledání klíčových slov, kde jsou hledaná slova použita jako filtr na daný text. S pokrokem v oblasti zpracování přirozeného jazyka, spolu s oblastí umělé inteligence, se však stále vyvíjejí vyspělejší metody, k nimž patří pokročilé jazykové modely. Ty mají potenciál usnadnit zpracování dat výše popsaného charakteru.

K vyhotovení této práce mi byly Ing. Petrem Ježdíkem, Ph.D. poskytnuty dva soubory ve formátu csv, které obsahovaly anonymizované a jen částečně strukturované textové informace o epileptických pacientech s diagnostikovanou fokální kortikální dysplazií I. nebo II. typu. Jednalo se o podrobné klinické popisy z Video EEG vyšetření epileptických pacientů. Ty byly zpracovány klinickými pracovníky ve Fakultní nemocnici v Motole. Anonymizace pacientů byla provedena přidělením identifikačního čísla vyšetření. Popisy obsahovaly informace o datu vyšetření, typu malformace, lokalizaci iktálních a interiktálních hrotů, vzorci těchto hrotů, druhu EEG aktivity, závěru EEG a následném komentáři.

Record ID	Lokalizace interiktálních hrotů
1878718	F vlevo
1878718	Difúzně se objevují nepravidelné pomalejší vln...
1924892	maximum pod P3, ale občasně i C3 a T3, vzácně ...
1940798	FC ve střední čáře, max. pod Cz
1945315	frontálně vpravo s maximem pod el. F4
1947227	pravá hemisféra, s dominancí nad zadním kvadra...

Tabulka 1.1: Ukázka části klinického popisu VEEG vyšetření

Dále jsem měla k dispozici několik prezentací zhotovených Ing. Petrem Ježdíkem, Ph.D. Skýtaly krátké popisy interiktálních oblastí včetně obrázkových výstupů, jenž tuto aktivitu vyobrazovaly společně s rozložením elektrod. V tomto případě se jednalo o data z HDEEG vyšetření se 128 elektrodo-vými kanály. Ty byly anonymizovány kromě identifikačního čísla vyšetření také identifikačním číslem pacienta. Celkem soubory obsahovaly 147 VEEG záznamů zapsaných v textové formě a 29 HDEEG záznamů ve vizuálním a textovém provedení.



Obrázek 1.1: Ukázka části prezentace o HDEEG vyšetření

Kapitola 2

Teoretický rozbor

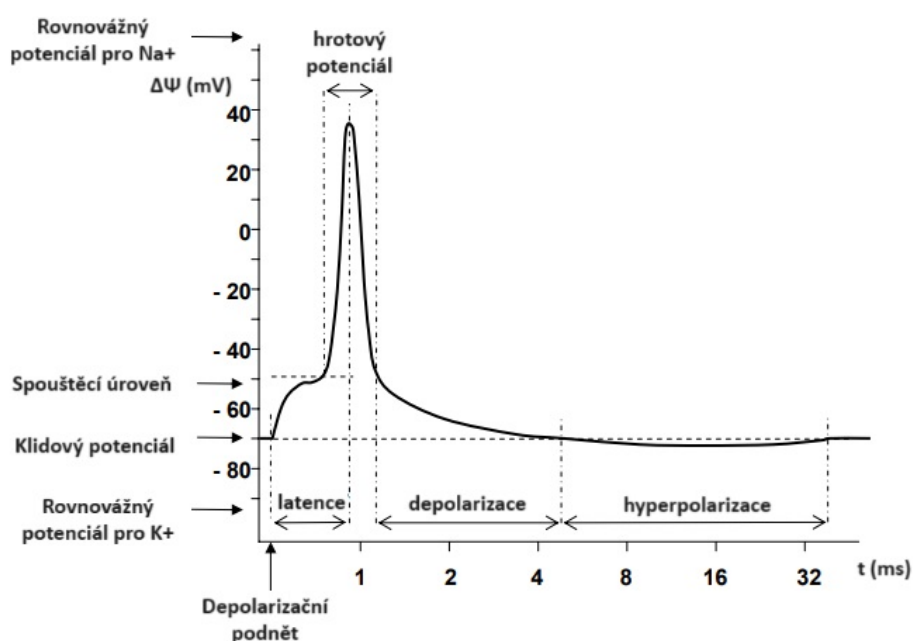
Tato část se věnuje klinickému pozadí povahy dat, vysvětluje charakteristiku nemoci, její diagnostiku a také řešení. Kromě toho je zde rozebráno použití jazykového modelu na textová data.

2.1 Epilepsie

Epilepsie patří mezi neurologické onemocnění projevující se přechodnými projevy, vyvolanými nadměrnou synchronní aktivitou v mozku [1]. Ta je způsobena výboji nervových buněk – neuronů. Neurony se zjednodušeně skládají z těla (soma), ve kterém se nachází buněčné jádro, a výběžků (axon a dendrid). Přes výběžky jsou schopné v mozku generovat nebo distribuovat elektrickou aktivitu, a to díky tomu, že jejich buněčné membrány obsahují několik iontových kanálů, včetně těch pro přenos sodíku a draslíku. Bez stimulace je membrána v klidové rovnováze a její kanály jsou uzavřené. Sodík je zadržován převážně vně buňky a draslík uvnitř. Stimulací je membrána narušena, přičemž vzruch musí být dostatečně silný, aby překročil prahový podnět. To způsobí otevření sodíkových kanálů, a sodík začne prostupovat do buňky, zvýší tím vnitřní potenciál a depolarizuje buňku. Následně vzniká akční potenciál. Sodíkové kanály, které jsou již plně otevřené, se uzavřou. Otevřou se draselné kanály vyplavující draslík ven z buňky, dojde k repolarizaci buňky, a ta se navrátí k negativnímu vnitřnímu potenciálu. Zpět do klidového stavu se buňka vrací poté, co se všechny iontové kanály uzavřou. Doba trvání akčního potenciálu jsou přibližně 2 ms [2]. Pokud je narušena správná funkce mozku, neuronové výboje mohou být abnormální a dojde tak k hyperaktivitě. Jejich

2. Teoretický rozbor

následkem vznikají záchvaty, jenž mohou způsobovat ztráty vědomí, zasahovat do chování nebo jinak negativně ovlivňovat jedince. Vznik epilepsie mohou ovlivnit genetické faktory nebo různé nemoci a úrazy, kterými si jedinec prošel během života.

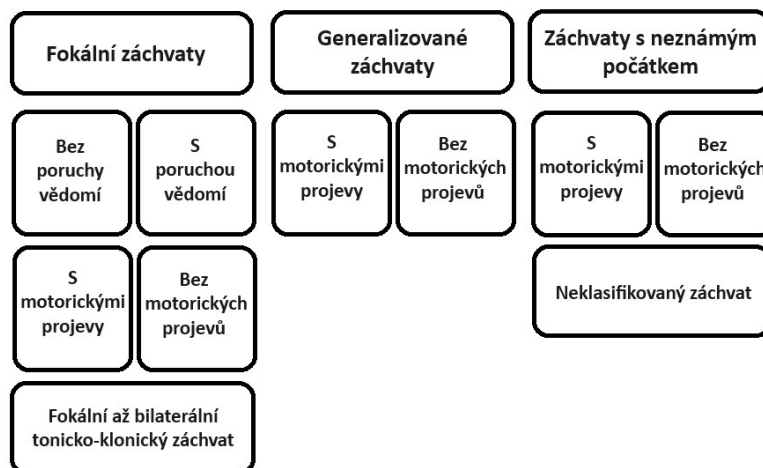


Obrázek 2.1: Průběh akčního potenciálu nervových buněk, převzato z [3]

2.1.1 Dělení záchvatů

Epileptické záchvaty lze dělit na fokální, generalizované a s neznámým začátkem (obrázek 2.2). Fokální záchvaty se vyznačují tím, že začínají v jedné určité oblasti a zasahují tak jen omezenou část mozku. Je to jediný typ záchvatů, u kterých lze určit stav vědomí. Pokud záchvat probíhá bez poruchy vědomí, je si postižená osoba po celou dobu jeho průběhu vědoma sebe i svého okolí. Fokální záchvaty lze dále dělit na motorické nebo bez motorických projevů stejně jako záchvaty s neznámým počátkem a generalizované záchvaty. Mezi motorické projevy může patřit tonicko-klonický záchvat, projevující se ztuhlostí svalů v tonické fázi a následným pohybem končetin v klonické fázi, myktonický záchvat, působící jako rychlé nekontrolovatelné záškuby svalstva, a dále například automatismy apod. Generalizované epileptické záchvaty začínají v obou hemisférách současně a elektrická aktivita neuronů se postupně šíří celým mozkem najednou. Označení „fokální až bilaterální tonicko-klonický záchvat“ je speciální případ, který slouží pro rozlišení fokálního a generalizovaného záchvatu. Jedná se však o fokální záchvat, který se postupně šíří do obou hemisfér [4]. Jako záchvaty s neznámým počátkem označujeme takové, u kterých nelze jednoznačně určit, zdali jsou fokální nebo generalizované. Lze

je i jednoduše označit jako neklasifikované [5].



Obrázek 2.2: ILAE 2017 klasifikace epileptických záchvatů zjednodušená verze, převzato z [5]

2.1.2 Léčba epilepsie

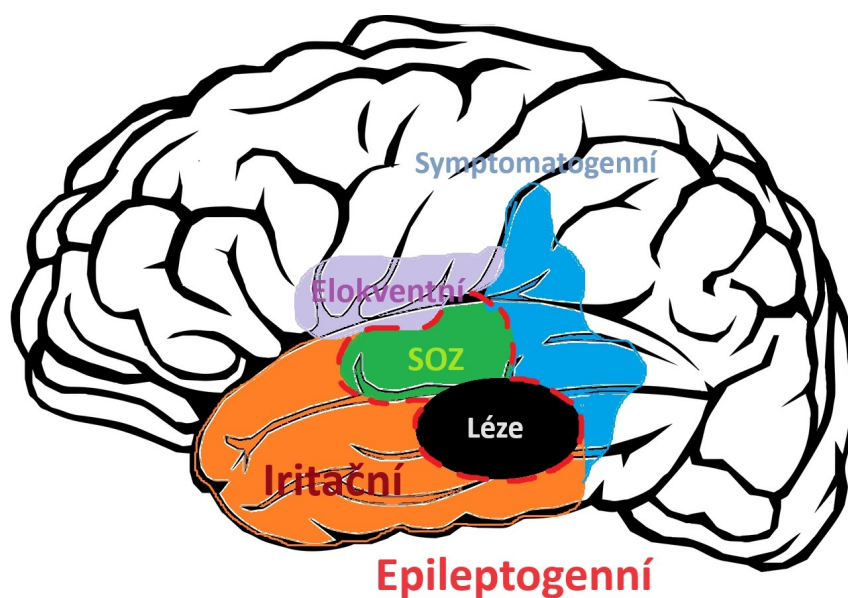
Epilepsii lze léčit dvěma způsoby. Jedna z možností je využít antiepileptika. U 70-80 % dospělých pacientů tak lze kontrolovat záchvaty [6]. Část pacientů však může být farmakorezistivních nebo nemusí na antiepileptika dostatečně reagovat. Farmakorezistence je definována jako selhání dvou vhodně zvolených léků k léčbě epilepsie v maximálních tolerovaných dávkách [7]. Při selhání medikamentózní léčby se stává možným účinným řešením chirurgické odstranění centra nechtěných výbojů způsobujících epilepsii. Oblast vykazující takové chování nazýváme epileptogenní. U dospělých pacientů, u kterých se od započetí standardní léčby za pomoci léků určených k léčbě epilepsie nedosáhne požadovaného vymizení záchvatů do jednoho až dvou let, se provádí resekce. U pediatrických pacientů i dříve [8].

2.1.3 Epileptogenní oblast

Epileptogenní oblast se skládá z léze. Léze je poškozená část mozku, nemusí ale vždy vykazovat epileptické projevy. Předpokládá se u ní však příčinný vztah k epilepsii. V jejím okolí se nachází oblast počátku záchvatů (SOZ), která produkuje iktální výboje. Kromě těchto dvou oblastí zde vznikají i jiné.

2. Teoretický rozbor

Iritační oblast, jenž je schopna generovat neobvyklou elektrickou aktivitu, která nutně nemusí způsobovat projevy epileptických záchvatů. Tato oblast produkuje interiktální výboje. Za verbální komunikaci odpovídá elokventní oblast. Umožňuje schopnost porozumění, jazyk a vyjadřování, přičemž její poškození způsobí nevratné změny v chování jedince. V symptomatogenní oblasti se nachází centrum epilepsie. Tato oblast generuje klinické projevy při záchvatu (odrazy, šíření) do dalších částí mozku [9]. Při úspěšné resekci epileptogenní zóny, by měl být postižený jedinec záchvatů zbaven. Tato zóna však musí být správně lokalizována, aby se co nejvíce minimalizovalo riziko poškození kognitivních, motorických a senzitivních funkcí pacienta (zejména zasažením elokventní oblasti), a zároveň se dosáhlo vymizení záchvatů. S tím souvisí diagnostické metody jako elektroencefalografie a magnetická rezonance, díky které lze lokalizaci usnadnit.



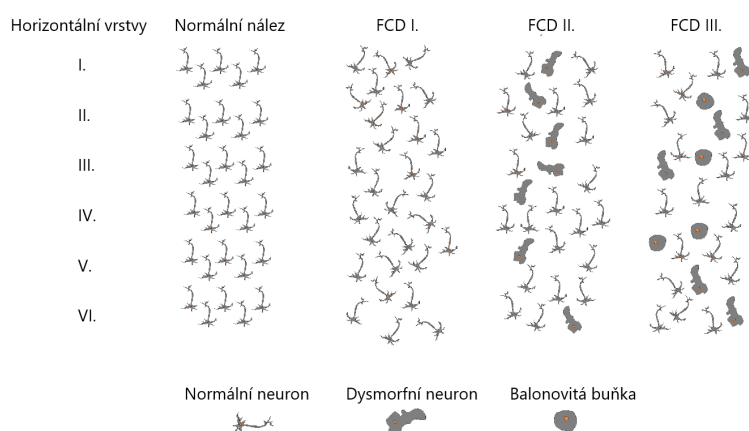
Obrázek 2.3: Ukázka epileptických zón, převzato a upraveno z [10], [11]

■ 2.1.4 Malformace kortikálního vývoje

Významný podíl na tvorbě epilepsie mají malformace kortikálního vývoje (Malformation of Cortical Development). Tyto malformace patří mezi vrozené vady mozku, zasahují do vývoje mozkové kůry a ovlivňují tak její funkčnost. Negativní vlastností MCD je špatná odezva na medikamentózní léčbu. Farmakorezistence je udávána u 65 % pacientů [7]. Klinicky se MCD jeví špatnou migrací neuronů, jejich odlišným tvarem nebo také narušením kortikální laminace.

2.1.5 Fokální kortikální dysplazie

Fokální kortikální dysplazie (Focal Cortical Dysplasia, FCD) je onemocnění způsobené MCD, jež narušuje uspořádání neuronových vrstev. Tyto malformace jsou vrozené a mohou kromě jiných způsobovat fokální epilepsii s vysokým rizikem farmakorezistence [6]. Nejúčinnějším postupem k dosažení kompenzace záchvatů u farmakorezistentních pacientů diagnostikovaných s FCD je resekční léčba [9]. Diagnóza se provádí pomocí zobrazovacích technik jako magnetické rezonance a elektroencefalografie, popřípadě i z biopsie mozku. Kvalifikovány jsou 3 podtypy tohoto onemocnění dle ILAE (International League Against Epilepsy) [12].



Obrázek 2.4: Zjednodušené klasifikační schéma fokální kortikální dysplazie, převzato z [13]

FCD I. typu

Jedná se o izolovaný nález, tj. nález který není spojený s jinými patologiemi na mozku, jako je například nádor. Vyznačuje se poruchou kortikálního vrstvení a detekuje se ze všech podtypů nejhůře, kvůli nízké senzitivitě na diagnostické metody [7]. Vznikají zde neobvyklé vrstvy neuronů, vzhledem k jejich špatné migraci. Obraz MR se typicky projevuje setřením hranice mezi šedou a bílou hmotou mozkovou, přičemž v určitých regionech je bílá hmota redukována [14]. Záchvaty jsou lokalizovány jsou nejčastěji v zadních kvadrantech (parietálně, temporálně a okcipitálně) [7]. Podrobněji lze tento podtyp členit na poruchu s radiálním narušením laminace kortexu (FCD Ia), s tangenciálním narušením laminace kortexu (FCD Ib), nebo s radiálním i tangenciálním narušením (FCD Ic) [12].

■ FCD II. typu

U druhého podtypu se jedná o poruchu kortikální laminace. Oproti FCD I jsou navíc přítomny dysmorfní neurony, což jsou neurony s neobvyklou strukturou a tvarem (FCD IIa). Jedná se také o izolovaný nález. Na MR lze prokázat nepravidelnosti v gyrifikaci mozku a zhuštění mozkové kůry [14]. V některých případech se kromě dysmorfních neuronů vyskytují i balónové buňky, vyznačující se svým kruhovým tvarem (FCD IIb) [12]. Převaha lokalizace epileptoformní zóny je frontálně a centrálně [7].

■ FCD III. typu

Třetí podtyp lze klasifikovat, jedná-li se o nález spojený s jinými lézemi, například pokud je k prvnímu nebo druhému podtypu diagnostikován nádor, hipokampální skleróza, mrtvice nebo jiné poškození [12].

■ 2.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda, díky níž lze zaznamenávat elektrickou aktivitu, která je vyvolávána neurony v mozku. Tuto aktivitu lze snímat elektrodami. Typická hodnota napětí neuronové membrány v klidové rovnováze je -70 mV, přičemž hroty akčního potenciálu mohou dosáhnout kladného napětí přes 100 mV [2]. Existují dvě základní metody snímání EEG – invazivní a neinvazivní.

■ 2.2.1 Invazivní metoda

Při invazivním EEG jsou elektrody implantovány intrakraniálně přímo do mozku. Signál je silnější a neobsahuje tolik falešných výbojů, avšak za cenu vniknutí elektrod do pacienta a s tím spojených rizik.

■ 2.2.2 Neinvazivní metoda

U neinvazivní metody nevniká žádný z použitých nástrojů ani elektrod do pacienta. Elektrody přiloženy k povrchu hlavy a snímají potenciál vyvolaný neurony. Lebka člověka funguje částečně jako izolant a nepropouští tolik signálu na povrch hlavy, což je při snímání značnou nevýhodou. Zpravidla odpovídá síla signálu na povrchu hlavy desítkám μV . Elektrody jsou umístěny na kůži, která by měla být odmaštěná, a s elektrodami propojená gelem nebo jiným médiem, které snižuje odpor, a minimalizuje tak negativní působení na signál. Pokud je k vyšetření použita čepice se zabudovanými elektrodami, signál bývá být ovlivněn vlasy, špatnou přilnavostí čepice, nebo pohybem pacienta při vyšetření. V této práci je využito dat, která byla získána neinvazivními metodami – High Density EEG a Video EEG.

Video EEG (VEEG) je rozšíření neinvazivního EEG (existuje i invazivní VEEG) vyšetření o video monitorování pacienta (včetně zvukových záznamů), a to po celou dobu jeho trvání. Vyšetření je určeno pro větší časový interval. Pacient může být monitorován i několik dní. Před vyšetřením je žádoucí, vysazení medikace, aby byla co nejvyšší šance pro výskyt epileptogenní aktivity.

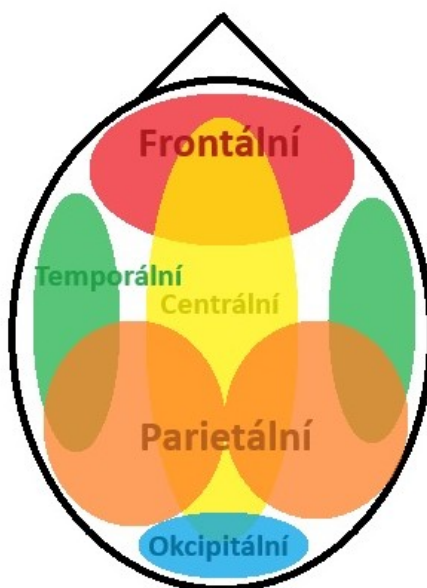
High Density EEG (HDEEG) se také řadí mezi neinvazivní metodu. Má oproti klasickému EEG vyšetření větší hustotu rozmístění elektrod, tudíž i lepší pokrytí. To může být výhodné k přesnější lokalizaci záchvatové aktivity. Před vyšetřením se medikace nevysazuje, vzhledem ke značnému množství připojených elektrod, a tím i snížené možnosti pohyblivosti pacienta. Pohyby způsobují rušení a znekválitňují výsledný signál.

■ 2.2.3 Elektrody

Aby bylo EEG vyšetření opakovatelné, musí být rozmístění elektrod na hlavě standardizované. Pro běžné klinické vyšetření se používá 10-20 systém, který dohromady skýtá 23 elektrod (stejného standardu bylo užito v této práci pro naměření VEEG dat). Číselné označení „10-20“ v názvu standardu udává vzdálenost mezi sousedními elektrodami. Ta odpovídá 10 nebo 20 procentům vzdálenosti lebky mezi anatomicky stanovenými body (referenční body pro umístění elektrod), jenž leží vepředu (NASION) a vzadu (INION) nebo vlevo (A1) a vpravo (A2) [2]. Elektrody jsou pojmenovány dle anatomických oblastí hlavy: F – Frontální, C – Centrální, T – Temporální, P – Parietální, O – Okcipitální, A – Auris, I – Inion. Za písmenným názvem se vyskytuje i číselný. Sudá čísla značí, že je elektroda umístěna na pravé části hlavy (dexter), naopak lichá čísla značí umístění na levé části (sinus). Bezčíselné názvy udávají umístění ve střední čáře hlavy. Existují i jiné standardy, např. 10-10 nebo 10-5, které mají násobně více elektrod. Velké množství elektrod má i HDEEG (řádově stovky). Jejich názvy vznikají spojením jednopísmenných

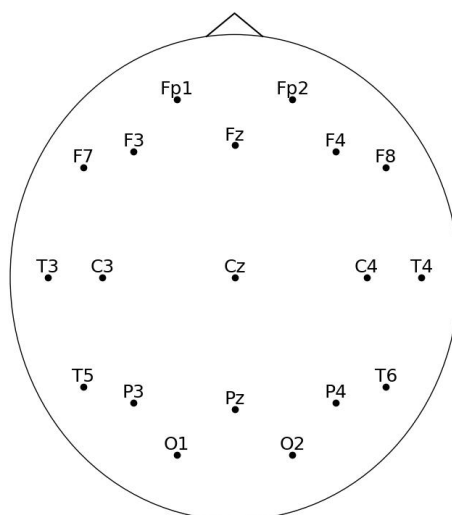
2. Teoretický rozbor

zkratkou výše uvedených oblastí. Pro naměřené HDEEG výsledky v této práci byla využita čepice se 128 elektrodovými kanály.



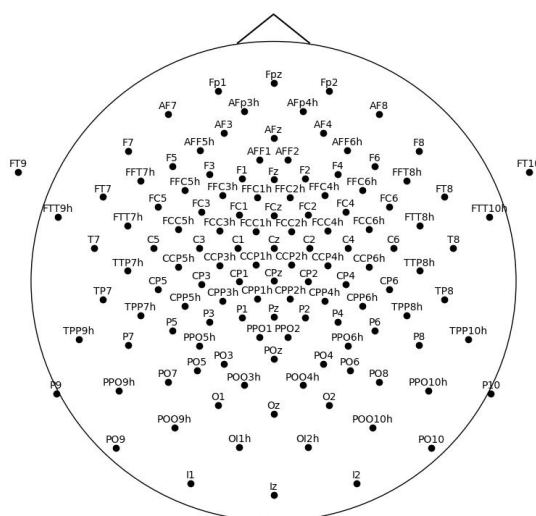
Obrázek 2.5: Anatomické rozložení oblastí hlavy

vEEG elektrodové rozložení



Obrázek 2.6: Přibližné elektrodové rozložení systému 10-20 užitého u VEEG vyšetření (referenční elektrody nejsou zahrnuty)

hdEEG elektrodové rozložení

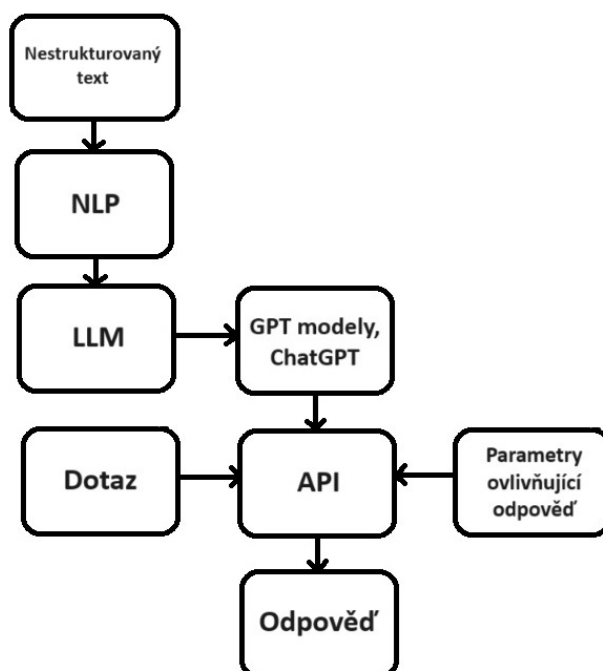


Obrázek 2.7: Přibližné 128 kanálové HDEEG elektrodové rozložení (referenční elektrody nejsou zahrnuty)

2.3 Využití jazykového modelu k extrakci dat z volného textu

Extrakce dat z volného textu pomocí umělé inteligence se řadí mezi zpracování přirozeného jazyka. Využit lze k tomu natrénovaných jazykových modelů, které v současné době pocítují velký rozmach a mají u zpracování klíčovou roli. Mezi jeden z nich patří ChatGPT, jehož model byl pomocí dotazování využit pro extrakci textových dat v této práci.

2. Teoretický rozbor



Obrázek 2.8: Zjednodušené schéma stroje extrakce

2.3.1 Zpracování přirozeného jazyka

Zpracování přirozeného jazyka (Natural language processing, NLP) je strojové zpracování dat zapsaných v jazyce, kterým lidé komunikují v běžném životě. To přináší určité výzvy. Jazyk není všude stejný a má na určitých místech svou variabilitu. Textová i hlasová data mohou obsahovat chyby nebo zkrácení, která mohou měnit jejich konečný význam. Stejně tak může měnit jejich význam i fakt, že některá slova jsou vícevýznamová a je nutné znát jejich kontext. Při zpracování textu je text rozdělen na menší jednotky – tokeny, popřípadě segmentován na menší části. Následně je hodnocen a zpracováván dle jeho struktury, gramatiky, vztahu mezi jednotlivými slovy a širšího kontextu. Mezi využití NLP patří překlad, převod mluveného slova na text, generace textu (např. chatboti interagující s uživatelem) nebo také extrakce informací (např. pomocí filtru).

■ Velký jazykový model

Velký jazykový model (Large Language Model, LLM) je druh umělé inteligence spadající do oblasti zpracování přirozeného jazyka. Používá techniky hlubokého učení a neuronových sítí na velmi rozměrných datasetech zahrnujících textové informace, kterým se snaží porozumět, shrnout je, a na jejich základě generovat nový obsah [15]. V současné době pocítily tyto modely vývoj a značně se rozšířily. Mezi jeden z nich patří například jazykový model od společnosti OpenAI, použitý pro extrakci dat v této práci.

■ 2.3.2 ChatGPT

ChatGPT (Chat Generative Pre-Trained Transformer) je jazykový model umělé inteligence vyvinutý společností OpenAI. Kromě jiných metod je vycvičen pomocí posilovacího učení (Reinforcement Learning from Human Feedback, RLHF), kde inteligentní agent interaguje s uživatelem a snaží se maximalizovat odměnu za požadované chování a minimalizovat tím penalizaci. Zlepšuje se časem, a to bez ovlivnění dynamiky a výkonu [16]. ChatGPT se řadí k velkým jazykovým modelům a je natrénován na obrovském množství internetových dat. Mezi nynější volně užívaný model se řadí GPT-3.5. Funguje na základě konverzace s chatbotem, který odpovídá na dotazy nebo příkazy od uživatele. Dokáže simulovat předem definovanou roli, pomáhat při programování, vymýšlet kreativní texty, diskutovat nebo i extrahovat data z volného textu. Úskalím je však správnost odpovědí, které je někdy nutno brát s rezervou, vzhledem k neustálému vývoji.

■ OpenAI API

Modely chatbotů lze využít pomocí rozhraní API (Application Programming Interface). API je sada pravidel, protokolů a knihoven umožňujících komunikaci mezi softwarovými aplikacemi. Cílem je umožnit předávání dat mezi dvěma platformami tak, aby se zjednodušila spolupráce a ušetřil čas i peníze [17]. Lze toho využít například při integraci funkcí jedné služby do druhé, dále také pro získávání přístupu k datům z jiné platformy. Pokud chce uživatel komunikovat s chatbotem vygeneruje si API klíč od společnosti OpenAI, ten slouží jako identifikátor a zajišťuje přístup ke službám této společnosti. Zprávy předávané přes API musí mít předem definovaný parametr role. Rolí je několik a mají různý význam:

2. Teoretický rozbor

- **User** je základní uživatelská role, díky ní lze pokládat dotazy nebo jinak interagovat s chatbotem.
- **System** je role, jenž slouží pro nastavení chování modelu.
- **Assistant** zpracovává pokládané dotazy a úkoly, poskytuje informace a funguje jako pomocný prvek. Oproti roli user pracuje více s kontextem.

Pokud model negeneruje kýžené odpovědi, existuje možnost jemného ladění (Fine Tuning), které by mělo výstup zkvalitnit.

■ Parametry ovlivňující odpověď

Při komunikaci s OpenAI pomocí rozhraní API lze nastavit parametry ovlivňující výslednou podobu odpovědi. Parametrů je celá škála, proto jsou zmíněny ty nejzajímavější. K realizaci této práce byly využity parametry nastavující teplotu a maximální délku odpovědi.

- Teplota neboli **temperature** je parametr, jenž ovlivňuje míru variability v odpovědích generovaných modely. Její hodnota se pohybuje od 0 do 1, přičemž hodnota 0 udává konzervativní a nejvíce pravděpodobné odpovědi. S vyšší teplotou jsou odpovědi kreativnější, přičemž při opakovaném položení daného dotazu se mohou vyskytovat různé výstupy.
- Maximální délku odpovědi udává parametr **max_tokens**, kterým se nastavuje maximální počet tokenů, jenž může model generovat pro daný dotaz. Při dotazech vyžadujících rozsáhlejší odpovědi, lze nastavením nízké hodnoty tohoto parametru ovlivnit úplnost odpovědi.
- Díky parametru **best_of** generuje uživatelem zvolený počet odpovědí modelu a vrátí nejlepší z nich.
- K nastavení květnatosti slov slouží **frequency_penalty**, jenž ovlivní pravděpodobnost opakování stejných slov nebo frází v textu. Rozsah hodnot je zdola omezen nulou. Vyšší hodnoty zajišťují méně opakujících se slov.
- Nastavením parametru **top_p** lze ovlivnit výběr z nejpravděpodobnějších slov během generování textu. Tuto pravděpodobnost lze vyjádřit hodnotami od 0 do 1. [18]

■ 2.3.3 Posouzení kvality modelu

Natrénovaný i doladěný model lze hodnotit několika kritérii. Mezi jedno z nich patří matice záměn (confusion matrix). Lze ji využít nejen pro binární, ale i pro vícetřídní klasifikaci. U binární klasifikace (tabulka 2.1), reprezentuje true positive počet pozitivních hodnot, které byly klasifikovány jako pozitivní. Naopak true negative určuje počet negativních hodnot klasifikovaných jako negativní. Jako problémové je považováno, pokud model klasifikuje false negative hodnoty. To nastane, je-li pozitivní hodnota klasifikována jako negativní. Stejně tak při false positive klasifikaci, kdy je negativní hodnota klasifikována jako pozitivní. Díky matici záměn lze použít metriky určující kvalitu modelu.

Real / predicted values	Positive	Negative
Positive	True positive (TP)	False negative (FN)
Negative	False positive (FP)	True negative (TN)

Tabulka 2.1: Matice záměn

Celkovou výkonnost modelu udává celková správnost (Accuracy) v rozsahu hodnot od 0 do 1, kde hodnota 1 udává, že nově získaná data zcela korespondují s predikovanými daty. Někdy se také označuje jako přesnost klasifikace. Jedná se o poměr počtu správně klasifikovaných případů ku celkovému počtu případů. Typicky je pro hodnoty větší než 0,7 model považován za průměrný, pro hodnoty nad 0,9 je považován za dobrý [19][20].

$$\text{Celková správnost} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

Dalším používaným kritériem je přesnost (Precision), která značí poměr mezi počtem správně klasifikovaných pozitivních případů ku celkovému počtu případů klasifikovaných jako pozitivní. Rozsah hodnot je od 0 do 1, kde vyšší hodnota značí, že model minimalizuje označení negativních případů jako pozitivních, tj. falešně pozitivní výsledky.

$$\text{Přesnost} = \frac{TP}{TP + FP}$$

Citlivost (Recall) je poměr mezi počtem správně klasifikovaných pozitivních případů a celkovým počtem skutečně pozitivních případů s rozsahem od 0 do 1. S vyšší hodnotou je zajištěno odhalení většího množství skutečně pozitivních případů, čímž se minimalizují falešně negativní výsledky. Citlivost je důležitá zejména v medicínské diagnostice, kde je potřeba správně detekovat pozitivní případy i za cenu ztráty přesnosti (např. při detekci maligních karcinomů) [19].

$$\text{Citlivost} = \frac{TP}{TP + FN}$$

2. Teoretický rozbor

Důležitým kritériem je také F1 skóre, udávající harmonický průměr mezi přesností a citlivostí. Rozsah hodnot je opět mezi 0 a 1, kde 1 znamená dokonalou přesnost i citlivost. Model, jenž má špatný balanc zmíněných vlastností dosahuje hodnot menších než 0,5. Za dobrý model lze považovat takový s hodnotami 0,8-0,9. Hodnoty velmi dobrého modelu se pohybují nad 0,9 [19].

$$\text{F1-Skóre} = 2 \cdot \left(\frac{\text{Přesnost} \cdot \text{Citlivost}}{\text{Přesnost} + \text{Citlivost}} \right)$$

Pro zhodnocení matice záměn lze použít i Cohenovo kappa κ , určující míru shody mezi hodnotiteli (například mezi dvěma modely), tj. určuje kolikrát je shoda hodnotitelů vyšší než náhodná shoda. Jako pozorovanou shodu mezi hodnotiteli považujeme $P(A)$ a jako očekávanou shodu při náhodném rozhodování $P(E)$ [21]. Pozorovaná shoda odpovídá shodě mezi predikcí a skutečností a lze ji spočítat součtem hodnot na diagonále matice poděleným celkovým počtem hodnocení.

$$P(A) = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

Výpočet očekávané náhodné shody se provádí jako součet průměrů řádků násobených průměrem sloupců jednotlivých tříd matice.

$$P(E) = \frac{(TP + FN) \cdot (TP + FP) + (FP + TN) \cdot (FN + TN)}{(TP + TN + FP + FN)^2}$$

Rozmezí hodnot se pohybuje v intervalu $\kappa = \langle -1, 1 \rangle$. Jako výbornou shodu obou hodnotitelů považujeme $\kappa = 1$. Pokud je očekávaná shoda rovna pozorované $\kappa = 0$, a pokud je pozorovaná shoda menší než očekávaná, hodnoty κ jsou záporné [22]. Vzorec pro Cohenovo kappa je:

$$\kappa = \frac{P(A) - P(E)}{1 - P(E)}$$

Podrobnější interpretace hodnot Cohenovo kappa určující spolehlivost dat je zobrazena v tabulce 2.2.

2.3. Využití jazykového modelu k extrakci dat z volného textu

Hodnota Kappa	Úroveň shody	% spolehlivých dat
≤ 0.2	Žádná	0-4
0.21-0.39	Minimální	4-15
0.4-0.59	Slabá	15-35
0.6-0.79	Střední	35-63
0.8-0.9	Silná	64-81
0.9-1	Velmi silná	82-100

Tabulka 2.2: Interpretace hodnot Cohenovo kappa, převzato z [22]

Kapitola 3

Zpracování a vyhodnocení dat

Tato část shrnuje postup zpracování a vyhodnocení VEEG klinických dat. Zvláště je popsán postup manuální a strojové extrakce dat, vzhledem k odlišně vybraným záznamům pacientů, určených pro srovnání a vyhodnocení. Klinická manuálně extrahovaná VEEG data jsou srovnávána nejprve s manuálně získanými HDEEG daty, později s VEEG strojově extrahovanými daty. Část manuálně extrahovaných VEEG dat byla využita k doladění modelu pro strojovou extrakci.

3.1 Manuální extrakce dat

Provedena byla manuální extrakce epileptiformních oblastí z klinického textu VEEG dat. V klinickém popisu byly zaznamenány oblasti aktivity, v některých případech i přímo elektrody, pod kterými se nacházela epileptiformní aktivita. Pokud nebylo místo záchvatu popsáno elektrodami, nýbrž slovním popisem oblasti, byla tato oblast manuálně převedena na elektrody dle elektrodového standardu 10-20. Základní převod je zobrazen v tabulce 3.1. Pokud byly oblasti sloučené, např. FCP sin, elektrody se převedly obdobně. Následná aktivita elektrod byla zaznamenávána do tabulky, kde každá aktivní elektroda byla označena hodnotou 1, neaktivní hodnotou 0 (tabulka B.3 v příloze).

U HDEEG dat byly k dispozici obrázkové výstupy se zkráceným popisem oblastí, ve kterých se nacházely epileptiformní výboje. Díky této skutečnosti byly opět pomocí binárních hodnot manuálně označeny elektrody, které jevíly při záchvatu největší aktivitu. Následkem toho vznikla obdobná tabulka

3. Zpracování a vyhodnocení dat

zobrazující aktivitu jednotlivých elektrod, jaká byla vytvořena pro VEEG data (tabulky B.4, B.5, B.6, B.7, B.8, B.9, B.10, B.11 v příloze).

Typ elektrod	Zkratkovitý popis oblasti	Slovní popis oblasti	Odpovídající elektrody
Levostranné	F sin	Frontální levá	Fp1, F7, F3
	C sin	Centrální levá	C3
	T sin	Temporální levá	T3, T5
	P sin	Parietální levá	P3
	O sin	Okcipitální levá	O1
Pravostranné	F dx	Frontální pravá	Fp2, F8, F4
	C dx	Centrální pravá	C4
	T dx	Temporální pravá	T4, T6
	P dx	Parietální pravá	P4
	O dx	Okcipitální pravá	O2
Středočárové	F střed	Frontální středová	Fz
	C střed	Centrální středová	Cz
	P střed	Parietální středová	Pz

Tabulka 3.1: Převod klinického textu na elektrody

3.1.1 Třídění dat

Poskytnutá data bylo následně potřeba třídit. To bylo realizováno ve virtuálním prostředí v jazyce Python. K posouzení, zdali je HDEEG schopno detekovat stejné, nebo alespoň obdobné výsledky jako VEEG, byla použita jen data, jejichž pacient absolvoval oba druhy těchto vyšetření, resp. oba druhy dat (VEEG i HDEEG) byly k dispozici. Dále byla vyřazena data, jež neobsahovala žádné informace (byla prázdná). Z celkového počtu 147 VEEG záznamů a 29 HDEEG záznamů bylo nalezeno 28 sobě odpovídajících dvojic záznamů. Jeden z nich byl prázdný, a tudíž byla použita data 27 pacientů. V 11 případech se jednalo o pacienty s klasifikovaným onemocněním FCD I. typu a v 16 případech s typem FCD II.

3.1.2 Nalezení euklidovské vzdálenosti mezi elektrodami

Vytříděná data byla zpracovávána dle normovaných kartézských souřadnic, stanovujících polohu elektrod na hlavě. Na jejich základě se dala určit euklidovská vzdálenost mezi dvěma elektrodami. Kartézské souřadnice (tabulky B.1 a B.2 v příloze) byly získávány ze sférických souřadnic (r, φ, θ) s normovaným poloměrem $r = 1$. Převáděny byly pomocí vzorců:

$$\begin{aligned}x &= r \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\varphi) \\y &= r \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\varphi) \\z &= r \cdot \cos(\theta)\end{aligned}$$

Pro souřadnice (x_1, y_1, z_1) a (x_2, y_2, z_2) je euklidovská vzdálenost dána vzorcem:

$$\text{Euklidovská vzdálenost} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Pro každou nalezenou aktivní VEEG elektrodu byla hledána nejbližší HDEEG elektroda, jenž byla pro daného pacienta taktéž zjištěna aktivní. Vzniklé dvojice elektrod, včetně jejich euklidovských vzdáleností, byly ukládány do samostatných souborů zvlášť pro každého pacienta.

■ 3.1.3 Matice záměn

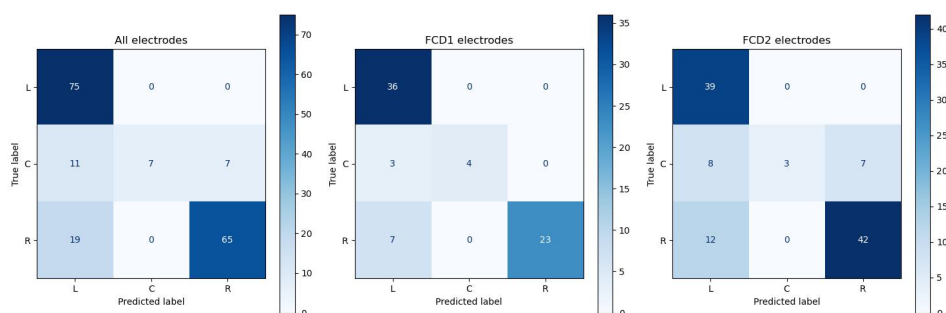
Ke srovnání přiřazených HDEEG elektrod VEEG elektrodám dle euklidovské vzdálenosti byla využita matice záměn. Pro zahrnutých 27 pacientů bylo dohromady zachyceno 184 aktivací VEEG elektrod, z čehož 73 bylo u pacientů s onemocněním FCD I a 111 u pacientů s FCD II.

Jako známé hodnoty (true label) byly uvažovány manuálně získaná data z VEEG a jako odhadnuté výsledky (predicted label) manuálně získaná HDEEG data. Matice byly zhotoveny ve dvou formách. První forma zkoumala rozdělení tříd hlavy na levou hemisféru, střední čáru a pravou hemisféru (zkráceně L, C, R). Toto rozdělení je dále nazýváno jako horizontální. Druhou formou bylo rozdělení dle oblastí na frontální, centrální, temporální, parietální a okcipitální (zkráceně F, C, T, P, O), dále nazýváno jako anatomické rozdělení. Matice jsou zobrazeny pro každého pacienta zvlášť (obrázky B.1, B.2, B.3 a B.4 v příloze). Z nich jsou pro názornost sestaveny 3 matice. První obsahuje data o všech pacientech, v druhé jsou obsaženy data o pacientech klasifikovaných s podtypem FCD I a ve třetí s podtypem FCD II (obrázky 3.1, 3.2, 3.3, 3.4).

■ Hodnocení matic záměn

Nejprve byla srovnávána správnost klasifikovaných oblastí dle počtu aktivovaných elektrod, tj. zdali nejbližší aktivně klasifikovaná HDEEG elektroda odpovídala aktivně klasifikované VEEG elektrodě vzhledem k oblasti jejího umístění (obrázek 3.1 a 3.2). Zahrnuty jsou zde všechny elektrodové aktivace od všech pacientů.

Obrázek 3.1 zobrazuje matici záměn s horizontálním rozdělením tříd a vypočtenými parametry v tabulce 3.2 zhotovených pro výše uvedený účel. Celková správnost klasifikace se pro horizontální rozdělení tříd v jednotlivých skupinách příliš nelišila a byla dostatečně vysoká. Pro jednotlivé třídy se významně lišila pouze třída C, a to v přesnosti a F1 skóre, jejíž hodnoty byly oproti ostatním třídám nízké. Vzhledem k určení lokace léze se může jevit problémové, je-li levostranný nález klasifikován jako pravostranný, nebo naopak. To představovalo 19 aktivací z celkového počtu (což je více než 10 % z aktivovaných elektrod). Hodnota Cohenovo kappa pro všechny pacienty představuje středně dobrou shodu mezi hodnotiteli. Stejně tak lze hodnotit pacienty s FCD I typem onemocnění. Pro pacienty s FCD II už lze shodu klasifikovat jako slabou.

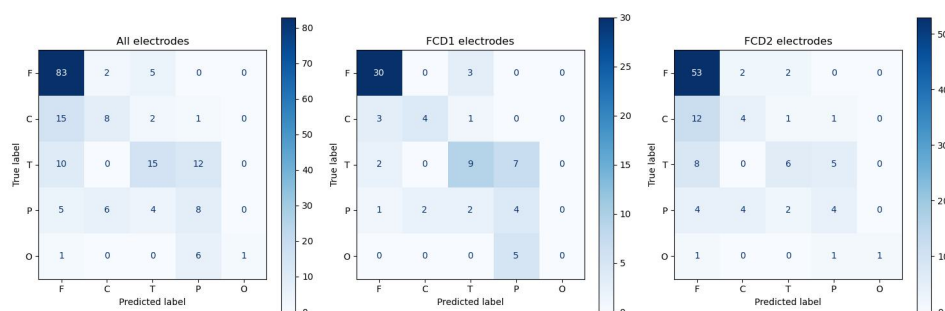


Obrázek 3.1: Matice záměn s horizontálním dělením tříd zahrnující všechny elektrody

Metrika	Všichni pacienti	FCD1 pacienti	FCD2 pacienti
Celková správnost	0.8	0.86	0.76
Přesnost třídy L (levá)	0.71	0.78	0.66
Přesnost třídy C (středová)	1.0	1.0	1.0
Přesnost třídy R (pravá)	0.9	1.0	0.86
Citlivost třídy L (levá)	1.0	1.0	1.0
Citlivost třídy C (středová)	0.28	0.57	0.17
Citlivost třídy R (pravá)	0.77	0.77	0.78
F1 skóre třídy L (levá)	0.83	0.88	0.8
F1 skóre třídy C (středová)	0.44	0.73	0.29
F1 skóre třídy R (pravá)	0.83	0.87	0.82
Cohenovo kappa	0.66	0.75	0.59

Tabulka 3.2: Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.1

Na obrázku 3.2 je zobrazena matice záměn s anatomickým rozdělením tříd a vypočtenými parametry v tabulce 3.3. U anatomického rozdělení tříd byla celková správnost klasifikace nižší než u horizontálního. Nejvyšší přesností disponovala třída F, ve které bylo zároveň aktivováno nejvíce elektrod. Stejně tomu bylo i pro F1 skóre. Nejnižší přesnost i F1 skóre měla třída O, to však souviselo s velmi malou aktivací v této oblasti. Lze upozorovat, že temporální oblast je často misklasifikována jako parietální a centrální oblast jako frontální. To může být způsobeno větší hustotou HDEEG elektrod, které mohou zachytit lepší pozici jejich aktivace. Pro oba druhy dělení tříd (horizontální i anatomická) byli převážně lépe klasifikováni pacienti s FCD I. Hodnota Cohenovo kappa zde představovala minimální až slabou shodu mezi hodnotiteli.



Obrázek 3.2: Matice záměn s anatomickým dělením tříd zahrnující všechny elektrody

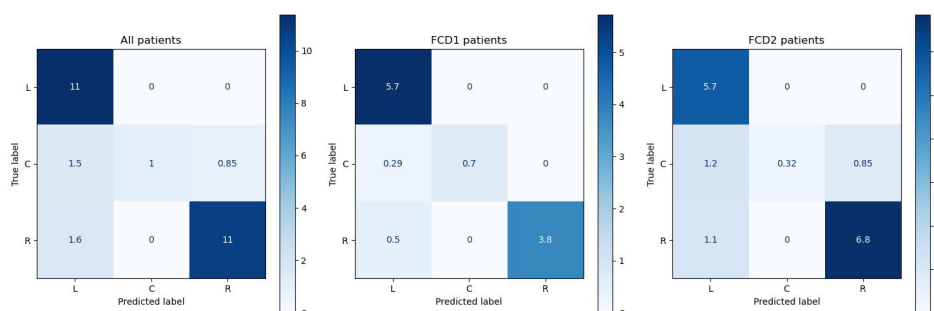
Metrika	Všichni pacienti	FCD1 pacienti	FCD2 pacienti
Celková správnost	0.62	0.64	0.61
Přesnost třídy F (frontální)	0.73	0.83	0.68
Přesnost třídy C (centrální)	0.5	0.67	0.4
Přesnost třídy T (temporální)	0.58	0.6	0.55
Přesnost třídy P (parietální)	0.3	0.25	0.36
Přesnost třídy O (okcipitální)	1.0	-	1.0
Citlivost třídy F (frontální)	0.92	0.91	0.93
Citlivost třídy C (centrální)	0.31	0.5	0.22
Citlivost třídy T (temporální)	0.41	0.5	0.32
Citlivost třídy P (parietální)	0.35	0.44	0.29
Citlivost třídy O (okcipitální)	0.12	0.0	0.33
F1 skóre třídy F (frontální)	0.81	0.87	0.79
F1 skóre třídy C (centrální)	0.38	0.57	0.29
F1 skóre třídy T (temporální)	0.48	0.55	0.4
F1 skóre třídy P (parietální)	0.32	0.32	0.32
F1 skóre třídy O (okcipitální)	0.22	-	0.5
Cohenovo kappa	0.41	0.48	0.35

Tabulka 3.3: Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.2

■ Hodnocení normovaných matic záměn

Při druhém srovnání byly jednotlivé parciální matice (obrázky 5.1, 5.2, 5.3, 5.4) normovány počtem všech aktivních elektrod daného pacienta. Z nich byly opět vytvořeny 3 názornější matice, a bylo zjišťováno, kolik pacientů v daných oblastech vyhodnotí HDEEG stejně jako VEEG (obrázek 3.3 a 3.4).

Obrázek 3.3 zobrazuje normovanou matici záměn s horizontálním rozdělením tříd a vypočtenými parametry v tabulce 3.4 zhotovených pro výše uvedený účel. Jako vysokou lze hodnotit celkovou správnost. Nejnižší hodnoty představovaly přesnost a F1 skóre pro třídu C, a to zejména u pacientů s klasifikovaným FCD II. To může být způsobeno rozmístěním VEEG elektrod, kde elektrody nedostatečně pokrývají centrální část hlavy. Z matice lze zpozorovat, že až na výjimky je klasifikace správná. Cohenovo kappa představovala dobrou shodu mezi hodnotiteli, pro pacienty s klasifikovaným FCD I dokonce velmi dobrou.

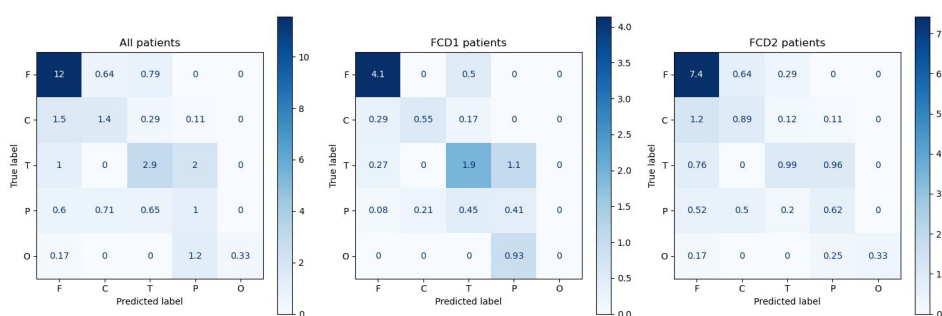


Obrázek 3.3: Normovaná matice záměn s horizontálním dělením tříd zahrnující všechny pacienty

Metrika	Všichni pacienti	FCD1 pacienti	FCD2 pacienti
Celková správnost	0.85	0.93	0.8
Přesnost třídy L (levá)	1.0	1.0	1.0
Přesnost třídy C (středová)	0.3	0.71	0.13
Přesnost třídy R (pravá)	0.87	0.88	0.86
Citlivost třídy L (levá)	0.78	0.88	0.71
Citlivost třídy C (středová)	1.0	1.0	1.0
Citlivost třídy R (pravá)	0.93	1.0	0.89
F1 skóre třídy L (levá)	0.88	0.94	0.83
F1 skóre třídy C (středová)	0.46	0.83	0.24
F1 skóre třídy R (pravá)	0.9	0.94	0.87
Cohenovo kappa	0.74	0.87	0.66

Tabulka 3.4: Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.3

Na obrázku 3.4 je zobrazena normovaná matice záměn s anatomickým rozdělením tříd a vypočtenými parametry v tabulce 3.5. U anatomického rozdělení tříd je oproti horizontální klasifikaci opět nižší celková správnost. Pro třídu O u pacientů s onemocněním FCD I nemohly být hodnoty citlivosti a F1 skóre spočteny vzhledem k chybějící aktivaci v této oblasti, jelikož by došlo k dělení nulou ve vzorci. Nejvyšší přesností disponovala třída F s největším podílem správně klasifikovaných pacientů v této oblasti. Ostatní hodnoty určující přesnost tříd, citlivost a F1 skóre byly nízké. Převážně lépe klasifikováni byli pacienti s onemocněním FCD I, a to pro anatomické i horizontální rozdělení hlavy. Hodnota Cohenovo kappa naznačovala slabou shodu ve všech patientských třídách.



Obrázek 3.4: Normovaná matice záměn s anatomickým dělením tříd zahrnující všechny pacienty

Metrika	Všichni pacienti	FCD1 pacienti	FCD2 pacienti
Celková správnost	0.64	0.64	0.64
Přesnost třídy F (frontální)	0.78	0.87	0.74
Přesnost třídy C (centrální)	0.52	0.72	0.44
Přesnost třídy T (temporální)	0.63	0.63	0.62
Přesnost třídy P (parietální)	0.24	0.17	0.32
Přesnost třídy O (okcipitální)	1.0	-	1.0
Citlivost třídy F (frontální)	0.89	0.89	0.89
Citlivost třídy C (centrální)	0.43	0.54	0.38
Citlivost třídy T (temporální)	0.49	0.59	0.37
Citlivost třídy P (parietální)	0.34	0.36	0.34
Citlivost třídy O (okcipitální)	0.2	0.0	0.44
F1 skóre třídy F (frontální)	0.83	0.88	0.8
F1 skóre třídy C (centrální)	0.47	0.62	0.41
F1 skóre třídy T (temporální)	0.55	0.61	0.46
F1 skóre třídy P (parietální)	0.28	0.23	0.33
F1 skóre třídy O (okcipitální)	0.33	-	0.61
Cohenovo kappa	0.46	0.49	0.42

Tabulka 3.5: Celková správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre klasifikovaných dat dle matice z obr. 3.4

■ 3.2 Strojová extrakce dat

Strojová extrakce dat zahrnovala sestavení kódu v jazyce Python. Využito bylo rozhraní API, přes které byly posílány dotazy, na něž následně jazykový model GPT generoval odpovědi. Ty byly ukládány, dále zpracovávány dle tabulky 3.1 do tabulek zobrazujících binární hodnoty (tabulky B.14, B.15 v příloze) a porovnávány s hodnotami aktivity z manuální extrakce (tabulky B.12, B.13 v příloze).

■ 3.2.1 Příprava dat

Před extrakcí bylo vyžadováno třídění a příprava VEEG klinických dat. Vyřazena zůstala data, která byla prázdná a duplicitní. Dále se ověřovalo, zdali neexistují taková, jež by po převodu na tokeny byla větší než 4096 tokenů. To je nežádoucí z hlediska omezení modelu GPT, a proto by nemohla být použita. Žádná taková data však nalezena nebyla. Z celkového počtu 147 záznamů bylo nalezeno 10 duplikátů a 27 záznamů se jevílo prázdných. Použito bylo 110 záznamů.

■ 3.2.2 Doladění modelu

Strojová extrakce probíhala na modelu gpt-3.5-turbo přes OpenAI API. Za pomoci pouhých dotazů se však nezdála účinná. Dotazy byly příliš komplikované a odpovědi častokrát dlouhé a nesprávné, i přes limitaci parametru maximální délky odpovědi a snaze udržení parametru temperature na co nejmenší hodnotě. Po nalezení co nejoptimálnějších, i když často špatných odpovědí, nezbylo nic jiného, než model doladit pomocí jemného ladění (Fine Tuning). Připraven byl proto trénovací dataset ve formátu json. Tento dataset čítal informace o prvních 59 ze 110 pacientů a byl koncipován ve formě slovníků. Slovník zahrnoval nastavení systému, pokládanou otázku, textová data, ze kterých měly být extrahovány informace a správnou odpověď, vytvořenou při manuálním třídění dat. Následně byl slovník předán přes API a na jeho základě byl na serverech OpenAI vytvořen doladěný model. Trénován byl ve 3 epochách. Dalším krokem bylo použití tohoto modelu pro extrakci dat, která probíhala na zbylých 51 pacientech. Parametr temperature byl při extrakci nastaven na hodnotu 0, aby byly výsledky co nejjednoznačnější. Odpověď byla limitována na maximálně 35 tokenů, což zaručovalo krátké odpovědi. Po doladění byl znatelný rozdíl mezi nově extrahovanými daty,

a těmi extrahovanými modelem použitým před laděním. Odpovědi měly již požadovaný formát, lepší strukturovanost a také stručnost.

Listing 3.1: Tvorba trénovacího datasetu

```

1 {"messages":
2 [{"role": "system", "content": "Nastaveni chovani modelu"
   },
3 {"role": "user", "content": "Otazka"},
4 {"role": "user", "content": "Textova data"},
5 {"role": "assistant", "content": "Spravna odpoved"}]}
```

■ 3.2.3 Srovnání s manuální extrakcí

Nejprve byla manuálně extrahovaná data (tabulky v příloze B.12 a B.13) porovnávána se strojově extrahovanými (tabulky v příloze B.14 a B.15) za pomoci Hammingovy vzdálenosti, jež zkoumá dva řetězce nebo vektory stejné délky, a měří, na kolika pozicích se řetězec liší.

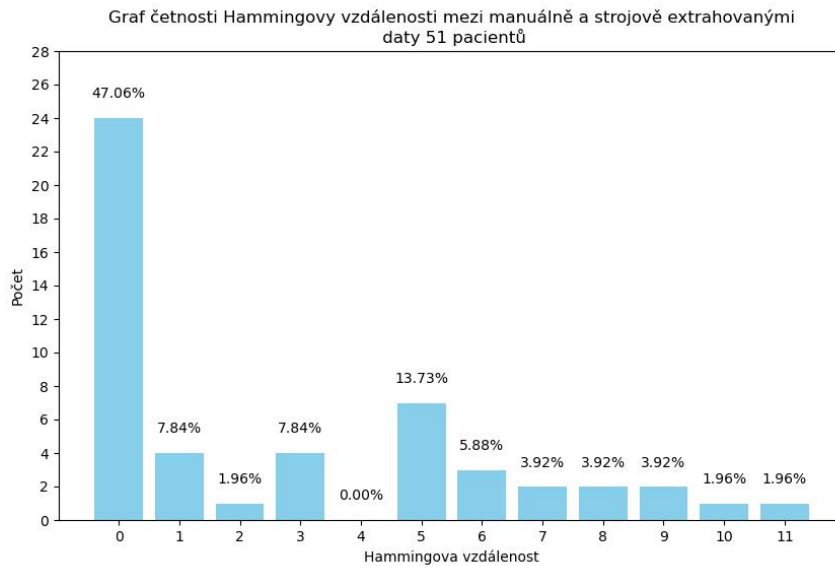
$$d(a, b) = \sum_{i=1}^n (a_i \neq b_i) \quad (3.1)$$

Uvažovány byly binární vektory z vytvořených tabulek elektroodvé aktivity s abecedním řazením elektrod, resp. každý řádek tabulky symbolizoval vektor. Zjišťovaly se rozdíly mezi těmito dvěma vektory, čímž vznikla Hammingova vzdálenost. Ta je zobrazena v tabulce 3.6 a na jejím základě je sestrojen graf na obrázku 3.5, zobrazující četnost Hammingovy vzdálenosti daných záznamů.

3. Zpracování a vyhodnocení dat

Patient ID	Typ MCD	Hammingova vzdálenost	Patient ID	Typ MCD	Hammingova vzdálenost
1581465	FCD2	0	1863465	FCD2	6
1599875	FCD2	7	1866785	FCD1	0
1601194	FCD2	10	1868137	FCD2	2
1602024	FCD2	11	1873209	FCD1	6
1619308	FCD1	5	1878718	FCD2	3
1633479	FCD1	5	1878718	FCD2	8
1664422	FCD2	5	1887830	FCD1	0
1686120	FCD1	1	1901141	FCD1	0
1688276	FCD2	0	1924892	FCD2	9
1694946	FCD2	0	1940798	FCD2	0
1715782	FCD2	0	1945315	FCD2	6
1718684	FCD1	0	1947227	FCD2	0
1728109	FCD2	0	1961596	FCD2	0
1728535	FCD1	0	1965949	FCD2	8
1775420	FCD1	0	1992049	FCD2	3
1780744	FCD1	9	2033741	FCD1	0
1790439	FCD2	0	2069705	FCD2	0
1792033	FCD2	0	2075044	FCD1	3
1802968	FCD2	1	2085121	FCD2	0
1813290	FCD2	0	2107726	FCD1	5
1822536	FCD2	0	2114246	FCD1	7
1843899	FCD2	0	2135840	FCD2	5
1845579	FCD1	1	2141300	FCD2	0
1845579	FCD2	1	2147801	FCD1	3
1848359	FCD2	0	2175789	FCD2	5
1859764	FCD2	5			

Tabulka 3.6: Hammingova vzdálenost mezi manuálně tříděnými a extrahovanými daty

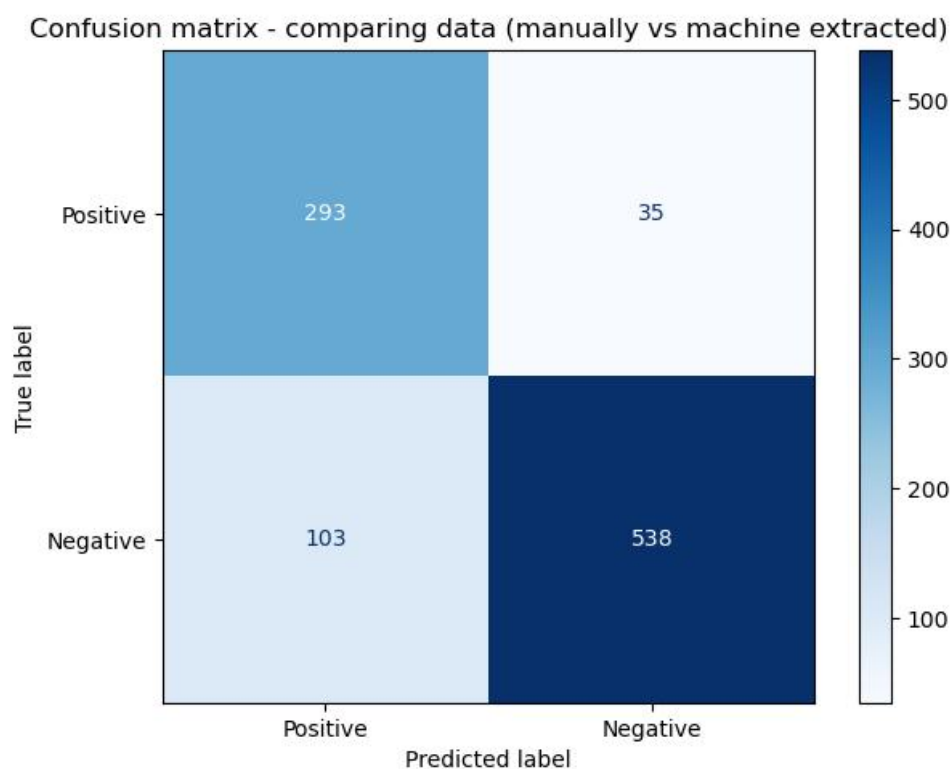


Obrázek 3.5: Bar graf četnosti Hammingovy vzdálenosti mezi manuálně a strojově extrahovanými daty pro 51 pacientů

Lze upozorovat, že u více než 47 % pacientů byly elektrody dle extrahovaných oblastí detekovány zcela správně. U zbylých 53 % byly zaznamenány chyby. Nejvyšší získaná Hammingova vzdálenost měla hodnotu 11 a byla zjištěna u 1 pacienta. Chybovost může být způsobena tím, že model zahrnul mezi hledané oblasti i takové, do kterých byly epileptogenní výboje propagovány. K podrobnějšímu srovnání bylo užito matic záměn.

Na obrázku 3.6 je zobrazena matice záměn porovnávající data výše zmíněných 51 pacientů. Jako známé hodnoty jsou uvažovány manuálně extrahovaná klinická data se 328 elektrodovými aktivacemi. Odhadnuté hodnoty uvažují strojově extrahovaná data, dosahující 396 elektrodových aktivací. Z matice byly následně vypočteny parametry v tabulce 3.7 zobrazující celkovou správnost, přesnost, citlivost a F1 skóre doladěného GPT modelu. Hodnota celkové správnosti značí, že nově získaná data relativně dobře korespondují s těmi, kterých měl model dosáhnout. Přesnost je oproti celkové správnosti nižší, ale je stále zajištěno, že nebude mnoho neaktivních elektrod označeno za aktivní. Citlivost modelu lze považovat za vysokou, a ta zaručí odhalení skutečně aktivních elektrod. Hodnotu F1 skóre lze také považovat za dobrý balanc mezi přesností a citlivostí, a lze ji využít pro porovnání s jinými modely. Hodnota Cohenovo kappa zde indikuje středně dobrou shodu mezi modelem a manuálně zpracovanými daty.

3. Zpracování a vyhodnocení dat

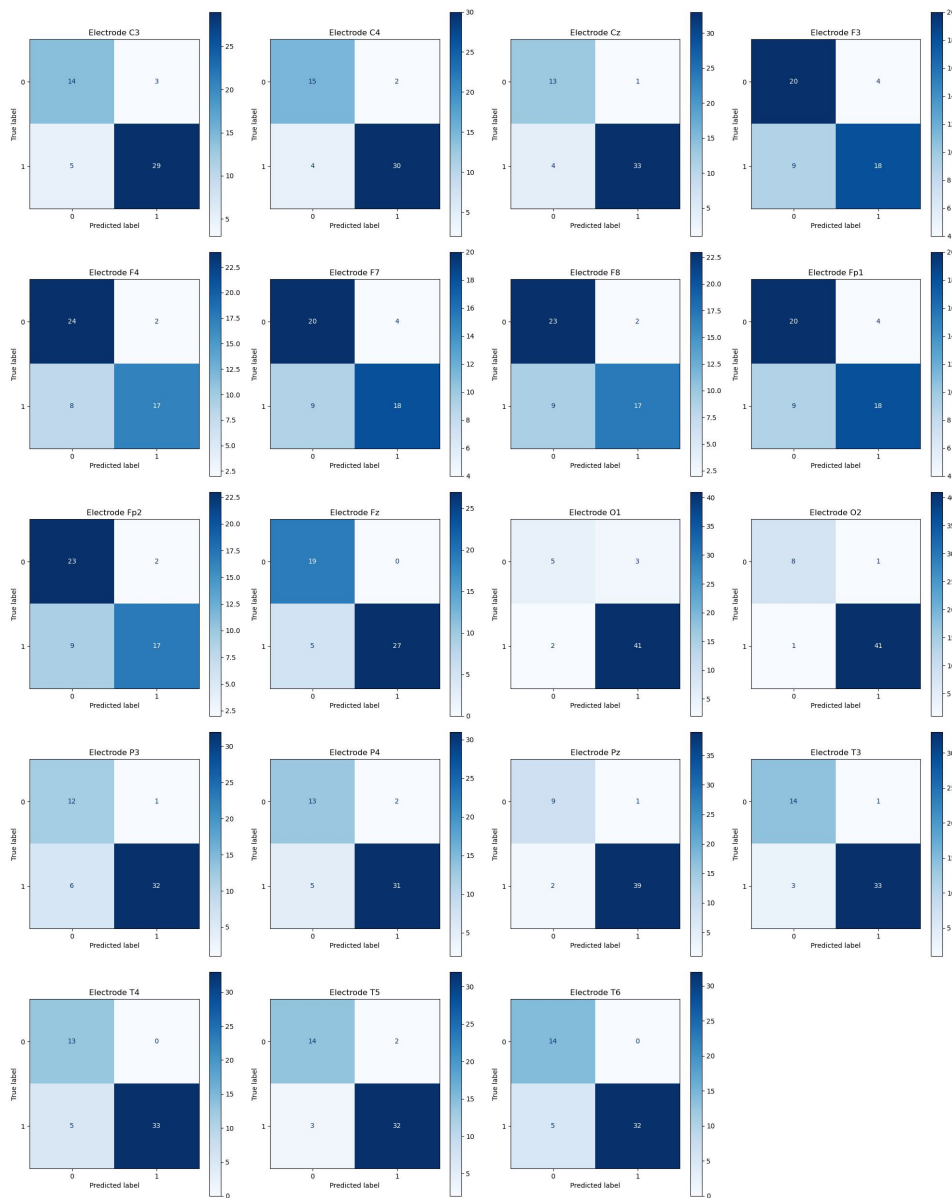


Obrázek 3.6: Matice záměn pro binární klasifikaci dat 51 pacientů

Parametry doladěného modelu	
Celková správnost	0.86
Přesnost	0.74
Citlivost	0.89
F1 skóre	0.81
Cohenovo kappa	0.7

Tabulka 3.7: Parametry doladěného gpt modelu

Matice byla následně členěna na parciální matice (obrázek 3.7), kde každá znázorňovala úspěšnost klasifikace pro danou elektrodu. Z nich byly vypočítány parametry v tabulce 3.8. Nejvyšší celkovou správnost klasifikace měly elektrody temporální a okcipitální části hlavy, a to jak na levé, tak na pravé straně. Podobně se jevily i všechny středočárové elektrody. Naopak nejnižšími hodnotami celkové přesnosti disponovaly frontální elektrody. Citlivost se u všech elektrod kromě levé okcipitální jevila jako vysoká. Podobně tomu bylo i u F1 skóre.



Obrázek 3.7: Parciální matice záměn

3. Zpracování a vyhodnocení dat

Elektrody	Celková správnost	Přesnost	Citlivost	F1 skóre
C3	0.84	0.74	0.82	0.78
C4	0.88	0.79	0.88	0.83
Cz	0.90	0.76	0.93	0.84
F3	0.75	0.69	0.83	0.75
F4	0.80	0.75	0.92	0.83
F7	0.75	0.69	0.83	0.75
F8	0.78	0.72	0.92	0.81
Fp1	0.75	0.69	0.83	0.75
Fp2	0.78	0.72	0.92	0.81
Fz	0.90	0.79	1.00	0.88
O1	0.90	0.71	0.62	0.67
O2	0.96	0.89	0.89	0.89
P3	0.86	0.67	0.92	0.77
P4	0.86	0.72	0.87	0.79
Pz	0.94	0.82	0.90	0.86
T3	0.92	0.82	0.93	0.87
T4	0.90	0.72	1.00	0.84
T5	0.90	0.82	0.88	0.85
T6	0.90	0.74	1.00	0.85

Tabulka 3.8: Parametry parciálních matic

Kapitola 4

Diskuze

Tato práce může být užitečná ke zpracování dat získaných z klinické databáze, které jsou zapsány nestrukturovaně. Model umělé inteligence je schopen extrahovat data, jaká uživatel potřebuje. Ty mohou sloužit k dalšímu, například statistickému srovnávání. Dále mohou být extrahovaná data využita k zápisu do strukturovanější formy pro přehlednost nebo jiné zpracovatele.

Jelikož jsou odpovědi na dotazy zpoplatněny stejně jako doladění modelu, je na místě i otázka, zdali se vyplatí investovat do strojového extrahování, nebo jej ponechat na uživateli. Sestrojena byla proto tabulka 4.1, která zobrazuje, kolik bylo vynaloženo financí na dané úlohy. V tabulce je zahrnut i hrubě vypočtený počet tokenů, jenž byly přes API odeslány a přijaty.

Druh úlohy	Přibližný počet odeslaných tokenů	Přibližný počet přijatých tokenů	Cena v \$
Fine Tuning (3 epochy)	1039700	-	8.27
Extrakce dat	333000	3500	4.59

Tabulka 4.1: Cena jednotlivých úloh poskytnutých od OpenAI v období 23.10.2023 – 26.10.2023

Model byl trénován ve 3 epochách, proto má doladění modelu vyšší počet odeslaných tokenů. Počet tokenů byl totiž v trénovacím souboru násoben počtem epoch. Jak již bylo zmíněno, trénování proběhlo na datech 59 pacientů, jehož cena odpovídá 8,27 \$. Při extrahování dat 51 pacientů z uvedené částky 4,59 \$ vychází, že na jednoho pacienta bylo průměrně vynaloženo 0,09 \$.

Jako možné zlepšení práce lze uvažovat formulaci dotazů. Při dotazování modelu je složité a časově náročné hledat, jak správně položit dotaz, a získávat tak kýžené odpovědi. Byl-li dotaz delší, popřípadě obsahoval více medicínských

4. Diskuze

a technických údajů, odpovědi byly nestrukturované a některé části dotazů byly ignorovány. Model vyžaduje co nejkratší a nejstručnější dotazy. Tato problematika způsobila, že jsem u obvyčejného modelu nebyla schopna najít vhodný dotaz, proto bylo nutné použít jemné ladění. Teprve poté bylo dosaženo požadovaného formátu odpovědí.

Kromě zkoumání účinnosti strojové extrakce z klinických dat pomocí umělé inteligence, lze práci využít i k zamyšlení, zdali se vyplácí pacienty posílat na dodatečné vyšetření EEG s vyšším pokrytím elektrod. Jak již bylo zmíněno, může být problémové, jeli nález označen dvěma různými vyšetřeními ve dvou různých, od sebe vzdálených oblastech. Stejně tak se jeví špatné pokrytí okolo střední čáry hlavy nebo centrální oblasti, kde je klinicky vyvolávána aktivita zejména u pacientů s diagnostikovaným FCD II, což ze samotného VEEG nemusí být tak patrné.

Kapitola 5

Závěr

Správná lokalizace epileptogenní zóny je důležitým kritériem pro následné plánování resekční léčby u epileptických pacientů. Diagnostika se standardně provádí pomocí Video EEG, ale ve složitějších případech přichází na řadu i jiné metody – v tomto případě se jedná o HDEEG. Klinický zápis je však často vedený nestrukturovaně, což může způsobit problémy v jeho orientaci pro následné zpracování dalšími odborníky.

V této práci bylo zpracováno 147 klinických textových záznamů získaných při VEEG vyšetření a 29 vizuálních i textových dat z HDEEG vyšetření.

Srovnání VEEG a HDEEG bylo prováděno za pomoci euklidovské vzdálenosti souřadnic elektrod 27 pacientů, u nichž byly nalezeny záznamy z obou vyšetření. Záznamy byly převedeny na tabulky aktivit elektrod určující epileptogenní aktivitu, kde aktivní elektroda byla označena 1, neaktivní 0. S využitím matice záměn bylo zjišťováno, zdali přibližná poloha aktivovaných HDEEG elektrod v daných oblastech odpovídá VEEG elektrodám. Zpracování dat probíhalo v programovacím jazyce Python. Matice byly sestrojeny pro hodnocení dvou účelů. První zahrnoval správnost klasifikovaných elektrodo- vých aktivit. Druhý zkoumal, které oblasti normované na jednoho pacienta udávaly největší zastoupení v aktivaci. Dále matice hodnotily dva druhy rozdělení tříd. První rozdělení zkoumalo horizontální členění hlavy – levá, střední a pravá část. Druhé zkoumalo anatomické rozdělení – frontální, centrální, temporální, parietální a okcipitální oblast. Výsledné parametry jako celková správnost, přesnost, citlivost, F1 skóre a Cohenovo kappa byly získány z těchto matic. U hodnocení horizontálního rozdělení hlavy, měly vždy nižší hodnoty parametry třídy C (střední část hlavy). To může být způsobeno nedostatečným pokrytím středové části hlavy u VEEG. U anatomického rozdělení byly hodnoty parametrů nízké, kromě třídy F (frontální oblast), na kterou připadalo nejvíce aktivit. Nejhůře na tom byla třída O (okcipitální oblast), což souviselo se slabou aktivací v této oblasti. Pro oba druhy tříd vycházely

5. Závěr

ve všech případech lépe parametry u pacientů s FCD I. Tudiž i přesto, že se klinicky pacienti s FCD I špatně rozpoznávají od pacientů s FCD II, tak si dle výsledků jejich oblastí z VEEG a HDEEG odpovídají více. Lze tvrdit, že oba druhy vyšetření jsou schopny detekovat epileptogenní oblast dle horizontálního rozdělení na dobré úrovni oproti anatomickému. To může způsobovat vliv vyššího pokrytí elektrod.

Pro strojovou extrakci dat byl využit doladěný model od společnosti OpenAI gpt-3.5-turbo v programovacím jazyce Python. Model byl doladěn za účelem dosažení požadovaného formátu odpovědí, které jinak nebyl schopen generovat. Po očištění dat o prázdná a duplicitní zde bylo využito 110 záznamů pacientů, z nichž byly vytvořeny tabulky určující epileptogenní aktivitu v jednotlivých oblastech, které měl model extrahovat. K doladění modelu byl vytvořen trénovací soubor obsahující VEEG klinická data 59 z nich a na zbylých datech byl testován. Po extrakci byly oblasti převedeny na tabulku určující aktivitu elektrod, kde hodnota 1 znamenala aktivní elektrodu, naopak neaktivní 0. Strojově extrahovaná data byla porovnáována s manuálně extrahovanými pomocí matic záměn, z nichž byly spočteny parametry modelu, které lze hodnotit jako dobré až vysoké. Hodnota Cohenovo kappa indukovala středně dobrou shodu mezi hodnotiteli, což zde značí přibližně 50% shodu s původními daty.

Příloha A

Bibliografie

1. JR., Jerome Engel. *Seizures and Epilepsy*. Oxford University Press, 2012.
2. *Epilepsy Board Review : A Comprehensive Guide*. Springer New York, NY, 2017.
3. *The Neuron: Cell and Molecular Biology*. Oxford University Press Inc, 2015.
4. Nové klasifikace epileptických záchvatů a epilepsií ILAE 2017. *Neurologie pro praxi*. 2018, roč. 19, s. 32–36.
5. *Operational classification of seizure types by the International League Against Epilepsy: Position Paper of the ILAE Commission for Classification and Terminology*. 2017. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/epi.13670>. Datum přístupu: 11.11.2023.
6. Novinky v léčbě epilepsie. *Neurologie pro praxi*. 2021, roč. 22, s. 176–181.
7. Malformace kortikálního vývoje a jejich epileptochirurgie. *Neurologie pro praxi*. 2022, roč. 23, s. 273–277.
8. Epilepsie! Operovat? *Neurologie pro praxi*. 2018, roč. 19, s. 9.
9. MUDR PETR MARUSIČ, prof. Resekční chirurgická léčba epilepsie. *Neurologie pro praxi*. 2018, roč. 19, s. 16–21.
10. JANČA, Radek. *Parametrizace a segmentace epileptiformních výbojů v záznamech intrakraniálního elektroencefalografu*. 2014. České vysoké učení technické v Praze.
11. JOHNSON, Gordon. *Obrázek mozku*. 2017. Dostupné také z: <https://pixabay.com/cs/vectors/mozek-mysl-mysl%C3%ADc%C3%AD-a-j%C3%A1-ai-2789698/>. Datum přístupu: 10.10.2023.

A. Bibliografie

12. RICHARD A. PRAYSON, M.D. *Temporal Lobe Epilepsy: Pathologic Substrates and Causes*. Nova Science Publishers, 2018.
13. VOGEL, Hannes. *Nervous system*. Cambridge University Press, 2009.
14. Význam magnetické rezonance v diagnostice epilepsie. *Cesk Slov Neurol N*. 2015, s. 394–400.
15. KERNER, Sean Michael. large language models (LLMs). *TechTarget*. 2023. Dostupné také z: <https://www.techtarget.com/whatis/definition/large-language-model-LLM>. Datum přístupu: 27.10.2023.
16. *Reinforcement Learning, Bit by Bit*. Nova Science Publishers, 2023.
17. *What is an API?* 2022. Dostupné také z: <https://www.redhat.com/en/topics/api/what-are-application-programming-interfaces>. Datum přístupu: 28.10.2023.
18. SRIVASTAVA, Prabhu. *OpenAI GPT API Parameters: Practical Examples*. 2023. Dostupné také z: <https://medium.com/@prabhuss73/openai-gpt-api-parameters-practical-examples-476e92aff5d8>. Datum přístupu: 4.1.2024.
19. BUHL, Nikolaj. *Evaluation Metrics in Machine Learning*. 2023. Dostupné také z: <https://encord.com/blog/f1-score-in-machine-learning/>. Datum přístupu: 22.11.2023.
20. *Which is more important: model performance or model accuracy?* Dostupné také z: <https://www.fiddler.ai/model-accuracy-vs-model-performance/which-is-more-important-model-performance-or-model-accuracy>. Datum přístupu: 22.11.2023.
21. *Cohenovo kappa jako míra shody dvou hodnotitelů*. 2020. Dostupné také z: <https://acrea.cz/cohenovo-kappa-jako-mira-shody-dvou-hodnotitelu/>. Datum přístupu: 10.12.2023.
22. MCHUGH, Mary L. Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochem Med (Zagreb)*. 2012, s. 276–282.

Příloha B

Obrázky a tabulky

Název elektrody	x	y	z	theta	phi
Fp1	0,30900	0,95110	0,00010	90	72
Fpz	0,00000	1,00000	0,00010	90	90
Fp2	-0,30910	0,95110	0,00000	90	108
AF7	0,58780	0,80900	0,00000	90	54
AF3	0,35540	0,89200	0,27820	74	68
AF4	-0,35530	0,89190	0,27830	74	112
AF8	-0,58780	0,80900	0,00000	90	126
AFp3h	0,19100	0,96690	0,16660	80	79
AFz	0,00000	0,92300	0,38240	68	90
AFp4h	-0,19100	0,96690	0,16660	80	101
F7	0,80900	0,58780	0,00000	90	36
F5	0,72100	0,63430	0,27640	74	41
F3	0,53990	0,67260	0,50430	60	51
F1	0,28880	0,69790	0,65420	49	68
Fz	0,00000	0,70670	0,70670	45	90
F2	-0,28880	0,69790	0,65420	49	112
F4	-0,53990	0,67260	0,50430	60	129
F6	-0,72100	0,63430	0,27640	74	139
F8	-0,80900	0,58780	0,00000	90	144
FT9	0,87770	0,28520	-0,38260	112	18
FT7	0,95110	0,30900	0,00000	90	18
FC5	0,87090	0,33730	0,35490	69	21
FC3	0,66380	0,36120	0,65450	49	29
FC1	0,35810	0,37700	0,85320	31	47
FCz	0,00000	0,38260	0,92330	23	90
FC2	-0,35810	0,37700	0,85320	31	133
FC4	-0,66380	0,36120	0,65450	49	151
FC6	-0,87090	0,33730	0,35490	69	159
FT8	-0,95110	0,30900	0,00000	90	162
FT10	-0,87770	0,28520	-0,38260	112	162
T7	1,00000	0,00000	0,00000	90	0
C5	0,92370	0,00010	0,38260	68	1
C3	0,70660	0,00010	0,70660	45	3
C1	0,38240	0,00020	0,92310	23	6
Cz	0,00000	0,00000	0,00000	90	90
C2	-0,38240	0,00010	0,92310	23	174
C4	-0,70660	0,00010	0,70660	45	177
C6	-0,92370	0,00010	0,38260	68	179
T8	-1,00000	0,00000	0,00000	90	180
TP7	0,95110	-0,30900	-0,00010	90	18
CP5	0,87120	-0,33720	0,35520	69	21
CP3	0,66350	-0,36090	0,65430	49	29
CP1	0,35800	-0,37670	0,85340	31	47
CPz	0,00000	-0,38220	0,92310	23	90
CP2	-0,35800	-0,37670	0,85340	31	133
CP4	-0,66350	-0,36080	0,65430	49	151
CP6	-0,87120	-0,33720	0,35520	69	159
TP8	-0,95110	-0,30900	-0,00010	90	162
P9	0,74720	-0,54290	-0,38260	112	36
P7	0,80900	-0,58780	-0,00010	90	36
P5	0,72110	-0,63420	0,27640	74	41

Tabulka B.1: Sférické a kartézské souřadnice EEG elektrod

B. Obrázky a tabulky

Název elektrody	x	y	z	theta	phi
P3	0,54010	-0,67240	0,50450	60	51
P1	0,28890	-0,69750	0,65450	49	68
Pz	0,00000	-0,70630	0,70650	45	90
P2	-0,28890	-0,69750	0,65450	49	112
P4	-0,54010	-0,67240	0,50450	60	129
P6	-0,72110	-0,63420	0,27640	74	139
P8	-0,80900	-0,58780	-0,00010	90	144
P10	-0,74720	-0,54290	-0,38260	112	144
PO9	0,54250	-0,74670	-0,38250	112	54
PO5	0,49290	-0,85530	0,15550	81	60
PO7	0,58780	-0,80900	0,00000	90	54
PO3	0,35490	-0,89180	0,27760	74	68
POz	0,00000	-0,92300	0,38240	68	90
PO4	-0,35490	-0,89180	0,27760	74	112
PO6	-0,49290	-0,85530	0,15550	81	120
PO8	-0,58780	-0,80900	0,00000	90	126
PO10	-0,54250	-0,74670	-0,38250	112	126
O1	0,30900	-0,95110	0,00000	90	72
Oz	0,00000	-1,00000	0,00000	90	90
O2	-0,30900	-0,95110	0,00000	90	108
I1	0,28540	-0,87850	-0,38240	112	72
Iz	0,00000	-0,92300	-0,38230	112	90
I2	-0,28540	-0,87850	-0,38240	112	108
AFF5h	0,54170	0,77770	0,31630	72	55
AFF1	0,12200	0,82890	0,54520	57	82
AFF2	-0,12200	0,82890	0,54520	57	98
AFF6h	-0,54170	0,77770	0,31630	72	125
FFT7h	0,86420	0,47410	0,16470	81	29
FFC5h	0,72180	0,51070	0,46510	62	35
FFC3h	0,47820	0,53840	0,69250	46	48
FFC1h	0,16720	0,55330	0,81480	35	73
FFC2h	-0,16720	0,55330	0,81480	35	107
FFC4h	-0,47820	0,53840	0,69250	46	132
FFC6h	-0,72180	0,51070	0,46510	62	145
FFT8h	-0,86420	0,47410	0,16470	81	151
FTT9h	0,96780	0,15330	-0,19500	101	9
FTT7h	0,96690	0,16400	0,19150	79	10
FCC5h	0,81840	0,17790	0,54480	57	13
FCC3h	0,54660	0,18870	0,81540	35	19
FCC1h	0,19190	0,19440	0,96150	16	46
FCC2h	-0,19190	0,19440	0,96150	16	134
FCC4h	-0,54660	0,18870	0,81540	35	161
FCC6h	-0,81840	0,17790	0,54480	57	167
FTT8h	-0,96690	0,16400	0,19150	79	170
FTT10h	-0,96780	0,15330	-0,19500	101	171
TTP7h	0,96690	-0,16390	0,19150	79	10
CCP5h	0,81850	-0,17780	0,54490	57	13
CCP3h	0,54650	-0,18830	0,81530	35	19
CCP1h	0,19180	-0,19400	0,96110	16	46
CCP2h	-0,19180	-0,19400	0,96110	16	134
CCP4h	-0,54650	-0,18840	0,81530	35	161
CCP6h	-0,81850	-0,17780	0,54490	57	167
TTP8h	-0,96690	-0,16390	0,19150	79	170
TPP9h	0,87310	-0,44480	-0,19500	101	27
TPP7h	0,86390	-0,47400	0,16460	81	29
CPP5h	0,72200	-0,51060	0,46530	62	35
CPP3h	0,47860	-0,53840	0,69330	46	48
CPP1h	0,16730	-0,55320	0,81550	35	73
CPP2h	-0,16730	-0,55320	0,81550	35	107
CPP4h	-0,47860	-0,53840	0,69330	46	132
CPP6h	-0,72200	-0,51060	0,46530	62	145
TPP8h	-0,86380	-0,47400	0,16460	81	151
TPP10h	-0,87310	-0,44490	-0,19500	101	153
PPO9h	0,69280	-0,69280	-0,19500	101	45
PPO5h	0,54200	-0,77760	0,31670	72	55
PPO1	0,12200	-0,82840	0,54530	57	82
PPO2	-0,12200	-0,82840	0,54530	57	98
PPO6h	-0,54210	-0,77750	0,31670	72	125
PPO10h	-0,69280	-0,69280	-0,19500	101	135
POO3h	0,19080	-0,96650	0,16570	80	79
POO9h	0,44480	-0,87300	-0,19500	101	63
POO4h	-0,19080	-0,96650	0,16570	80	101
POO10h	-0,44480	-0,87300	-0,19500	101	117
OI1h	0,15330	-0,96790	-0,19500	101	81
OI2h	-0,15330	-0,96790	-0,19500	101	99
M1	-0,01300	0,07070	-0,07070	94	91
M2	-0,01300	-0,07070	-0,07070	94	91
T3	1,00000	0,00000	0,00000	90	0
T5	0,80900	-0,58780	-0,00010	90	36
T4	-1,00000	0,00000	0,00000	90	180
T6	-0,80900	-0,58780	-0,00010	90	144

Tabulka B.2: Sférické a kartézské souřadnice EEG elektrod

Patient ID	Record ID	Typ MCD	C3	C4	Cz	F3	F4	F7	F8	Fp1	Fp2	Fz	O1	O2	P3	P4	Pz	T3	T4	T5	T6
P75	1535265	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	1
P143	1780744	FCD1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0
P148	1792033	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1
P175	1863465	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
P177	503608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1
P183	1873209	FCD1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0
P184	1878718	FCD2	0	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	0
P186	1868137	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P212	1945315	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
P220	1961596	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	1	1
P223	635785	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1
P226	1686120	FCD1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P246	1260113	FCD1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0

Tabulka B.3: Aktivita VEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s HDEEG manuálně extrahovanými daty

Patient ID	Record ID	Typ MCD	AF3	AF4	AF7	AF8	AFP1	AFP2	AFP5h	AFP6h	AFP3h	AFP4h	AFz	C1	C2	C3	C4	C5
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P143	1780744	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P177	5036608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P198	1619308	FCD1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P225	1813290	FCD2	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0

Tabulka B.4: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určena pro srovnání s VEEG manuálně extrahoványými daty – 1. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	C6	CCP1h	CCP2h	CCP3h	CCP4h	CCP5h	CCP6h	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CPP1h	CPP2h
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P143	1780744	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P177	503608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	1	1
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0

Tabulka B.5: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 2. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	CPP3h	CPP4h	CPP5h	CPP6h	CPz	Cz	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	FC1	FC2	FC3	FC4
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0
P143	1780744	FCD1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P177	5036608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
P212	1945315	FCD2	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	1
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	1	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0

Tabulka B.6: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahoványými daty – 3. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	FC5	FC6	FCC1h	FCC2h	FCC3h	FCC4h	FCC5h	FCC6h	FCz	FFC1h	FFC2h	FFC3h	FFC4h	FFC5h
P75	1535265	FCD2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0
P143	1780744	FCD1	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P177	503608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
P198	1924892	FCD2	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	1	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	1	1	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	1	1
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0	1	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	1	1
P266	2175789	FCD2	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0

Tabulka B.7: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 4. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	FFC6h	FFT7h	FFT8h	FT10	FT7	FT8	FT9	FTT10h	FTT7h	FTT8h	FTT9h	Fp1	Fp2	Fpz	Fz
P75	1535265	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0
P143	1780744	FCD1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
P177	5036608	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1
P179	1866785	FCD1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
P212	1945315	FCD2	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P220	1961596	FCD2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	1	1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
P249	2075044	FCD1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P266	2175789	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	1

Tabulka B.8: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 5. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	I1	I2	Iz	O1	O2	OI1h	OI2h	Oz	P1	P10	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	PO10	PO3
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P143	1780744	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	1	0	0	1
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
P177	503608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabulka B.9: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 6. část

B. Obrázky a tabulky

Patient ID	Record ID	Typ MCD	PO4	PO5	PO6	PO7	PO8	PO9	POO10h	POO3h	POO4h	POO9h	POz	POI	POI0h	POI2
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P143	1780744	FCD1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P177	5036608	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabulka B.10: Aktivita HD EEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 7. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	PPO5h	PPO6h	PPO9h	Pz	T7	T8	TP7	TP8	TPP10h	TPP7h	TPP8h	TPP9h	TPP7h	TPP8h
P75	1535265	FCD2	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0
P143	1780744	FCD1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0
P148	1792033	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P166	1845579	FCD2	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0
P175	1863465	FCD2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCD2	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P177	503608	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	1	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P186	1868137	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P194	1263134	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P198	1924892	FCD2	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	1	0
P210	1619308	FCD1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P220	1961596	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
P223	635785	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	1	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0
P239	1599875	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P246	1260113	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	1	0
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P252	2107726	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P266	2175789	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabulka B.11: Aktivita HDEEG elektrod extrahovaných manuálně z klinického popisu určená pro srovnání s VEEG manuálně extrahovanými daty – 8. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	C3	C4	Cz	F3	F4	F7	F8	Fp1	Fp2	Fz	O1	O2	P3	P4	Pz	T3	T4	T5	T6
-	1581465	FCID2	1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0
P239	1599875	FCID2	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
-	1601194	FCID2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
-	1602024	FCID2	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P210	1619308	FCID1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
-	1633479	FCID1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
-	1664422	FCID2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P226	1686120	FCID1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0
P192	1688276	FCID2	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	1694946	FCID2	1	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0
-	1715782	FCID2	1	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
-	1718684	FCID1	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P134	1728109	FCID2	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P133	1728535	FCID1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P238	1775420	FCID1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P143	1780744	FCID1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
-	1790439	FCID2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P148	1792033	FCID2	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
P174	1802968	FCID2	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCID2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
-	1822536	FCID2	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P176	1843899	FCID2	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P166	1845579	FCID2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1
P166	1845579	FCID1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1
-	1848359	FCID2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1
P172	1859764	FCID2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabulka B.12: Aktivita VEEG elektrod dle klinického popisu z manuálně tříděných dat určená pro porovnání se strojově extrahovanými daty – 1. část

Patient ID	Record ID	Typ MCD	C3	C4	Cz	F3	F4	F7	F8	Fp1	Fp2	Fz	O1	O2	P3	P4	Pz	T3	T4	T5	T6
P175	1863465	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1
P186	1868137	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	1	1	0	1	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P188	1887830	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
P198	1924892	FCD2	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	0
P204	1940798	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1
P212	1947227	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1
P220	1961596	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1
P232	1965949	FCD2	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P228	1992049	FCD2	0	0	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	2033741	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1
-	2069705	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
P249	2075044	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	2085121	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0
P252	2107726	FCD1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	0	1	0	0
P241	2114246	FCD1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	0
P261	2135840	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
P259	2141300	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0
-	2147801	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1
P266	2175789	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0

Tabulka B.13: Aktivita VEEG elektrod dle klinického popisu z manuálně tříděných dat určená pro porovnání se strojově extrahovanými daty – 2. část

B. Obrázky a tabulky

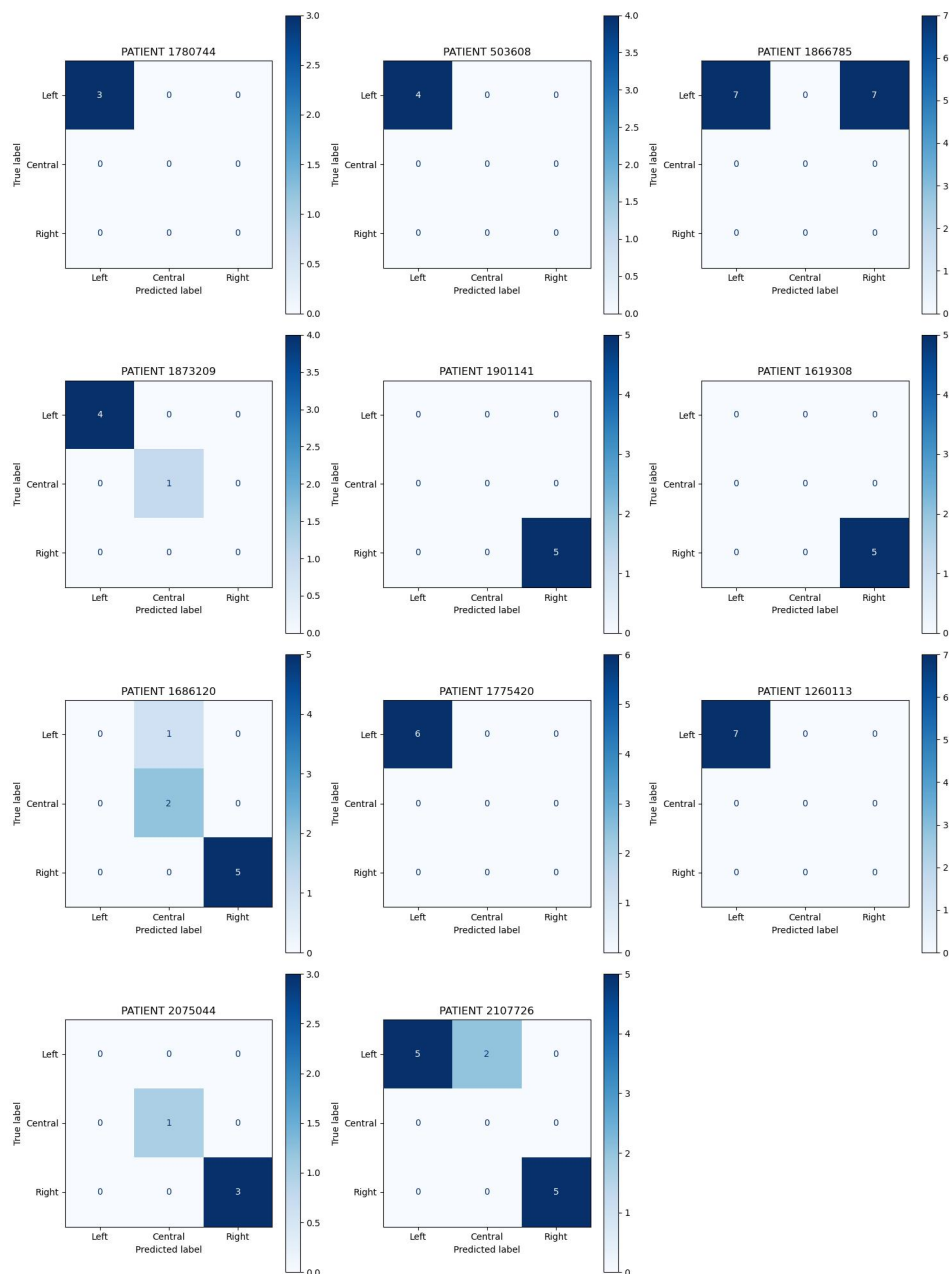
Patient ID	Record ID	Typ MCD	C3	C4	Cz	F3	F4	F7	F8	Fp1	Fp2	Fz	O1	O2	P3	P4	Pz	T3	T4	T5	T6
-	1581465	FCD2	1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0
P239	1598775	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0
-	1601194	FCD2	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1
-	1602024	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1
P210	1619308	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1
-	1633479	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
-	1664422	FCD2	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0
P226	1686120	FCD1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0
P192	1688276	FCD2	1	0	0	1	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
-	1694946	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0
-	1715782	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
-	1718684	FCD1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
P134	1728109	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P133	1728535	FCD1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
P238	1775420	FCD1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1
P143	1780744	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1
-	1790439	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P148	1792033	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0
P174	1802968	FCD2	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P225	1813290	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
-	1822536	FCD2	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
P176	1843899	FCD2	0	1	1	0	1	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1
P166	1845579	FCD1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1
P166	1845579	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	0	1	1
-	1848359	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1
P172	1859764	FCD2	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0

Tabulka B.14: Aktivita VEEG elektrod extrahovaných z klinického popisu s využitím modelu GPT – 1. část

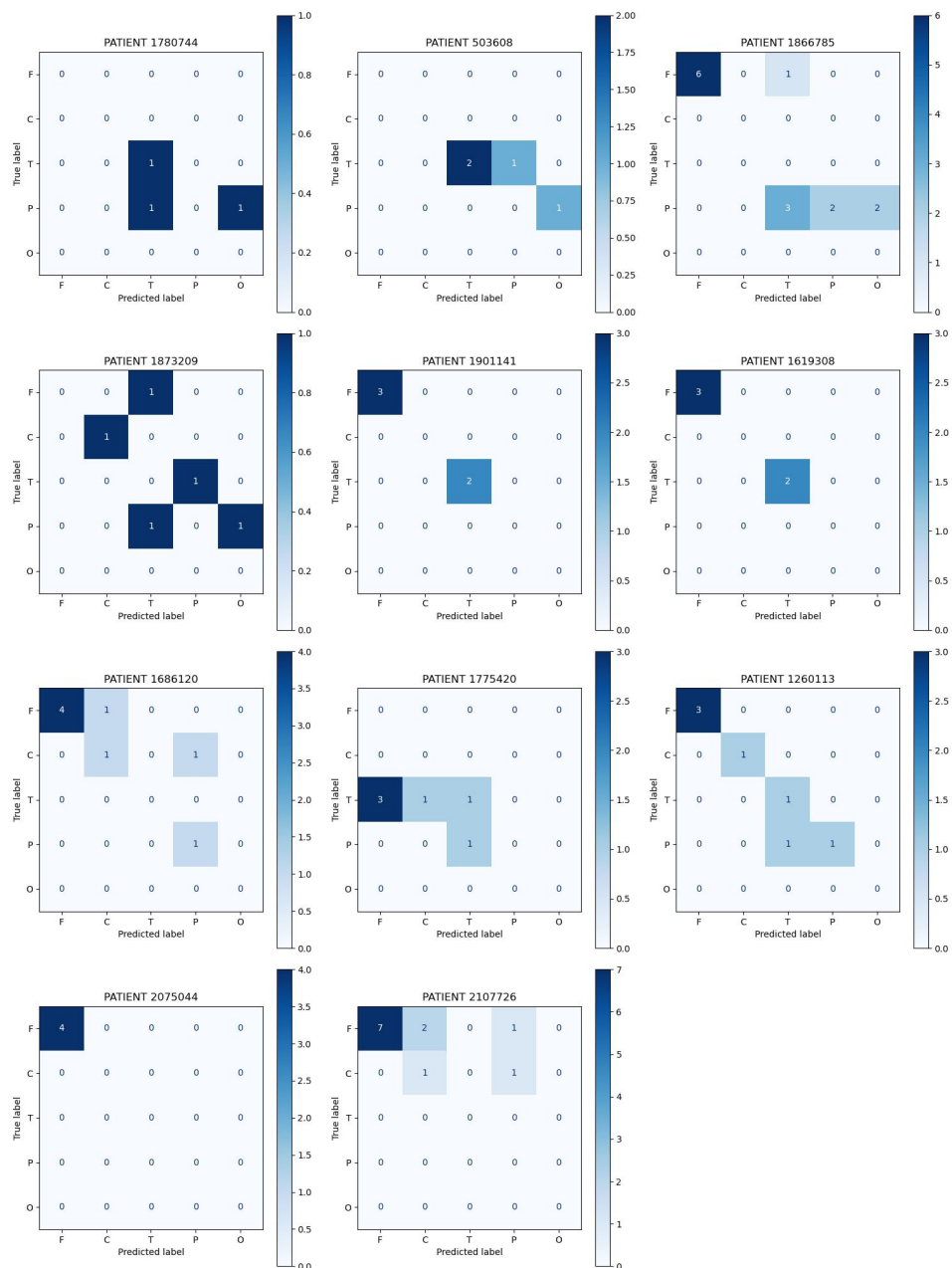
Patient ID	Record ID	Typ MCD	C3	C4	Cz	F3	F4	F7	F8	Fp1	Fp2	Fz	O1	O2	P3	P4	Pz	T3	T4	T5	T6
P175	1863465	FCD2	1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P179	1866785	FCD1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1
P186	1868137	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
P183	1873209	FCD1	1	0	1	1	1	0	1	1	0	1	1	0	1	0	1	1	0	1	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P184	1878718	FCD2	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	1
-	1887830	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P188	1901141	FCD1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
P198	1924892	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
P204	1940798	FCD2	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P212	1945315	FCD2	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	1947227	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1
P220	1961596	FCD2	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P232	1965949	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P228	1992049	FCD2	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	2033741	FCD1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	2069705	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1
P249	2075044	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-	2085121	FCD2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0
P252	2107726	FCD1	0	1	1	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
P241	2114246	FCD1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	1
P261	2135840	FCD2	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
P259	2141300	FCD2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
-	2147801	FCD1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1
P266	2175789	FCD2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0

Tabulka B.15: Aktivita VEEG elektrod extrahovaných z klinického popisu s využitím modelu GPT – 2. část

B. Obrázky a tabulky

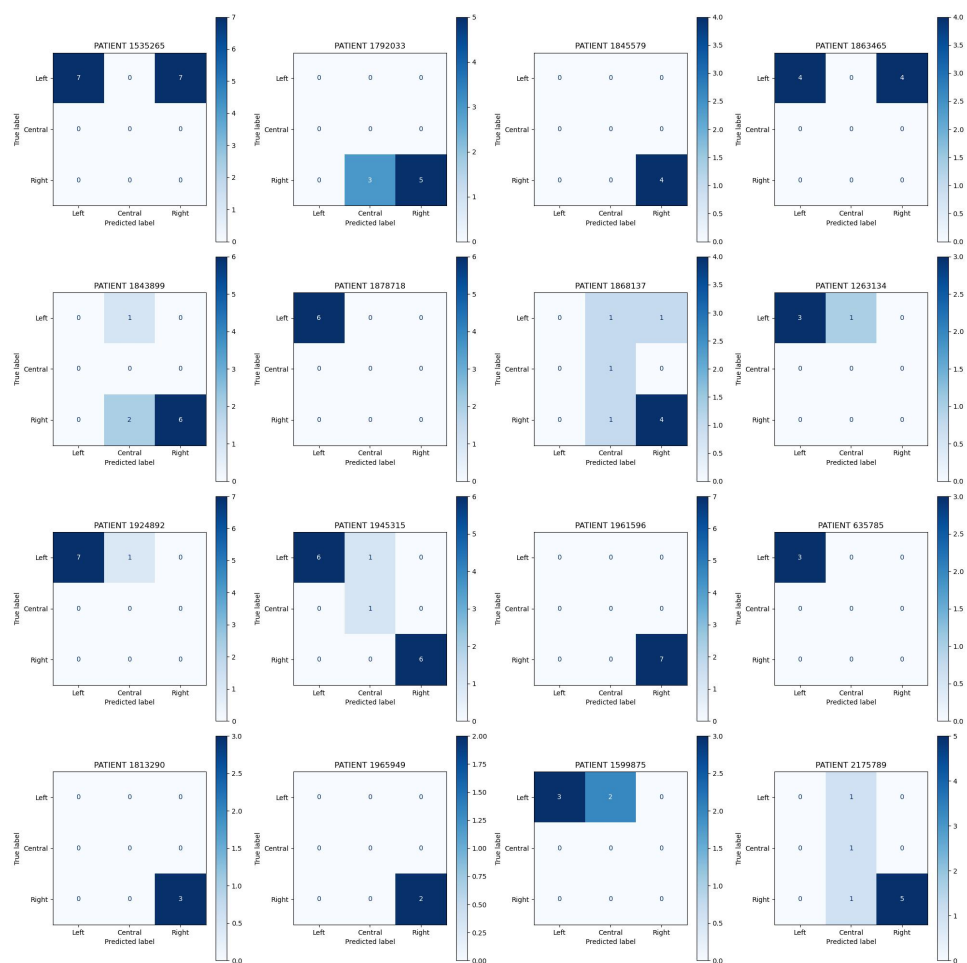


Obrázek B.1: Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s horizontálním dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD I. typu

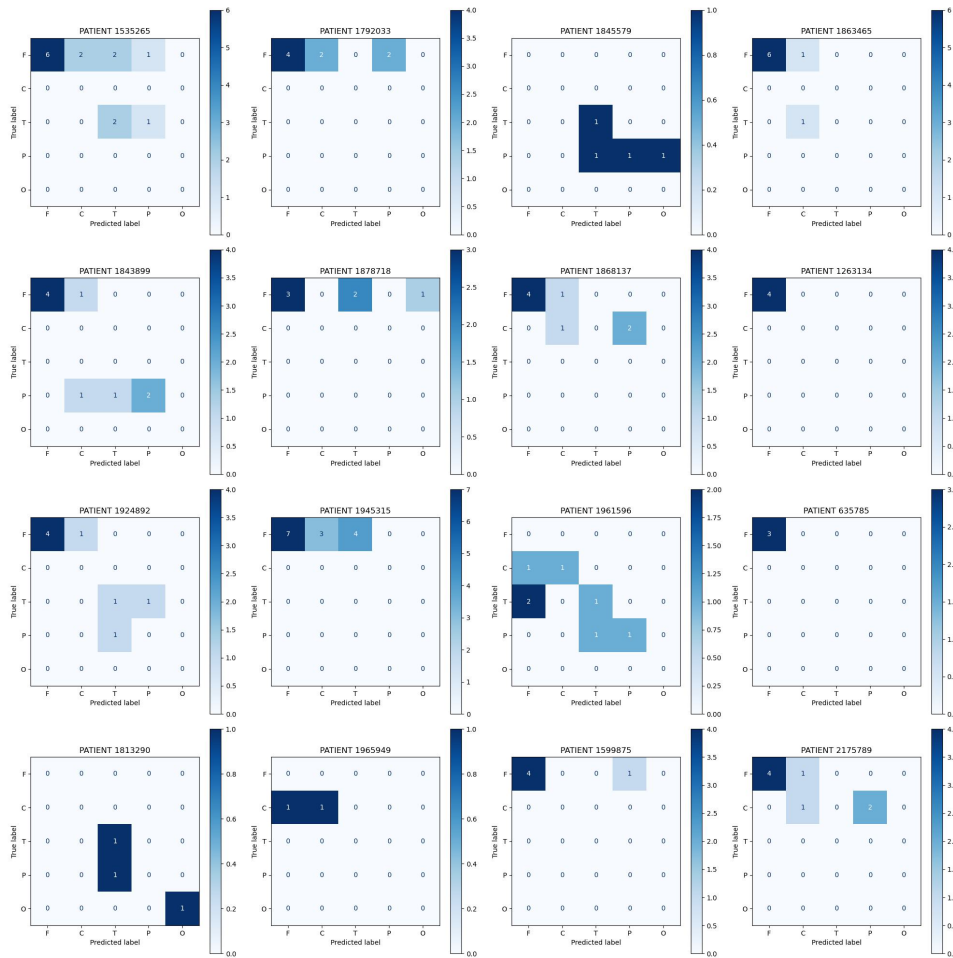


Obrázek B.2: Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s anatomickým dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD I. typu

B. Obrázky a tabulky



Obrázek B.3: Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s horizontálním dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD II. typu



Obrázek B.4: Matice záměn hodnotící přiřazení HDEEG elektrod VEEG elektrodám s anatomickým dělením tříd u pacientů s klinicky klasifikovaným FCD II. typu

Příloha C

Obsah přiloženého CD

euclidean_distanceadresář euklidovské vzdálenosti elektrod
├─ euclidean_distance_fcd1 adresář zahrnující pacienty s FCD I
├─ euclidean_distance_fcd2adresář zahrnující pacienty s FCD II
└─ extractedadresář získaných tabulek a obrázků
├─ gpt adresář s modelovými daty
├─ hdxveadresář s daty porovnávající HDEEG a VEEG
└─ chatgptadresář s daty k extrakci modelem
128coord.csvsoubor se souřadnicemi elektrod
bp_automation.ipynb kód k automatizaci užití modelu
bp_comparation.ipynb kód ke srovnání dat
Epichirdeti-FCDIIabScalpPJe_DATA_2022-10-14_0918.csv soubor s poskytnutými daty
Epichirdeti-FCDIScalpPJe_DATA_2022-10-14_0919.csvsoubor s poskytnutými daty
manual_data.csvsoubor s manuálně tříděnými daty