

Почетен член на "Съвета на Европейската научна и културна общност"

Магистър инж. Аделина Георгиева Кременска

ПРОЕКТИРАНЕ НА МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС
КЪМ РАЗЛИЧНИ УСТРОЙСТВА И УСЛУГИ В ИНТЕРНЕТ
НА НЕЩАТА

АВТОРЕФЕРАТ

на

ДИСЕРТАЦИЯ

за присъждане на образователната и научната степен

“ДОКТОР”

Научна специалност „Приложение на принципите и методите на кибернетиката в
различни области на науката“

Професионално направление: 5.2. Електротехника, електроника и автоматика.

Научни ръководители:

проф. д-р Анна Костадинова Лекова – Институт по Роботика-БАН

проф. д-р Георги Петров Димитров - Университет по библиотекознание и
информационни технологии

София 2024г.

Дисертационният труд е обсъден и допуснат до защита на разширено заседание на секция „Интерактивна роботика и системи за управление” – ИРСУ към Института по роботика при БАН, състояло се на 10.06.2024г.

Докторантката работи в ИР-БАН, ул. „Акад. Г. Бончев”, бл. 2, София. Тя е зачислена в задочна форма на докторантура в секция „ИРСУ” при ИР-БАН.

Изследванията по дисертационния труд са извършени в Института по роботика – БАН.

Дисертацията съдържа: Увод, Четири глави, Заключение, Насоки за бъдеща работа, Приноси на дисертационния труд, Източници, Приложения, 34 фигури, 5 таблици, с общ обем от 134 страници.

Материалите по защитата са на разположение на интересующите се в канцеларията на ИР-БАН, блок 2, стая 406.

Автор: **маг. инж. Аделина Георгиева Кременска**

Заглавие: **„ПРОЕКТИРАНЕ НА МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС КЪМ РАЗЛИЧНИ УСТРОЙСТВА И УСЛУГИ В ИНТЕРНЕТ НА НЕЩАТА”**

I. ОБЩА ХАРАКТЕРИСТИКА НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

Обектната област към която е насочена научната и практическа дейност на докторантурата е Brain-Computer Interface (BCI) или на български Мозъчно-Машинен Интерфейс (ММИ) интегриран в Интернет на Нещата. Предмет на изследването е ЕЕГ базиран ММИ и инструментите за свързване и комуникиране на различни неинвазивни и портативни ММИ устройства и ММИ услуги с други устройства и услуги в Интернет на Нещата. Изследвани са подходи за проектиране на *мисловна интерактивност* между хората и „нещата“, които да дават възможност на хората да контролират директно чрез своите мисли IoT „неща“, като уреди или асистиращи работи в своите умни къщи. Също така са изследвани и възможности за използване на облачни услуги за по-мощни изчисления и анализ на мозъчната активност кодирана в ЕЕГ сигналите или услуги.

Актуалност на проблема

Според новата прогноза на IDC (International Data Corporation) се изчислява, че през 2025 г. ще има 41,6 милиарда свързани IoT устройства или „неща“ (IoT - Интернет на нещата). Хората ще имат възможност за взаимодействие и контрол на широк спектър от ежедневни устройства чрез различни интерфейси: посредством смартфон приложения, умни очила, глас, жестове или нови алтернативи като Интерфейс Мозък-Компютър (BCI) или на български Мозъчно-Машинен Интерфейс (ММИ). Масовото навлизане на свързаността на ежедневните устройства и развитието на мобилния неинвазивен ММИ базиран на енцефалографията (ЕЕГ) ще даде възможност на хората да контролират директно чрез своите мисли IoT „неща“, като уреди или асистиращи работи, в своите умни къщи. Реализирането на такава *мисловна интерактивност* между хората и „нещата“ обаче е изправена пред редица предизвикателства, най-важното от които е правилното интерпретиране на намерението на хората кодирано в необработените ЕЕГ мозъчни сигнали. Те често са с ниска точност поради зашумяване, липса на човешка концентрация или липса на оперативен протокол за използването на ММИ устройството. В протокола трябва да се конфигурират броя ЕЕГ канали и тяхното местоположение, обучението на софтуера и времевите характеристики за улавяне на намерението. Предварителната обработка на мозъчните сигнали и последващото им класифициране и транслиране в IoT команди към устройства и услуги изискват работа в екип на невролози, био-медицински инженери и компютърни учени. Много често това сътрудничество е невъзможно и изследователите изпитват трудности, когато се опитват

да използват наличните софтуерни инструменти „за общо предназначение“ тъй като допълнителни умения в програмирането са необходими за използването им. От друга страна, компютърните специалисти са изправени пред трудности при проектирането на потребителски ММИ приложения за IoT поради липса на неврологична експертиза и универсални ЕЕГ характеристики. Повечето разработени ММИ приложения са за конкретно ММИ устройството и предназначение. Друго предизвикателство при комуникацията „мозък към IoT обект“ е липсата на съвместимост между различни устройства и софтуер в IoT. Предаването на данни в IoT и управлението изискват използване на специфични протоколи като MQTT, OPC UA и др. Благодарение на нарастващата тенденция за софтуер с отворен код в Интернет на нещата се отключват нови възможности за свързаността между хората и „нещата“ благодарение на устройства предоставящи приложни програмни класове с отворен код, които могат да бъдат достъпни без да се налага използване на специфични протоколи. Отвореният код е ключът към по-бързия напредък в областта, тъй като улеснява споделяне на добри практики и ангажира повече ресурси в научноизследователска и развойна дейност

Цел и задачи на дисертационния труд

Общата цел на дисертацията е да се създаде системна архитектура, изградена по нов концептуален модел за проектиране на Мозъчно-Машинен Интерфейс (ММИ), приложим към различни ЕЕГ устройства и услуги в IoT, в която да бъде интегриран нов софтуерен инструментариум с отворен код за разработване на приложения за ММИ в IoT чрез графичен интерфейс за визуално програмиране.

За постигане на поставената цел в дисертацията, са формулирани следните задачи:

- 1) Критичен анализ на научните разработки на учените от страната и чужбина, посветени на темата на дисертацията. Изучаване на съществуващи софтуерни продукти имащи отношение към темата на докторантурата, като целта е да изберат най-подходящите.
- 2) Проектиране и разработване на иновативен модел за регистриране, предаване, анализ и обработка на ЕЕГ сигнали с цел преобразуването им в команди за управление на устройства и услуги в Интернет на нещата.
- 3) Изследване, проектиране и разработване на оригинални методи и алгоритми за регистриране, предаване, анализ и транслиране на ЕЕГ сигнали за управление на устройства и услуги в IoT. Проектиране и разработване на софтуер с отворен код, който

да може да се приложи за различни ЕЕГ устройства с възможност за предаване на ЕЕГ данни, характеристики и метрики през Интернет без умения в програмирането.

4) Експериментални изследвания на разработения софтуер за верификация на проектиран и разработен ЕЕГ базиран ММИ за свързване към различни устройства и услуги в IoT. Разработване на нов протокол за етични експериментални изследвания на степента на концентрация за правилно интерпретиране на намерението на хората кодирано в ЕЕГ мозъчни сигнали. Статистически анализ на регистрираните ЕЕГ сигнали.

Методология на изследването

За преодоляване на предизвикателствата в обектната област е изследван, проектиран и разработен иновативен модел, предоставящ интелигентен и удобен за потребителя подход за регистриране и интерпретиране на мозъчните вълни в Интернет на Нещата. Моделът позволява контролиране чрез намерения на IoT „неща“ без необходимост от използване на специфични протоколи за предаване на данни към IoT устройства и услуги. Въз основа на този модел е изградена системна архитектура, използваща новоразработен софтуер с отворен код, предоставящ лесен начин (без умения в програмирането) за конфигуриране на различни ЕЕГ устройства, типа на данните и желаните електроди. Чрез този софтуер съответните приложни програмни интерфейси (API) с правилни аргументи биват извиквани в Интернет на Нещата. Така от една страна могат да се изпращат ЕЕГ сигналите към облачни структури за по-мощни изчисления и анализ на мозъчната активност, а от друга се разширява свързаността на ММИ с други IoT устройства и услуги. В резултат, интеграцията на модела допринася за интегрирането на мозъчно-машинния интерфейс в ежедневието, предоставяйки иновативни възможности за комуникация и управление в различни аспекти на живота като здравеопазването и смарт системите за домашната автоматизация.

Научни публикации

Основните резултати от дисертационния труд са публикувани в 4 статии, издадени в периода 2022-2024 г. Те са докладвани на международни конференции и са издадени в томовете на тези конференции в пълен текст. Публикациите са в авторски колектив. Списък на публикациите е даден в края на автореферата.

Забелязани цитирания

По представените публикации има направени 2 цитирания. Списък на цитиранията е представен в края на автореферата.

Обем и структура на дисертационния труд

Дисертационният труд се състои от увод, 4 глави, заключение, приноси, списък на използваната литература и приложения. Дисертацията е разработена в общ обем от 134 страници. Изложението съдържа 5 таблици и 34 фигури, чиито номера в автореферата съвпадат с тези в дисертацията. Номерацията на точките и подточките също съответства на тази от дисертационния труд. Приложенията са оформени на 43 страници, включващи списък със забелязани цитирания и кодове на софтуерни програми.

II. СЪДЪРЖАНИЕ НА ДИСЕРТАЦИЯТА

ГЛАВА 1 ОБЗОРЕН АНАЛИЗ НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПРОЕКТИРАНЕ И ПРИЛОЖЕНИЕ НА МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС

1.2. Обзорен анализ на технологии за проектиране и приложение на ММИ

1.2.1. Проучване на литературни източници и достижения по света в предметната област на научните изследвания.

Изучен е чуждестранния опит в областта на проектиране и приложение на Мозъчно Машинен Интерфейс като цяло и по-конкретно за интегрирането му в IoT.

1.2.2. Преглед и проучване на съществуващи хардуерни продукти имащи отношение към темата на докторантурата

Има два основни метода за регистриране на ЕЕГ сигнали: безжичен или жичен. Обикновено се извършват измервания на ЕЕГ сигнала, използвайки множество електроди, вариращи от 1 до около 256. Тези електроди най-често се закрепват с помощта на еластична шапка. Контактът между електродите и кожата може да се увеличи чрез използване на проводящ гел или паста. Една от привлекателните характеристики на безжичните слушалки за ЕЕГ е, че са неинвазивни и портативни. Освен това не пречат на движението на потребителя.

За целта на тази дисертация е използван OpenBCI DIY Neurotechnologist's Starter Kit с 16 канала. Този комплект включва 1 брой каска Ultracortex Mark IV Print-It-Yourself Headset 16-channel, 1 брой платка OpenBCI Cyton Board, 1 брой модулна платка OpenBCI Daisy Module, 1 брой ЕМГ/ЕКГ кабели за щракващи електроди, 2 броя EMG/ECG електроди с твърд гел от пяна (30/пакет), 1 брой ЕЕГ Сухи гребенови електроди 5 мм.

Платката Cyton OpenBCI е съвместима с Arduino и представлява 8-канален невронен интерфейс с 32-битов процесор. В основата на платката е внедрен микроконтролер PIC32MX250F128B, което осигурява много локална памет и бързи скорости на обработка. Платката се предлага предварително флаширана с chipKIT™ bootloader и най-новия фърмуер на OpenBCI. Данните се вземат при 250Hz на всеки от осемте канала.

Модулна платка Daisy Module се включва в OpenBCI Cyton Board като заедно могат да се използват за вземане на проби от до 16 канала на мозъчна активност (EEG), мускулна активност (EMG) и сърдечна дейност (ЕКГ). Системата комуникира безжично с компютър чрез OpenBCI USB ключ (dongle), използвайки радио модули RFDuino. Освен това може да комуникира безжично с всяко мобилно устройство или таблет,

съвместими с Bluetooth Low Energy (BLE). CytonDaisy Board взема проби от данни при 125 Hz на всеки от своите 16 канала (фиг.5).



Фиг.5 Платки Cyton и Daisy

1.2.3. Преглед и проучване на съществуващи софтуерни технологии за проектиране на ММИ

Най-често използваните софтуерни продукти за обработка на ЕЕГ данни са: OpenBCI, OpenBCI Python SDK, BrainFlow, EEGLAB в MATLAB, Openvibe, EmotivBCI в Node-RED, BCI2000, BCI LAB в MATLAB, както и специализираните софтуерни библиотеки на Питон за математически операции и визуализиране на данни: NumPy, Scipy, Simps, Matplotlib, Seaborn.

BrainFlow [51] е библиотека, предназначена да получава, разделя и анализира ЕЕГ, ЕМГ, ЕКГ и други видове данни от био сензори. Тя предоставя единен приложен програмен интерфейс (Application Programming Interface - API) за събиране на данни за всички поддържани платки, това означава, че може да се превключват платките без никакви промени в кода и приложенията отгоре на BrainFlow са независими от платката. Също така има мощен API за обработка на сигнала, който може да се използва дори без BCI слушалки. И двата приложни програмни интерфейса (API) са едни и същи за всички свързвания. BrainFlow използва 8 езикови обвързвания, като има дълбока интеграция в Python, C++, Java, C# и поддържа Julia, Matlab, R и Rust. Във всички обвързвания се използва един и същ API. BrainFlow се използва като софтуерна рамка за изграждане на BCI приложения чрез конвенционални езици за програмиране и поддържа повече от десет производителя на ЕЕГ-базирани BCI устройства. В изградената архитектура е използвана библиотеката BrainFlow Python версия 5.1.0., за да бъде успешно интегриран API в платформата на Node-RED.

API за събиране на данни на BrainFlow не зависи от използваната платка, така че за да се избере конкретна платка, трябва да се предаде BrainFlow идентификатора на платката към BoardShim конструктора и екземпляр на структурата BrainFlowInputParams, която трябва да съдържа информация за конкретна платка. По този начин се позволява превключване на платки без основни промени в кода.

BrainFlow API има три основни модула:

- BoardShim – има за цел да чете данни от платка. Този модул извиква методи от основната библиотека на BoardController.
- DataFilter – модул за извършване на обработка на сигнали. Той извиква методи от основната библиотека DataHandler.
- MLModel – модул за изчисляване на производни показатели. MLModel извиква методи от основната библиотека MLModule.

Тези класове са независими, така че при необходимост, API BrainFlow може да се използва само за поточно предаване на данни, а отделно от интерфейса да се извършва обработка на сигналите или обратно. За ЕЕГ каналите BrainFlow връща μV , когато е възможно. За отчитане на време BrainFlow използва UNIX, като този брояч започва в епохата на Unix на 1 януари 1970 г. в UTC. Точността е микросекунда, но за някои платки времевите марки се генерират от страна на компютъра веднага след получаване на пакетите.

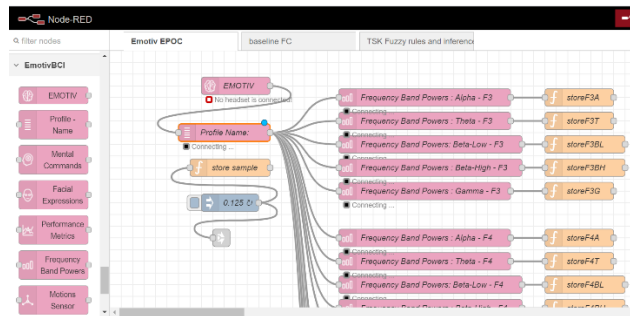
ГЛАВА 2 СИСТЕМНО ИЗСЛЕДВАНЕ НА СОФТУЕРНИ МЕТОДИ ЗА ПРОЕКТИРАНЕ И ИНТЕГРИРАНЕ НА ЕЕГ БАЗИРАН МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС В ИНТЕРНЕТ НА НЕЩАТА

Изследвани са над 20 технологии за програмиране в IoT и за програмиране на ММИ в IoT.

2.3. Избор на софтуерни технологии за програмиране на ММИ в Интернет на Нещата

За целта на дисертацията е избрана IoT технологията на IBM - Node-RED [68], необходима, за да се разработи софтуер с отворен код, който да може да използва приложните програмни интерфейси на устройства и услуги и да ги трансформира в „неща“. Node-RED е инструмент за програмиране базиран на потоци (фиг.9) и осигурява свързаност на устройства и услуги в IoT или към облачни структури. Програмирането базирано на потоци е начин за описване на поведението на дадено приложение като

мрежа от черни кутии, или възли (nodes), както се наричат в NodeRED. Свързването на възли чрез начертване на линия между тях създава така наречените „потоци“.



Фиг. 9 Node-RED поток за предаване на ЕЕГ времеви серии

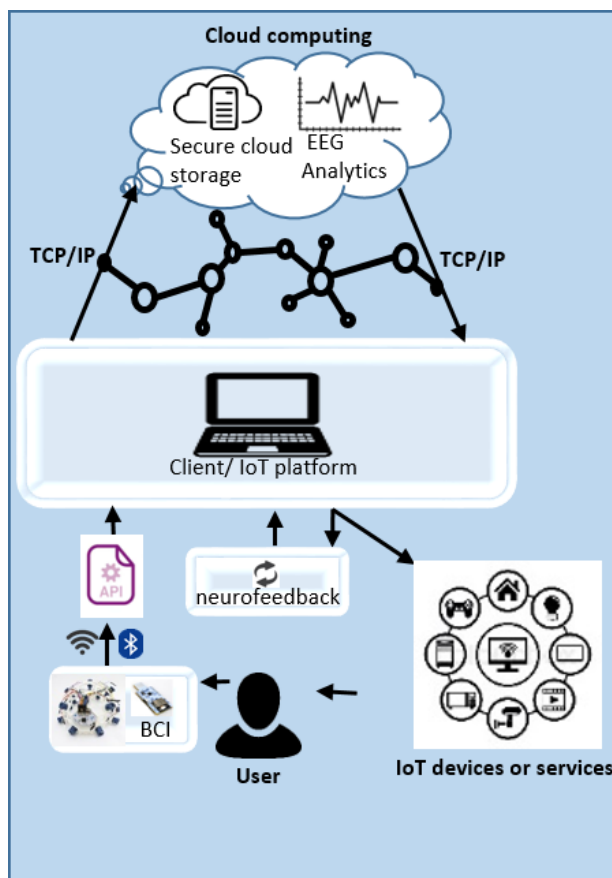
Софтуерът Node-RED предоставя възможност за управление на моделите в Node-RED от множество потребители в облака чрез продукта Front End за Node-RED (FRED).

2.4. Иновативен модел за предаване, анализ и обработка на ЕЕГ сигнали и преобразуването им в команди за управление на устройствата и услуги в Интернет на нещата

В резултат на систематичните изследвания в тази глава и задачата за разработване на софтуер с отворен код, който да използва приложните програмни интерфейси на устройствата и услуги с цел да ги трансформира в „неща“, е разработен иновативен модел (фиг. 11) за предаване, анализ и обработка на ЕЕГ сигнали и преобразуването им в команди за управление на устройствата и услуги в Интернет на нещата.

Моделът е концептуален и описва основните компоненти за управление и контрол на свързаността между ММИ устройство и IoT. В него ММИ устройството трябва да се трансформира в „нещо“, за да се установи свързаност и да се осигури пренос на данни в мрежата или облака за съхранение, изчисления и анализи, както и да се осигури възможност за създаване на връзки към други устройства или услуги в IoT. ММИ устройствата могат да пренасят безжично информация през bluetooth или Wi-fi, а някои поддържат и двете опции. За осъществяване на свързаността на ММИ устройството с IoT е необходимо осигуряването на приложно програмен интерфейс (API) за интегриране с IoT платформа, който да дава възможност да се управлява конфигурацията на ММИ устройството през IoT платформата и така ММИ устройството да се трансформира в „нещо“. Някои IoT платформи разполагат с вградени API за определени ММИ устройства. Самата IoT платформата в модела осигурява шлюз (gateway) към IoT и действа като брокер на съобщения, който може да се справи с хетерогенността на IoT

устройства и има възможност да се мащабира спрямо техния брой и размерност на данните. Моделът предоставя възможност за по-ефективни изчисления, анализи на и сигурно съхранение на ЕЕГ данни в облачна структура. Облачните изчисления предоставят лесен и мащабируем достъп до изчислителните ресурси. Връзката към облака е посредством TCP/IP интернет протокол, а самият облак може да е частен или публичен. В моделът е заложена и опция за неврофидбек (или неврофийдбек), което е вид биофидбек, при който невронната активност се измерва и представя чрез един или повече сензорни канала на участника в реално време, за да се улесни саморегулацията на предполагаемите невронни субстрати (невронен субстрат е термин, използван в неврологията за посочване на частта от централната нервна система, която лежи в основата на специфичен поведенчески, когнитивен процес или психическо състояние), които са в основата на определено поведение или патология. Представеният иновативният модел е изцяло независещ от използваните крайни устройства и услуги в Интернет на Нещата.



Фиг. 11 Модел на ЕЕГ ММИ за IoT

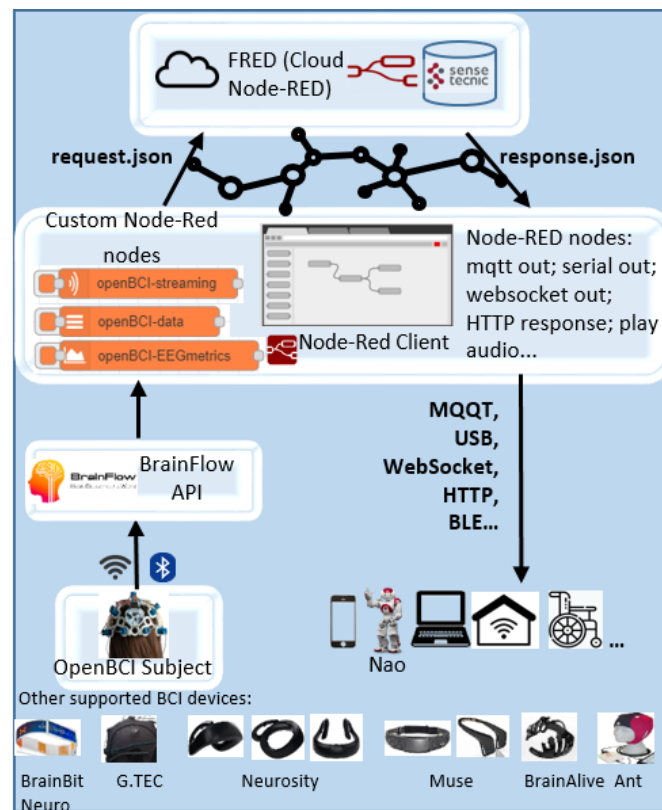
Моделът е верифициран чрез системна архитектура, използваща IoT технологията на IBM - Node-RED. В нея ЕЕГ сигналите може да са получени от различни ММИ

устройства, които се поддържат от приложни програмни интерфейси в BrainFlow, а обработката на ЕЕГ сигналите може да бъде осъществена локално или в облачна структура чрез използване на платформата FRED.

ГЛАВА 3 РАЗРАБОТВАНЕ НА ОРИГИНАЛНИ МЕТОДИ И АЛГОРИТМИ ЗА ПРОЕКТИРАНЕ И ИНТЕГРИРАНЕ НА ЕЕГ БАЗИРАН МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС В ИНТЕРНЕТ НА НЕЩАТА

3.1. Системна архитектура

За целите на задачите, поставени в тази глава от дисертацията и верификация на разработения иновативен модел в ГЛАВА 2, е проектирана и разработена системна архитектура на ЕЕГ мозъчно-машинен интерфейс за комуникация с устройства и услуги в Интернет на Нещата с възможности за приложение в практиката (фиг. 12).



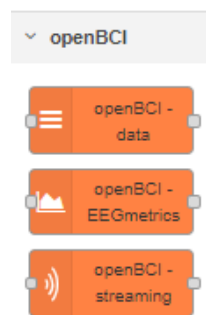
Фиг. 12 Системна архитектура на ЕЕГ ММИ за IoT

В процеса на разработката на дисертацията за регистриране на ЕЕГ сигнали е използвано неинвазивно и портативно ЕЕГ устройство OpenBCI, но в изградената архитектура може да бъде използвано и друго устройство, което се поддържа от библиотеката BrainFlow. Измерените ЕЕГ данни се предават посредством Bluetooth към

платформата Node-RED като архитектурата позволява и пренос на данни през WI-FI. Node-RED се използва като базиран на браузър инструмент за програмиране на потоци и действия като шлюз към IoT. Чрез него могат да се подават заявки в json формат към платформата FRED, която се използва за облачни изчисления в облака Sensetecnic. По този начин BCI устройството може да се свърже с поддържаните в облака изчислителни услуги на Node-RED за последващи действия с IoT устройство(а) или услуга(и). В зависимост от изградените логически връзки, FRED дава възможност да се връща резултат в json формат към Node-RED за последваща употреба. Тази архитектура осигурява възможност на потребителя да използва различни EEG устройства като за целта са проектирани и са добавени в библиотеката на Node-RED три нови възли (фиг. 13) - „*openBCI-streaming*“, „*openBCI-Data*“ и „*openBCI-EEGmetrics*“. Това са персонализирани възли с достъп до BrainFlow API в съответствие с избраното устройство и нуждите за обработка. BrainFlow е софтуерна рамка за изграждане на BCI приложения чрез конвенционални езици за програмиране и поддържа повече от двадесет EEG-базирани BCI устройства. Новите възли допринасят за трансформирането на тези BCI устройства в „неща“ само чрез визуално програмиране в Node-RED и без да се налага да се пише какъвто и да е програмен код. По този начин се разширяват възможностите на Node-RED и се предоставя лесен начин за потребителите на OpenBCI да определят идентификатора на платката, типа данни и електродите, които представляват интерес. Въз основа на входните стойности, въведени в потребителските настройки на възлите, JavaScript файл в рамките на възела обработва и предава параметрите на API на Brainflow. Предаването на параметрите се извършва посредством child процес, който осъществява връзка от Node.js сървъра на Node-RED към API на Brainflow, откъдето се генерира изхода във формат JSON. Връзката между Node.js и API на Brainflow представлява ново разработен файл със софтуерен код на език python, използващ библиотеките на Brainflow. Файлът приема параметрите, подадени чрез child процеса от рамките на възела. Той е с разширение .py и е създаден за осъществяване на задачите в тази глава на дисертация. Всеки един от новосъздадените възли съдържа такъв файл в директорията си, но се различават в зависимост от функционалностите на конкретния възел. Платформата Node-RED предоставя и различни изходни възли, които могат да се използват, като: mqtt out, serial out, http response, play audio, generic-BLE out и т.н за последващо предаване на данните към IoT.

3.2. Оригинални методи и алгоритми за визуално програмиране и интегриране на мозъчно-машинен интерфейс в уеб среда базирана на потоци

Въз основа на предложения модел са разработени оригинални методи и алгоритми за визуално програмиране и интегриране на мозъчно-машинен интерфейс в уеб среда базирана на потоци, които са успешно валидирани с помощта на OpenBCI устройство, библиотека BrainFlow, Node-RED, Front End за Node-RED в облака (FRED), Arduino роботизирана ръка и Fuzzy модел в Node-RED. Тези методи и алгоритми са обединени в новосъздаден инструментариум (toolkit) OpenBCI в платформата Node-RED, който може да се прилага към повече от 20 EEG базирани устройства (фиг. 13).



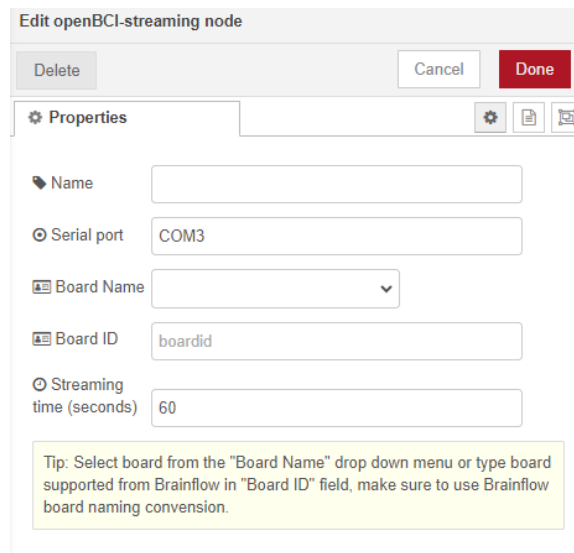
Фиг. 13 Визуализация на новите възли в палитрата на Node-RED в новосъздадената категория openBCI

В началото на разработката бе установено, че когато EEG устройствата предават данни през COM порт, посредством USB донгъл, не е възможно да се стартира повече от един процес към конкретния порт, т.е. само една сесия може да бъде стартирана към един COM порт. Това ограничава паралелното събиране и обработка на данни от различно естество и/или от различни електроди, като задължава всички условия да са структурирани само в един процес и една сесия. Това ограничение е в противоречие с частта от концепцията на визуалното програмиране за логическо разделяне на процес на множество микро процеси, с цел осъществяване на различни комбинации/ сценарии, отговарящи на специфичните нужди на потребителя. За да бъде превъзможнато това ограничение бе разработен оригинален метод в платформата на Node-RED, базиран на платката за стрийминг на BrainFlow. Тази платка може да предава поточно данни към различни дестинации като файл, сокет и т.н. директно от BrainFlow и на практика действа като потребител на данни, предавани от главния процес. В разработения метод при първоначално отваряне на сесия към OpenBCI платка се добавя функция за стрийминг към сокет с валиден мултикаст адрес и порт. При всеки следващ процес за събиране и/или

обработка на данни, не се стартира сесия към основната платка, а към стрийминг платката на BrainFlow. Така главният процес към COM порта остава само един, а потребителят има възможност да конфигурира чрез визуално програмиране множество микро процеси.

3.2.1. Възел „openBCI-streaming“

За стартиране на главния процес към OpenBCI платката в Node-RED е създаден нов възел „openBCI-streaming“. Възелът е конфигуриран с бутон за моментално стартиране, както и с вход за стартиране посредством друг Node-RED възел. Възелът е дефиниран да се локализира след инсталация в новосъздадената за целта на дисертацията категория openBCI в палитрата на Node-RED. След отваряне на възелът с двоен клик се визуализират потребителските настройки на възела (фиг. 14).



Фиг. 14 Потребителски настройки на възел „openBCI-streaming“

Алгоритъмът на работа на възела включва задължителни полета за въвеждане от потребителя „Board Name“ („Име на платката“) или „Board ID“ („ID на платката“), „Serial port“ („Сериен порт“) и „Streaming time (seconds)“ („Време за стрийминг (в секунди)“). Ако някое от тези полета не е попълнено, възелът връща грешка „Input data not provided in openBCI-streaming node.“ в debug конзолата на Node-RED в момента на натискане на бутонът „Deploy“ на платформата Node-RED. Полето „Name“ („Име“) не е задължително, а е в случай, че потребителя желае да преименува възела. При задаване на настройките от потребителя е необходимо потребителят да знае точния COM порт, който използва EEG устройството на потребителя, за да бъде регистрирана сесия. При отваряне възелът

е конфигуриран да показва примерна стойност „COM3“ в поле „Serial port“ и стойност „60“ в поле „Streaming time (seconds)“ за улеснение на потребителя. Полето „Име на платката“ („Board Name“) е дефинирано като падащо меню от OpenBCI платки в API Brainflow и при избор на опция от менюто, текстовото поле „Board ID“ се деактивира посредством JavaScript. По същия начин JS деактивира полето „Board Name“ при попълнено поле „Board ID“. За стартиране на сесия може да се използва само едно от двете полета и тази автоматика е добавена, за да се избегнат потребителски грешки при стартиране на възела. Тази автоматика е реализирана и в трите нови възли, създадени за постигане на целта на дисертацията. За по-голямо яснота, във визуализацията на възела е добавен и съвет (Tip): Изберете платка от падащото меню „Име на платка“ или въведете ИД на платка, поддържана от Brainflow в полето „ID на платка“, уверете се, че използвате конвенцията за именуване на платка на Brainflow (таблица 2).

Таблица 2. Конвенция за именуване на OpenBCI платки в API Brainflow

Платка	ИД на платка
Cyton	0
Ganglion	1
Cyton Daisy	2
Ganglion WIFI	4
Cyton WIFI	5
Cyton Daisy WIFI	6
Ganglion native	46

След стартиране на възела, алгоритъмът стартира сесия към „streaming“ платката на Brainflow и връща съобщение „Start stream“, което информира потребителя, че сесията е стартирана. Съобщението може да се визуализира в конзолата на Node-RED чрез възелът „debug“ от основната палитра на софтуера. След изтичане на времето, зададено от потребителя в поле „Streaming time (seconds)“, възелът изпраща съобщение json формат за край на сесията „Stop stream“.

3.2.2. Възел „openBCI-data“

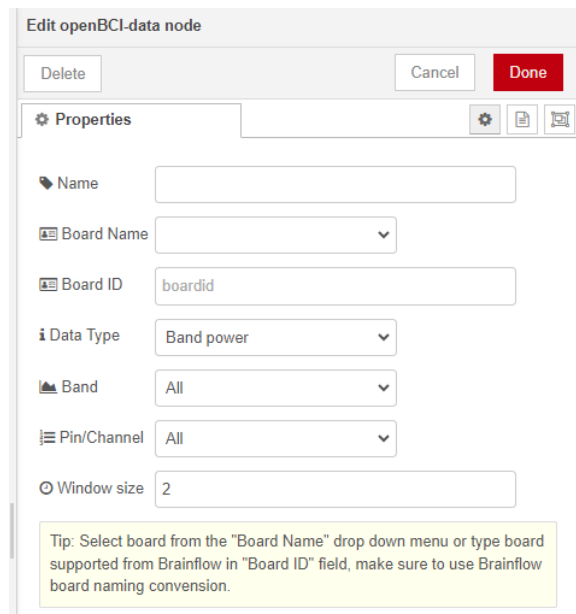
Възелът „openBCI-data“ е с най-много функционалности от трите новосъздадени възли и изпълнява оригинален алгоритъм за достъпване на сурови данни от ЕЕГ устройството, обработване чрез предефинирани филтри и изчисляване на мощностите на шест честотни ленти на ЕЕГ сигнала в реално време. Този възел работи само и

единствено при условие, че вече има стартиран и работещ „openBCI-streaming“ възел, тъй като алгоритъмът чете данните именно от него. В потребителските настройки на възела (фиг. 15), както при „streaming“ възела, е задължително въвеждане на едно от полетата „Board Name“ („Име на платката“) или „Board ID“ („ID на платката“).

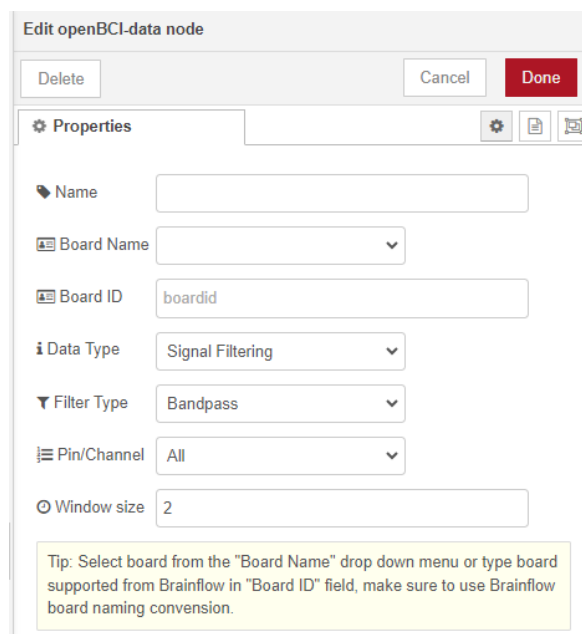
Фиг. 15 Потребителски настройки на възел „openBCI-data“ с тип данни „RAW“

Допълнително условие за този възел е задължително да се посочи име или id на платката, идентично с посоченото в „streaming“ възела, в противен случай възелът няма да се стартира. При първоначално отваряне на настройките на възела, падащото меню „Data type“ („Тип данни“) е дефинирано със стойност „RAW“. Тази опция позволява на потребителя достъп до суровите данни, получени от ЕЕГ устройството. Прозорецът от време за което се визуализират данни се задава чрез поле „Window size“, а стойността която се подава е в секунди. При избор на втората опция „Band power“ (фиг. 16) на падащото меню „Data type“ се визуализира допълнително поле „Band“ в менюто с потребителски настройки.

То съдържа опциите „Alpha“, „Theta“, „Gamma“, „Highbeta“, „Lowbeta“, „Delta“, „Gamma“ и „All“. При избор на една от опциите, алгоритъмът изчислява мощността на избраната честотна лента за избрания канал на използваната платка и връща резултат в json формат. Последната опция от падащото меню „Data type“ е „Signal filtering“ („Филтриране на сигнала“) (фиг. 17).



Фиг. 16 Потребителски настройки на възел „openBCI-data“ с тип данни „Band power“



Фиг. 17 Потребителски настройки на възел „openBCI-data“ с тип данни „Signal filtering“

При избор на този тип данни се визуализира допълнително меню за избор на типа филтър „Filter type“. Това меню съдържа опциите „Bandpass“, „Bandstop“, „Lowpass“, „Highpass“, „Rolling filter“ и „Remove environmental noise“. При стартиране на възела с избран тип филтър от менюто, алгоритъмът на възела филтрира суровите данни от избрания канал спрямо зададения филтър и връща резултат в json формат. Ако някое от

задължителните полета не е попълнено, възелът връща грешка „Input data not provided in openBCI-data node.“ в debug конзолата на Node-RED.

3.2.3. Възел „openBCI-EEGmetrics“

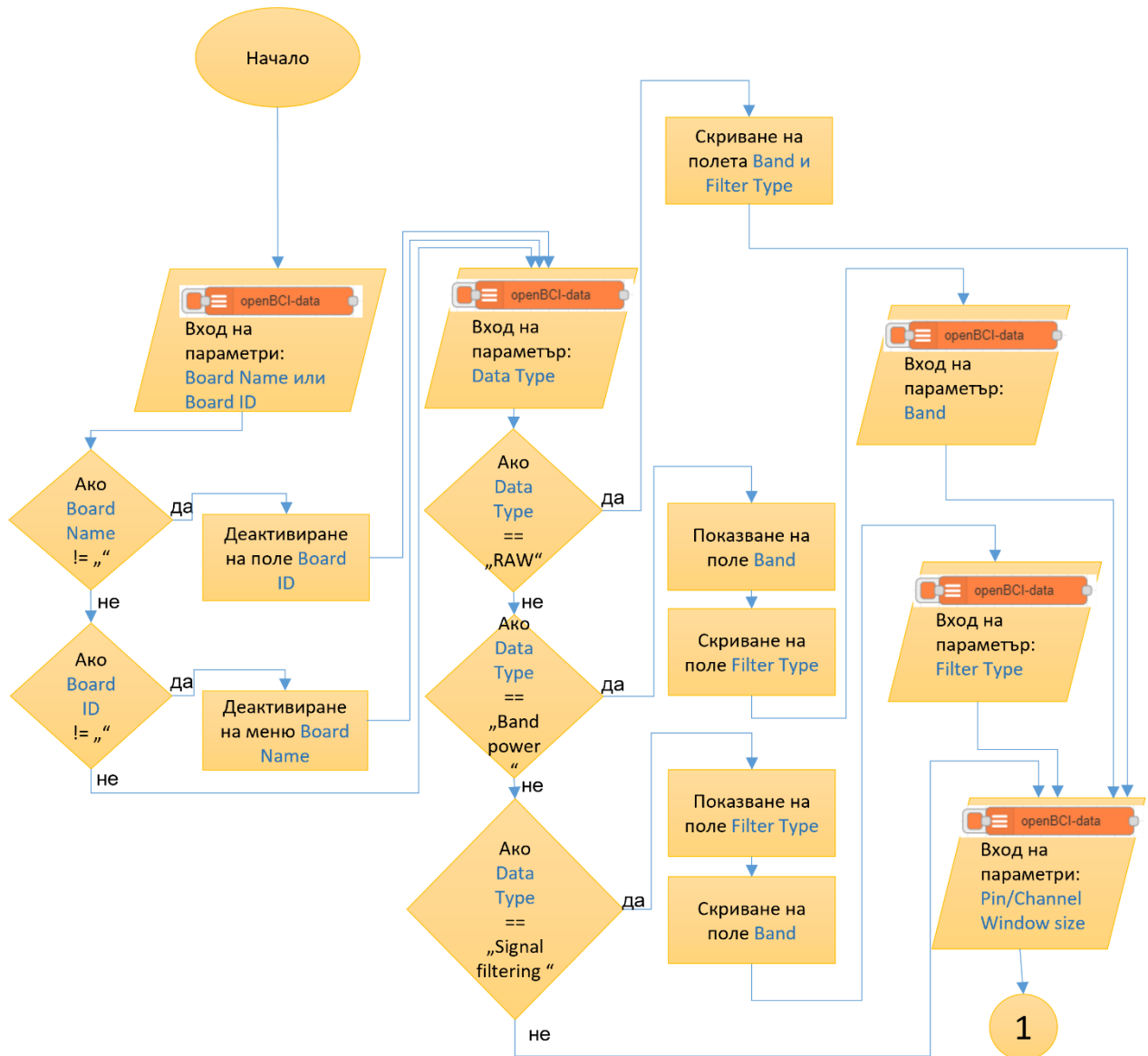
Третият новосъздаден възел „openBCI-EEGmetrics“ дава възможност на потребителя да следи нивата на фокусиране на обекта свързан с EEG устройството. В настройките на възела (фиг. 18) е конфигурирано падащо меню „Metric type“ (Тип показател) с опции „Relaxation“ („Релаксация“) и „Concentration“ („Концентрация“).

Фиг. 18 Потребителски настройки на възел „openBCI-EEGmetrics“

Алгоритъмът за изчисление на показателите е интегриран от API на Brainflow, като за „Релаксация“ разглежда FFT стойности, свързани с делта, тета и алфа мозъчни вълни, докато за „Концентрация“ разглежда бета и гама мозъчни вълни. Релаксацията обикновено се постига чрез „медитиране“ със затворени очи, докато концентрацията може да се постигне чрез съсредоточено фокусиране с отворени очи. Стойностите, които връща алгоритъмът са в обхвата между 0 и 1. В API на Brainflow има възможност за този алгоритъм да се задава класификатор по избор (Regression, KNN, SVM или LDA), но по препоръка на OpenBCI в новосъздадения възел е заложено класификаторът винаги да е Regression. За изчисленията се използват всички канали на използваното EEG устройство, а използвания прозорец от време (в секунди) се задава от потребителските настройки в поле „Window size“ за изчисляване на средната мощност на честотната лента.

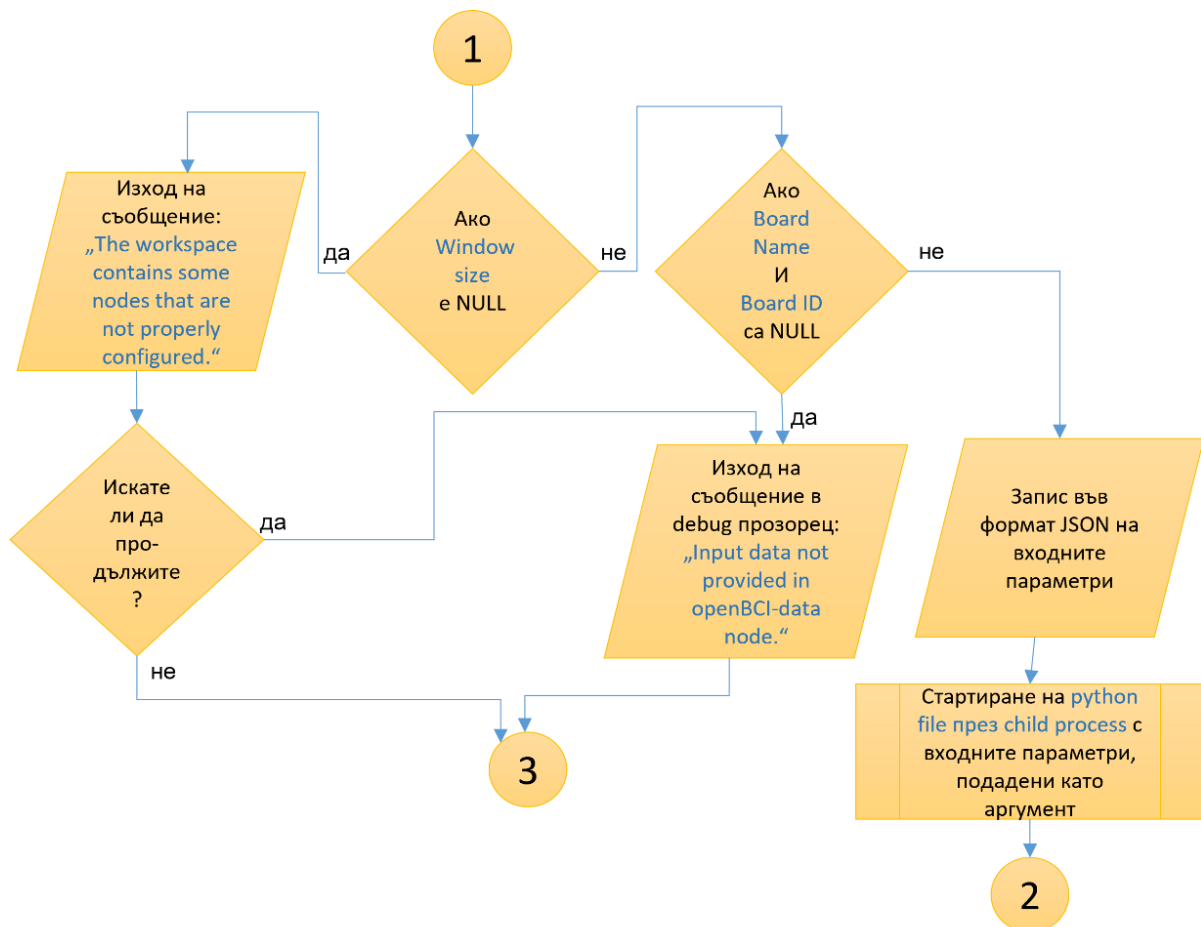
3.2.4. Блок-схема на алгоритмите

Разработена е подробна блок-схема за новия възел „openBCI-data“. Тя илюстрира принципа на работа на разработените оригинални методи и алгоритми в цялостния работен процес на новия възел. Самият възел съчетава в себе си различни софтуерни технологии и езици като html, JavaScript, python, express и други, а блок-схемата изобразява логическите връзки между тях. Разработената схема е конкретизирана за възелът „openBCI-data“, но основните ѝ принципи на работа са валидни и за другите два новосъздадени възела - „openBCI-streaming“ и „openBCI-EEGmetrics“. Предна част на възела „openBCI-data“ (фиг. 19), отговаряща за визуализацията на възела, е изградена чрез html и JavaScript. Фиг. 19 илюстрира логическите принципи във файл с разширение .html в директорията на възела.



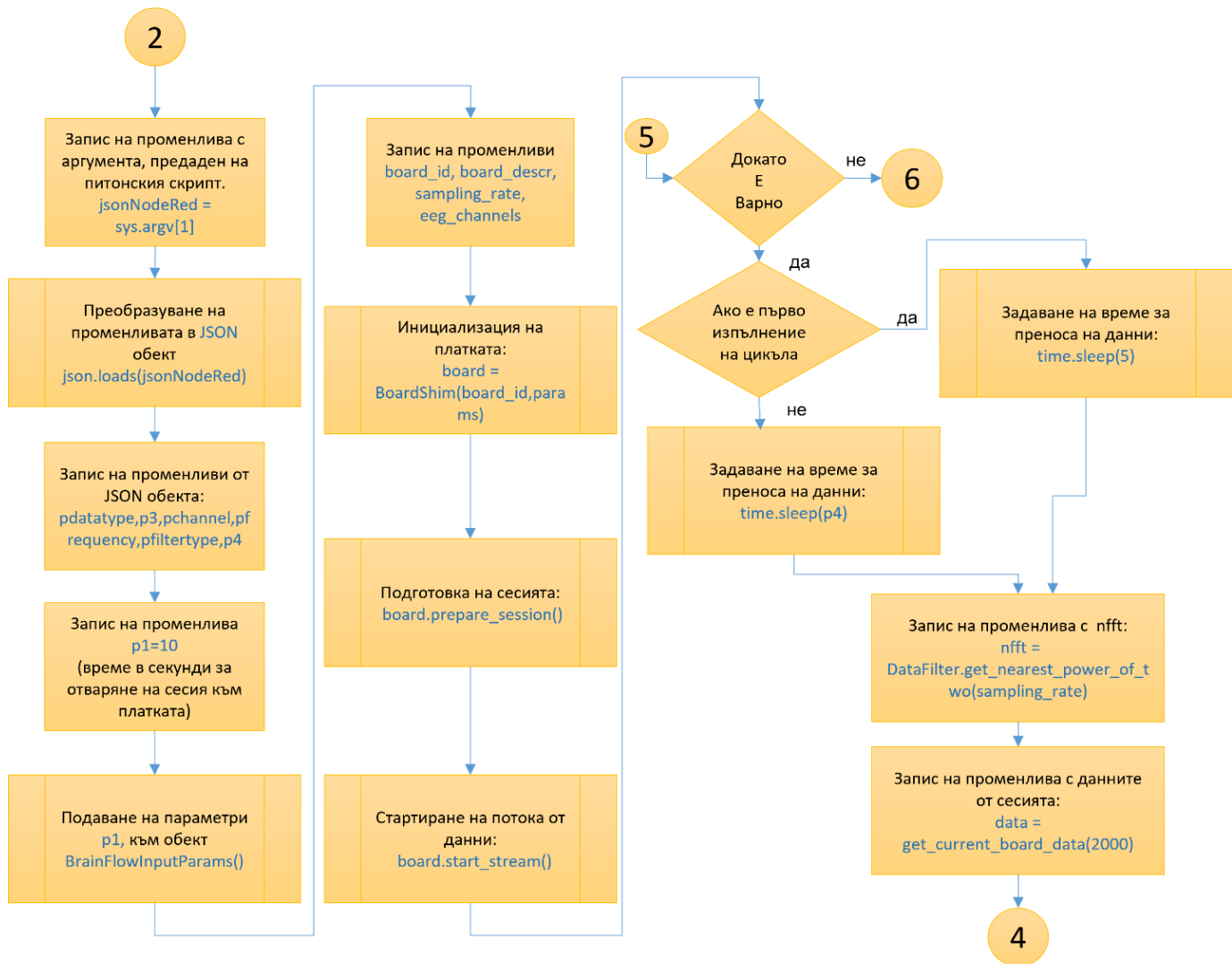
Фиг. 19 Предна част (front-end) на възела „openBCI-data“

Задната част на възела „openBCI-data“ (Фиг. 20) е изцяло изградена от софтуерен код на език JavaScript. Фиг. 18 изобразява логическите принципи в двата файла с разширение .js в директорията на възела.

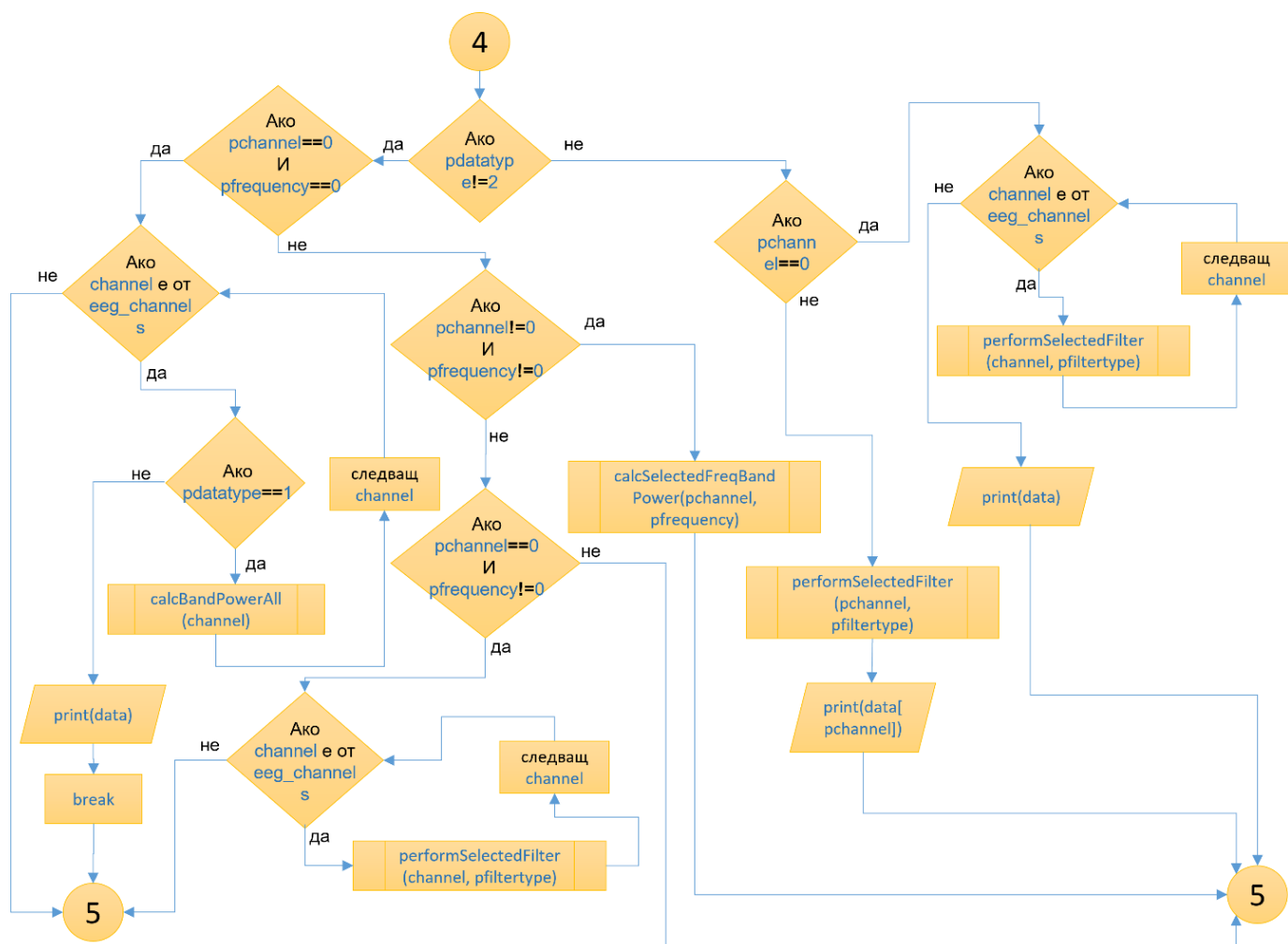


Фиг. 20 Задна част (back-end) на възела „openBCI-data“

Фиг. 21 и 22 касаят частта на възела „openBCI-data“ за събиране и обработка на ЕЕГ данни, а именно файлът с разширение .py от директорията на възела. Това е частта в която се интегрира ППИ на Brainflow, посредством софтуерен език python. Краят на процесите на възела „openBCI-data“ е изобразен на фиг. 23.



Фиг. 21 Част 1 на възела „openVCI-data“ за събиране и обработка на ЕЕГ данни



Фиг. 22 Част 2 на възела „openBCI-data“ за събиране и обработка на ЕЕГ данни



Фиг. 23 Край на възела „openBCI-data“

3.3. Създаване на нов възел в платформата Node-RED

За да се разширяват възможностите на Node-RED спрямо потребностите на потребителите, платформата предоставя възможност за разработване и интегриране на персонализирани възли. За създаване на такъв възел е необходимо за начало да се създаде директория във файловото пространство, съдържаща три типа файлове – package.json, js и html. Файлът package.json, е стандартен и се използва от модулите Node.js за описание на тяхното съдържание. Също така този файл се използва за пакетирание на всички файлове в директорията заедно като npm модул.

3.3.1. Файл .html

Предният край на възела (front-end) се дефинира в HTML файла на възела и се изпълнява в редактора на Node-RED, в уеб браузъра. Файлът с разширение .html на възела определя как възелът се визуализира в платформата на Node-RED. Той съдържа три отделни части, всяка обвита в собствен html <script> таг. Първият таг е дефиницията на главния възел, която е регистрирана в редактора на платформата. В него се дефинират неща като категорията на палитрата, редактируемите свойства (defaults) и каква икона да се използва. Той е в рамките на обикновен таг на JavaScript скрипт type="text/javascript". С този таг възелът трябва да бъде регистриран в редактора с помощта на функцията RED.nodes.registerType. Тази функция приема два аргумента; типът на възела и неговата дефиниция. Вторият таг представлява шаблон за редактиране, който определя съдържанието на диалоговия прозорец за редактиране на възела. Също така в него се създават автоматичните скривания/показвания на части от съдържанието на възела. Тагът се дефинира в скрипт от тип text/html със зададен data-template-name спрямо типа на възела. Типът на възела се използва в целия редактор за идентифициране на възела и трябва да съответства на стойността, използвана от извикването на функцията RED.nodes.registerType в съответния .js файл. Третият таг е таг за помощен текст, който се показва в раздела на страницната лента с информация на платформата Node-RED. Дефинира се в скрипт от тип text/html с зададен data-help-name спрямо типа на възела.

3.3.2. Файл .js

Задният край на възела (back-end) се дефинира в JavaScript файла на възела и се изпълнява във времето за изпълнение на Node-RED (node's runtime). Файлът е с разширение .js и дефинира поведението на възела. Възлите се дефинират от функция конструктор, която може да се използва за създаване на нови екземпляри на възела.

Функцията се регистрира със стартиране на платформата, така че да може да бъде извикана, когато възли от съответния тип са разположени в поток. На функцията се предава обект, съдържащ свойствата, зададени в редактора на потока. Първото нещо, което трябва да направи функцията конструктор, е да извика функцията `RED.nodes.createNode`, за да инициализира характеристиките, споделени от всички възли. След това специфичният за възела код се изпълнява. В новосъздадените възли е изградена комуникация между предната и задната част на всеки възел. Комуникацията е постигната чрез създаване на HTTP крайна точка във времето за изпълнение на всеки възел и извършване на HTTP повикване към тази крайна точка от редактора на отделните възли. Крайната точка на HTTP се създава във времето за изпълнение на Node-RED с помощта на ППИ за маршрутизиране на приложението Express. Всички методи за маршрутизиране на Express са налични и се достъпват от JavaScript файла на възела през функцията `RED.httpAdmin` като в разработеният софтуер се използва методът за публикуване (`post`). Новосъздадените възли използват и междинния софтуер за оторизация на Express с помощта на ППИ `RED.auth.needsPermission`, който задава на дадената крайна точка разрешения за запис, специфични за този тип възел.

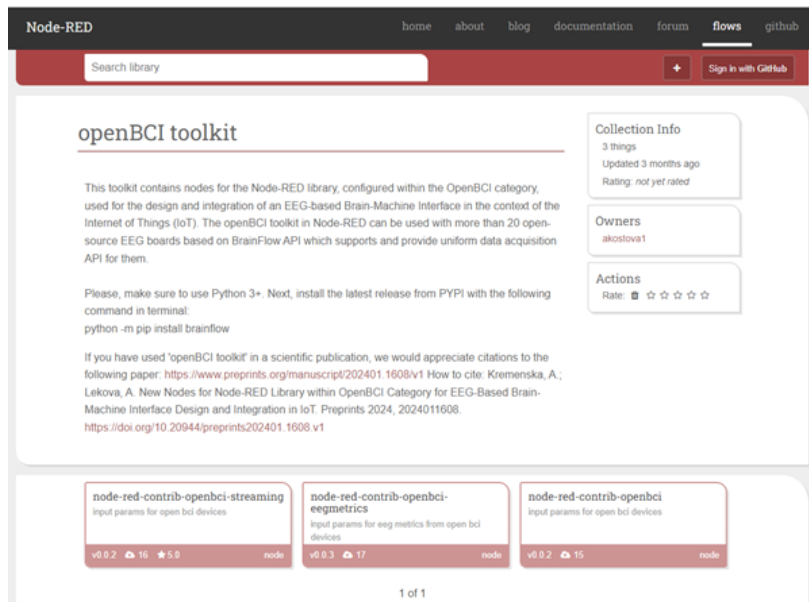
3.3.3. Модул `child_process`

Създадена е връзка от Node.js сървър на Node-RED към API на Brainflow. Връзката е осъществена посредством втори `.js` файл, който използва модул `child_process` за изпълнение на ново разработен `python` файл. Модулът `child_process` на Node.js позволява да се осъществи достъп до функционалностите на операционната система, като изпълнява всяка системна команда вътре в дъщерен процес. Също така е възможно да се контролират аргументите, които да бъдат предадени на основната команда на ОС, както и да се използва изхода на тази команда. Има четири различни начина за създаване на дъщерен процес в Node.js: `spawn()`, `fork()`, `exec()` и `execFile()`. В новоизградените възли е използвана функцията `spawn`, която стартира команда в нов процес и можем да я използваме, за да предадем всички аргументи на тази команда. Командата, която се изпълнява в разработените за целите на дисертацията възли е изпълнение на `python` файла от директорията на възела. В новите възли се предават аргументи на командата, която се изпълнява от функцията `spawn`, като се използва вторият аргумент на функцията `spawn`. Вторият аргумент представлява масив от всички аргументи, които трябва да бъдат предадени на командата. Резултатът от изпълнението на функцията `spawn` е `ChildProcess` инстанция, която имплементира API `EventEmitter`. Това означава, че може директно да

се регистрират манипулатори за събития на този дъщерен обект. Събитията, за които можем да регистрираме манипулатори с `ChildProcess` инстанцията са изход, прекъсване на връзката, грешка, затваряне и съобщение. В новоизградените възли се регистрират събития за изход и за грешка. Всеки дъщерен процес също получава трите стандартни `stdio` потока, до които можем да получим достъп с помощта на `child.stdin`, `child.stdout` и `child.stderr`. Когато тези потоци се затворят, дъщерният процес, който ги е използвал, излъчва събитието за затваряне. В новоизградените възли се използват най-важните четими потоци `stdout` и `stderr` като се слуша събитието с данни (`data`), което ще има изхода на командата или всяка грешка, възникнала при изпълнение на командата. Изходът на командата се предава на изхода на възела в `json` формат, а всяка грешка от изпълнение се визуализира в `debug` конзолата на платформата Node-RED.

3.3.4. Публикуване в npm

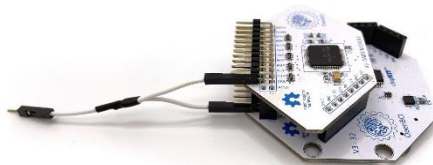
Npm е най-големият софтуерен регистър в света. Този публичен регистър представлява база данни от JavaScript пакети, всеки от които се състои от софтуер и метаданни. Разработчиците на софтуер с отворен код и разработчиците от частни компании използват npm регистъра, за да предоставят пакети на цялата общност или членове на техните организации, както и да изтеглят пакети, които да използват в собствените си проекти. Разработените възли са публикувани в npm, посредством командата `npm publish` и са налични за използване от цялата общност. Командите за инсталация от потребителя са индивидуални за всеки един отделен възел и са съответно `npm install node-red-contrib-openbci`, `npm install node-red-contrib-openbci-EEGmetrics` и `npm install node-red-contrib-openbci-streaming`. С помощта на npm е създаден инструментариум `openBCI toolkit` в колекциите на Node-RED (фиг. 24). Към инструментариума са добавени описание, детайлни инструкции за инсталация и употреба. Целият инструментариум (Приложение 1) може да се достъпи чрез [91] .



Фиг. 24 Инструментариум openBCI toolkit в колекциите на Node-RED

3.4. Подготовка на ЕЕГ OpenBCI устройството

За разработената системна архитектура в тази дисертация е от съществено значение позиционирането на електродите на Electrode Cap или Каска Ultracortex Mark IV Print-It-Yourself Headset 16-channel към CytonDaisy, тъй като разработеният софтуер работи чрез избор на информация предоставена от определен пин на платката. За да бъде правилно използвана и анализирана информацията от ЕЕГ устройството е важно да се знае кой пин от платката към кой електрод е физически свързан. В изградената опитна постановка е използвана Electrode Cap , но аналогично може да бъде свързана и Каска Ultracortex. За начало Y-сплитерния кабел, който се доставя с CytonDaisy, се свързва с долните SRB щифтове на Cyton и модула Daisy (фиг. 25).



(фиг. 25) Свързване на Y-сплитерен кабел

Това ще бъде референтният електрод за другите електроди на главата на субекта. След което се свързва към REF електрода на шапката. Прикрепването на всеки електрод към съответния цвят на проводника и платка CytonDaisy е описано в таблица 3 и 4.

Таблицата 3. Свързване на електродите към платка Cyton

Channel number	Electrode	Wire Color	Cyton Board Pin
1	FP1	Grey	Bottom N1P pin
2	FP2	Purple	Bottom N2P pin
3	C3	Blue	Bottom N3P pin
4	C4	Green	Bottom N4P pin
5	P7 (old T5)	Yellow	Bottom N5P pin
6	P8 (old T6)	Orange	Bottom N6P pin
7	O1	Red	Bottom N7P pin
8	O2	Brown	Bottom N8P pin
	REF	White	Bottom SRB pin
	GND	Black	Bottom BIAS pin

Таблицата 4. Свързване на електродите към платка Daisy

Channel number	Electrode	Wire Color	Daisy Pin
9	F7	Grey	Bottom N1P pin
10	F8	Purple	Bottom N2P pin
11	F3	Blue	Bottom N3P pin
12	F4	Green	Bottom N4P pin
13	T7 (old T3)	Yellow	Bottom N5P pin
14	T8 (old T4)	Orange	Bottom N6P pin
15	P3	Red	Bottom N7P pin
16	P4	Brown	Bottom N8P pin
	REF	White	Bottom SRB pin

Последно се свързва черен НРТА кабел към долния BIAS щифт на Cyton (фиг. 26). BIAS щифтът се използва за потискане на шума. Той е подобен на GROUND щифт, който установява обща основа между платката Cyton и човешкото тяло, но има вградени някои допълнителни техники за потискане на смущения. Края на този НРТА кабел се свързва към GND електрода на шапката.



(фиг. 26) Финално свързване на електродите към платка CytonDaisy

След като всички кабели са свързани, както е показано по-горе, Electrode Cap се поставя върху главата на субекта (фиг. 27) и с помощта на спринцовка във всеки отвор за електрод се инжектира малко количество електроден гел с нисък импеданс за ЕЕГ измервания. След всяка сесия за запис на данни е важно да се почисти гела от еластичната шапка.



(фиг. 27) Поставяне на Electrode Cap и инжектиране на електроден гел

За да се стартира ЕЕГ устройството се включва с лице нагоре USB донгъл към компютър и ключът на донгълът се поставя в позиция „GPIO 6“. След поставяне на батерии към платката CytonDaisy, ключът на платка Cyton се поставя от позиция „OFF“ към позиция „PC“. Веднага след това се вижда син светодиод, който показва че ЕЕГ устройството е стартирано.

Изводи по трета глава

Предложените иновативни методи и алгоритми предлагат визуално програмиране на ММИ в уеб среда с предварително кодирани софтуерни възли. Като принос към тази глава са създадени нови персонализирани възли, добавени в библиотеката на Node-RED (GitHub) – „openBCI-streaming“, „openBCI-Data“ и „openBCI-EEGmetrics“. Те предоставят голям набор от функционалности, позволяващи на потребителя да регистрират, интерпретират и квалифицират ЕЕГ данни от различни ЕЕГ устройства.

Възлите са с отворен софтуерен код и осъществяват пренос на ЕЕГ данни и метрики през Интернет. Тези възли улесняват потребителя при изграждането на ММИ за безжичното предаване на суровите ЕЕГ данни към приложните програмни класове на различни устройства и услуги в IoT. Предложената архитектура е удобна за потребителя, тъй като използва метода на провлачане и пускане (drag and drop) на възли и може да се използва без опит и умения в програмирането. Също така тя позволява свързаност с облачна услуга при липса на изчислителни ресурси на използваната машина. Представените в главата резултати са отразени в публикации [1, 2, 3] от Списъка с публикации по дисертацията.

ГЛАВА 4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ТЕСТВАНЕ НА РАЗРАБОТЕН СОФТУЕР. ВЕРИФИКАЦИЯ НА ПРОЕКТИРАН И РАЗРАБОТЕН ЕЕГ БАЗИРАН МОЗЪЧНО-МАШИНЕН ИНТЕРФЕЙС ЗА КОГНИТИВНА ИНТЕРАКТИВНОСТ ЧОВЕК- ОБЕКТ В ИНТЕРНЕТ НА НЕЩАТА.

С масовото навлизане на свързаността на ежедневните устройства и развитието на мобилния неинвазивен ЕЕГ базиран ММИ ще даде възможност на хората умно да управляват IoT „нещата“ в умните си домове директно чрез своите мисли. Реализирането на такава *мисловна интерактивност* между хората и „нещата“ обаче е изправена пред редица предизвикателства, най-важното от които е правилното и навреме интерпретиране на намерението на хората кодирано в необработените ЕЕГ мозъчни сигнали. Има необходимост от проектиране на оперативен протокол за използването на ММИ устройството в умните домове. В протокола трябва да се конфигурират броя ЕЕГ канали и тяхното местоположение, обучението на софтуера и времевите характеристики за улавяне на намерението, както и прага за достоверност и наличие на човешка концентрация. Интелигентните домове са от голям интерес за хората с увреждания или за възрастни с трудна подвижност. *Мисловната интерактивност* между хората и „нещата“ ще им позволи да работят автономно с уреди или асистирани сервизни и социални работи в умната къща.

4.1. Изследователски протокол

Разработен е нов изследователски протокол за етични експериментални изследвания на степента на концентрация за правилно интерпретиране на намерението на хората кодирано в ЕЕГ мозъчни сигнали (Приложение 2). Протоколът е одобрен от Етична комисия за научни изследвания към ИР-БАН (Протокол №1/07.03.2024г.) и е

приложен при провеждане на експериментални изследвания на разработения софтуер за верификация на проектиран и разработен ЕЕГ базиран ММИ за свързване към различни устройства и услуги в IoT.

Изследователският протокол е съобразен с етичните принципи при провеждане на експерименти с хора. Гарантирана е безопасност на участниците, не причиняване на дискомфорт или стрес, както и опазване на личните данни. Експериментът и свързаното с него проучване е проведен в Център за компетентност "Интелигентни мехатронни, еко- и енергоспестяващи системи и технологии" към ИР-БАН, през месец април 2024г. Те са проведени от изследователския екип, притежаващ необходимата компетентност и опит. Към протокола е създадено „Приложение 1“, което представлява инструкции и информирано съгласие, предоставено на всеки от участниците в експеримента.

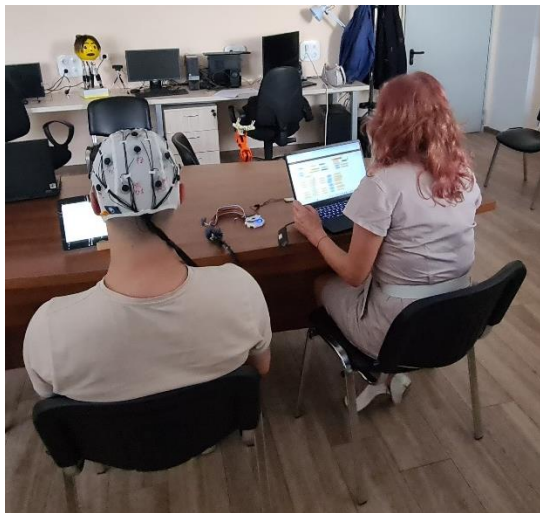
4.2. Избор на статистически софтуер за обработка на регистрираните ЕЕГ сигнали

За изпълнение на задачите, поставени в този дисертационен труд е избран програмния език Питон за статистическа обработка на регистрираните ЕЕГ сигнали. След изследване на съществуващи библиотеки и модули на Питон за статистическа обработка на ЕЕГ сигнали, е разработен алгоритъм, който използва библиотеките SciPy и пакета Statsmodels (Приложение 3). Този подход е предпочетен, защото използва софтуер с отворен код и позволява други изследователи да потвърдят получените резултати.

4.3. Експериментални изследвания

Проведени за експериментални изследвания със 7 участници (фиг. 28). Всеки участник е предварително информиран от научния ръководител за целите на изследването, неговата методология, продължителност, ограничения, предвидими рискове и е подписал формуляр за съгласие. Участниците са настанени пред мини-робот за обучение (около 50 см) с роботизирана ръка TinkerKit Braccio, която се повдига. На главата им е сложено неинвазивно, пасивно, безопасно ЕЕГ устройство OpenBCI и е нанесен контактен гел, който не е алерген. С всеки участник са проведени 3 опита с по 1 (или 2 при необходимост) калибрирания на размития модел с общо времетраене на експеримента около 15 минути. Необходимо е време за поставяне на устройството, за установяване на контакт със скалпа и за определяне на референтните стойности на честотния диапазон (определя се на базата на средните стойности и стандартното отклонение на мощността на ЕЕГ честотния спектър за всеки един участник). От общото

времетраене на експеримента (около 15 минути) същинския експеримент е около 3 минути. В рамките на 1 минута е калибрирането на размития модел, а за около 60 секунди опитът за повдигане на ръката на робота, задача е изпълнена три пъти от всеки участник. Активността на мозъчните вълни се записва от преминаване на определен праг в стойността отнасяща се към фокусиране на вниманието върху стимул до момента на повдигането на ръката на робота. Стимулът е решаване на сравнително проста аритметична задача на таблет. Моментът на повдигането на ръката връща обратна връзка към размития модел с цел записването на ЕЕГ честотите и изводите от размития модел по време на концентрация.



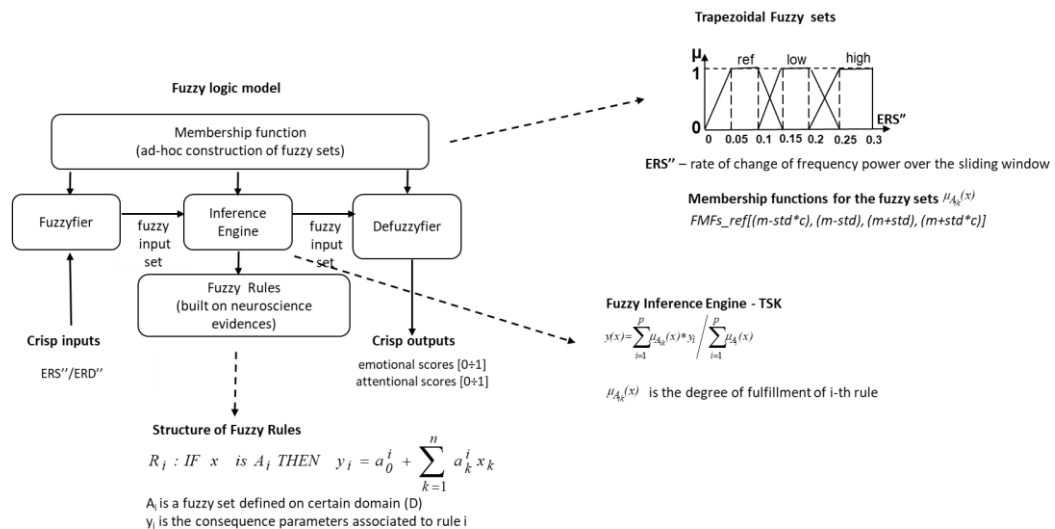
(фиг. 28) Провеждане на експериментални изследвания

За този експеримент са проектирани потоци в платформата Node-RED, използващи кутията с инструменти OpenBCI. По време на експеримента ЕЕГ данните непрекъснато се регистрират и се предават безжично от невро устройството. В началото се отваря се уеб сесия към сървър, през която се извършва поточно предаване, а данните се записват в глобалните променливи на Node-RED. Суровите ЕЕГ сигнали от електроди AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, Cz, Pz, P3 и P4 се обработват предварително с помощта на FFT в честоти от 4 до 45 Hz и се категоризират в четири основни вида честоти: θ (тета), α (алфа), β_2 (висока бета) и γ (гама). Резултатът на FFT се преобразува в плътност на мощността ($\mu V^2/Hz$). Интегрирането на потоци от данни от OpenBCI устройството към Node-RED е постигнато чрез новосъздадената персонализирана библиотека от входни възли OpenBCI. Използваните ЕЕГ електроди и честоти са AF3 (θ ,

$\beta_2, \gamma), AF4(\theta, \beta_2, \gamma), F3(\theta, \gamma), F4(\theta, \gamma), F7(\alpha, \theta), F8(\alpha, \theta), FC5(\theta, \gamma), FC6(\theta, \gamma), Cz(\theta, \beta_2), Pz(\theta, \beta_2), P3(\theta, \beta_2), P4(\theta, \beta_2).$

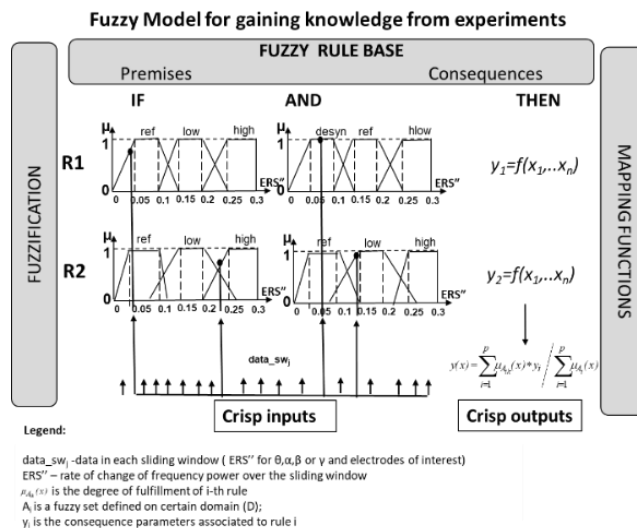
Данните за мозъчните вълни, получени от платките, се обработват и преобразуват в команди за контролиране на движението на ръката на робота. Тези данни се изпращат от възела „сериен изход“ в Node-RED към ръката. Използван е софтуера Arduino (IDE) за създаване на код, който е качен на платката на роботизираната ръка. Посредством този софтуерен код се интерпретират обработените данни от мозъчни вълни и се изпълняват съответните движения на ръката на робота.

В потоците на експеримента е изредена връзка с локална услуга за размит извод. Реализираният размит модел използва трапецовидни функции на принадлежност и TSK размит извод (фиг. 29).



(фиг. 29) TSK размит модел

Използваният TSK модел дава възможност за оценка на скоковете в честотните мощности чрез размита логика. Изображеният на фиг. 29 модел е в концептуална форма и илюстрира интеграцията му с ЕЕГ данните и процеса по инициализация на размити множества. Подробно описание на модела как се изпълнява размитият извод е показано на фиг. 30.

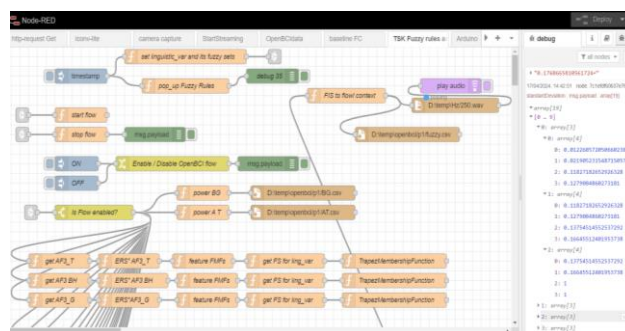


(фиг. 30) Подробно описание на модела как се извършва развитият извод

Въз основа на този развит модел два потока използват OpenBCI данни: един за базова линия и един за анализ на данни с несигурност. В Node-RED тези потоци изпълняват референтната фаза и генерират развитите множества и развитите функции за членство. Функциите за членство за развитите набори са изградени по време на базовата фаза:

$$FMFs_ref[(m - std * c), (m - std), (m + std), (m + std * c)] ,$$

където c е параметър за настройка, m е средната стойност и std е стандартното отклонение, получено от 150 проби по време на базовата линия. Стойността на параметъра c може да бъде предварително дефинирана въз основа на опит или получена чрез процедура за оптимизация. Потокът, който прилага услугата за развит извод, може да се види на фиг. 31.



(фиг. 31) Node-RED поток, прилагащ услугата за развит извод

Публикуваната невроекспертиза, която корелира с ЕЕГ дейностите на участниците, свързани с вниманието и концентрацията, беше преведена в 14 интерпретируеми развити АКО-ТОГАВА правила за съотношенията θ/β и θ/γ . Освен това бяха

разработени 26 размити АКО-ТОГАВА правила за разграничаване на най-важните ЕЕГ маркери и електроди. Направена е оценка втората производна на ERS (ERS[“]) и са приложени размити правила и агрегиране в стил Sugeno на резултатите от правилата. Скоковете в θ , α , β_2 и γ са представени от ERS[“] за електродите, които представляват интерес по време на двете сесии за всеки участник.

Тъй като участниците показват различни стойности в рамките на интервала [0,1] за концентрация, са дефинирани функции на членство за три размити набора ["референтен", "нисък" и "висок"] по време на базовата фаза, за да може да се диференцират техните състояния по време на почивка спрямо концентрация. Тези функции на принадлежност са подобни на тези, дефинирани за електродите и честотните ленти.

По време на решаване на математически задачи, ако стойността на вниманието попада в „високия“ размит набор, се наблюдава внимание и концентрация

4.4. Резултати

Алгоритъмът за обработка на регистрираните ЕЕГ сигнали включва функция `f_oneway`. Чрез нея е извършен еднопосочен анализ на вариациите one-way ANOVA върху избраните колони и се извежда F-статистика и p-стойност (F-statistic and p-value). F-статистиката е съотношение на две дисперсии. В числител е дисперсия между средните стойности на групите, а в знаменател в дисперсията вътре в групите. P-value е вероятността да се наблюдава F-статистика поне толкова екстремна, колкото изчислената, при условие че нулевата хипотеза е вярна. Нулевата хипотеза в ANOVA е, че всички средни стойности на групите са равни. Получените резултати са:

- F-statistic: 17.952886061781225 – това е относително висока F-статистика, което показва, че вариабилността между средните стойности на групите е значително по-голяма в сравнение с вариабилността вътре в групите.
- p-value: 1.5113177112534918e-41 – това е много малка p-стойност (почти нула), което указва, че вероятността да се наблюдава толкова екстремна F-статистика при нулевата хипотеза е практически нулева.

Всяко от използваните размита правила в рамките на експеримента оценява ERS" за електрод и честота. Резултатите от тях показват, че всички електроди, които са част от изследването имат ERS" по-голямо от 0.5, което свидетелства за невроактивност в тази

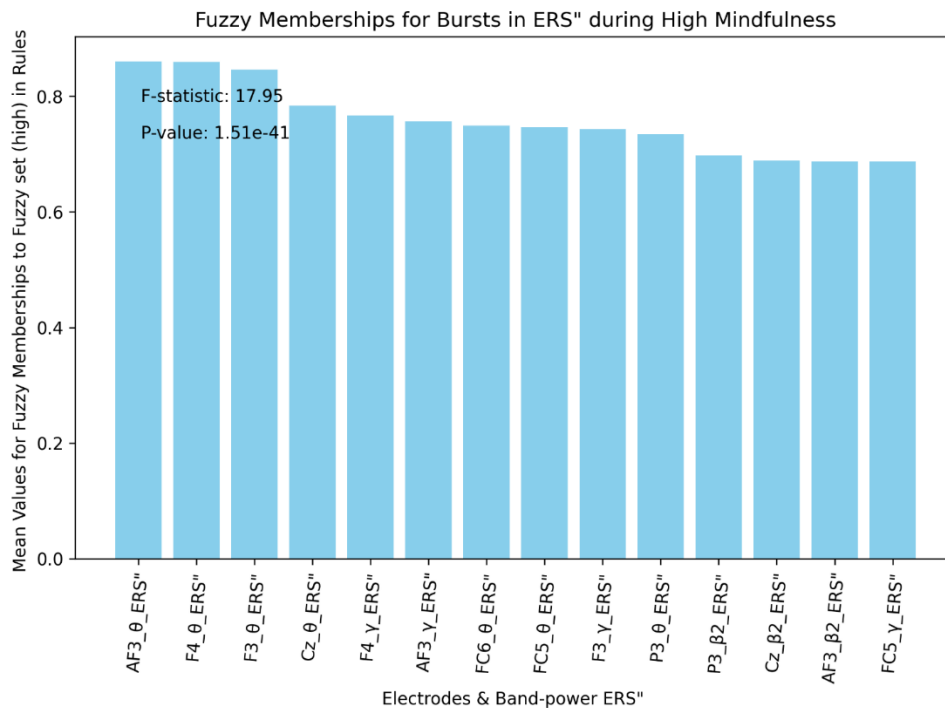
част от мозъка по време на концентрация, но тъй като избухванията не са обект на изследването, в резултатите се визуализират само най-значимите електроди и честоти.

Посредством разработеният алгоритъм за обработка е извършен и тест на Tukey's HSD. Данните се подготвят за теста на Tukey's HSD, като всички ненулеви стойности се комбинират в един списък (данни) и се създават съответни групови етикети (групи). Тестът на Tukey's HSD се извършва с помощта на функцията `pairwise_tukeyhsd`, която е част от пакета `Statsmodels` на Питон. За да се определят p-стойностите за всяко сравнение по двойки между групите (колоните) се използва този `post-hoc` тест след извършването на `one-way ANOVA`. Тестът на Tukey позволява да се сравнят истински значимите разлики за всички възможни двойки групи. P-стойностите за всяко сравнение по двойки се извличат от обобщението на теста на Tukey's HSD и се съхраняват в речник `pairwise_p_values`. Тези p-стойности по двойки се представени в Таблица 5.

Таблица 5. Статистически високи значими резултати ($p < 0,05$) от t-тест за двойка извадки на ERS“ за всяко правило

ERS" vs ERS"	AF3_γ	AF3_θ	Cz_β ₂	Cz_θ	F3_γ	F3_θ	F4_γ	F4_θ	FC5_γ	FC5_θ	FC6_θ	P3_β ₂	P3_θ
AF3_β ₂	0.13 91	0.24 11	0.07 58	0.26 32	0.13 06	0.22 57	0.15 88	0.23 86	0.09 08	0.13 75	0.13 71	0.09 52	0.41 53
AF3_γ		0.16 69	p<0. 05	0.19 18	0.05 68	0.15 13	0.08 52	0.16 41	p<0. 05	0.06 39	0.06 33	p<0. 05	0.34 5
AF3_θ			p<0. 05	0.08 74	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	0.05 85	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	0.24 1
Cz_β ₂				0.26 15	0.12 9	0.22 41	0.15 71	0.23 7	0.08 92	0.13 59	0.13 55	0.09 36	0.41 37
Cz_θ					0.12 56	0.22 52	0.15 12	0.23 83	0.07 72	0.13 06	0.13 18	0.08 48	0.34 72
F3_γ						0.16 96	0.10 26	0.18 25	p<0. 05	0.08 14	0.08 09	p<0. 05	0.35 9
F3_θ							p<0. 05	0.07 03	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	0.25 44
F4_γ								0.16 39	p<0. 05	0.06 21	0.06 18	p<0. 05	0.33 64
F4_θ									p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	p<0. 05	0.24 12
FC5_γ										0.15 38	0.15 39	0.11 04	0.41 92
FC5_θ											0.08 08	p<0. 05	0.35 62
FC6_θ												p<0. 05	0.35 3
P3_β ₂													0.40 67

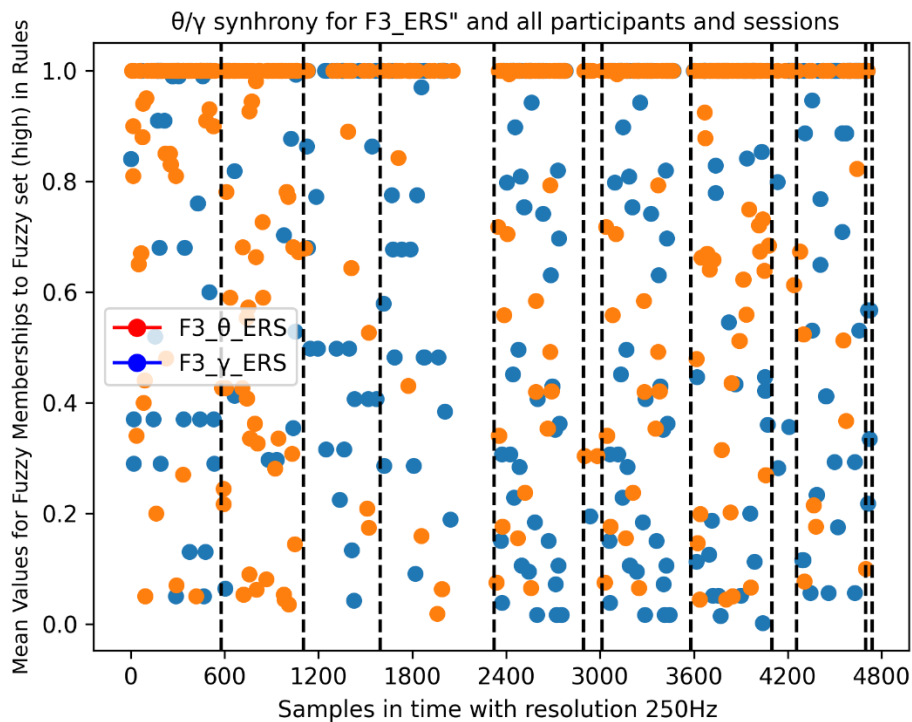
Направена е пост-хок интерпретация на резултатите от ANOVA. Тя показва, че средните стойности за ERS“ в развитите правила, задействани по време на вниманието в развития набор „високо“, са най-значими за електродите и мощност на честотните ленти от фигурата (фиг. 33) . Значимите стойности се наблюдават главно в лявата страна и по-специално за θ и γ активността във фронталния лоб, за β_2 - в левия централен и париеалния дял. За α ERS не наблюдават значителни изблици.



(фиг. 33) Средни стойности на развити множества за скокове в ERS по време на високо ниво концентрация

Изведени са общите резултати от ANOVA, общите стойности за F-statistic and p-value (анализ на дисперсията), както е и показана стълбова диаграма на средните стойности (фиг. 33)

Експерименталните заключения са получени от интерпретацията на средните стойности на ERS“ във времето разкриват θ/γ синхрон в проби с разделителна способност от 250 Hz. Фигура 34 илюстрира скока и моментното свързване на θ и γ честотите за F3 електрода. Ние интерпретирахме тази вложена структура като позволяваща на мозъка ефективно да организира и отделя различни части от информация в краткосрочната памет



(фиг. 34) Скок и моментното свързване на θ и γ честотите за F3 електрода

4.5. Интерпретация на резултатите

Експериментално бе верифициран предложението софтуер с ММИ устройство OpenBCI за контролиране на роботизираната ръка в IoT, а получените резултати от експериментите са статистически анализирани и обобщени.

В много отделни проучвания се идентифицират повишения в няколко честотни ленти на мозъчни вълни на различни дялове от мозъка по време на когнитивни процеси, които изискват концентрация и функции на паметта. Както θ , така и β_2 вълните участват в активното мислене и решаването на проблеми, докато γ вълните улесняват когнитивните функции на високо ниво и интегрирането на информация [94]. По-високата θ мощност е свързана с когнитивната ангажираност и процесите на паметта и е критична за кодирането и извличането на паметта [94] [95] [96]. Повишаването на β_2 мощността е свързано с активна концентрация и решаване на проблеми, докато по това време повишение на γ мощността се наблюдава само на някои места [95]. Тези мозъчни вълни работят заедно, за да поддържат различни аспекти на когнитивната обработка и функциите на паметта, като всяка допринася уникално за цялостната дейност на мозъка. Например, високочестотни подцикли (40 Hz) възникват в по-широката рамка на нискочестотни трептения (5 до 12 Hz) по време на процеси на краткосрочна памет [95]. Най-често съобщаваните мозъчни дялове, участващи в различни поведенчески и когнитивни процеси, са префронтална, фронтална, централна и хипокампус [97]. Освен

това съотношението θ/β и съотношението θ/γ са широко изследвани като маркер за капацитет за когнитивна обработка [98] [99] [95]. В [98] съотношението θ/β се измерва при Fz, Cz и Pz, докато в [99] ЕЕГ спектралният анализ открива ролята на електродите Cz, P3, P4, Pz по време на концентрация. Jung et al в [100] открива, че съотношението на мощността θ към α служи като индикатор за бдителност при различни задачи. Изследването включва фронтални (F3, Fz, F4), централни (C3, Cz, C4) и париетални (P3, Pz, P4) електроди. В [101] авторите също идентифицират някои от споменатите характеристики и електроди, които са показателни за внимание. Както съотношението θ/γ , така и съотношението α/θ са обсъдени в [95] и [96].

Въз основа на тези невронаучни констатации, при проведените експерименти се очаква да се наблюдава в префронталните, париеталните и моторните кортекси, как при продължаващи ERS в честотните ленти се показват специфични предизвикани скокове (ERS") в θ , корелирани с процесите на паметта, в β , корелирани с активната когнитивна обработка и внимание, и в γ , корелирани с концентрацията. Електродите, които представляват интерес са – за фронталната област на мозъка: AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, за централната област: FC5, FC6, за париеталната област: P3, P4, Pz.

Експертизата от публикуваните невронаучни изследвания, които корелират с концентрацията е интегрирана в лингвистични АКО-ТОГАВА размити правила, където размитите множества участват в предшестващата част за последователни размити изводи.

Експериментално е установено, че определени електроди и мощности на честотната лента са значими при внимание и концентрация. Експерименталните резултати показват, че скоковете (burst) в синхронизацията (ERS), свързани със събития във фронталния дял и честотния обхват θ и γ , както и високото β в левите централен и париетален дял, са особено значими за управление на роботизирана ръка чрез внимание и концентрация. Също така, експериментално е установен средният праг на показателя „внимание“, предложен като интервал в библиотеката на BrainFlow. Средният праг за метриката "Mindfulness", предоставен от класификаторите на BrainFlow, беше стабилен около 0.30, със стандартно отклонение от 0.08.

В съответствие със заложената хипотеза и очаквания, след проведените експерименти се потвърждава, че е възможно да се идентифицира универсален праг за показателя за концентрация 'Mindfulness' на BrainFlow. След осредняване на показателя „Концентрация“, изчислен от софтуера BrainFlow, за всички участници в 2 сесии, е установен праг около 0,30 със стандартно отклонение от 0,08, чиято ниска стойност

показва последователност в резултатите. Важно е да се отбележи, че стойността 0,30 е установена чрез обработка на сурови ЕЕГ данни, получени само от 12-те електрода, представляващи интерес в това изследване.

Съответстващи с хипотезата на изследването са откритите скокове в $\beta 2$ и γ ERS на префронталните, париеталните и моторните дялове, които биха могли да корелират с вниманието и концентрацията. Въпреки че $\beta 2$ ERS“ не е доминиращ, тези открития са в съответствие с изследванията, докладвани в [100][101], които показват такава корелация с вниманието. При анализ на резултатите се наблюдава значителна θ активност, в съответствие с източници [98] [99]. Преобладават θ и γ скокове в ERS (фиг. 32), установени по време на решаване на математически задачи, дължащи се от една страна на необходимостта от запомняне на междинни изчисления (θ), а от друга страна на нуждата от висока концентрация (γ) по време на събиране, изваждане, умножение, и деление на числа с плаваща запетая. Това наблюдение е в съответствие с [95] и [96], където се отбелязва, че нискочестотните трептения (5 до 12 Hz), като θ вълни, установяват времева рамка за организиране на мозъчната дейност и обработка на паметта. В тази рамка високочестотните трептения (40 Hz) или γ вълните улесняват бързото кодиране и извличане на информация, позволявайки на мозъка ефективно да управлява и запазва множество части от информация едновременно. θ и γ честотите съществуват съвместно в една невронна мрежа отразявайки ритмичните модели на синхронизиране на избухванията на синхронизацията в тези две честоти. Това явление за θ/γ синхрона за F3_ERS“ може да бъде видяно на фиг. 34.

Изводи по четвърта глава

Описаните в тази глава експериментални изследвания и резултатите от тях, верифицират разработения ЕЕГ-базиран мозъчно машинен интерфейс. Предложеното изследване експериментално валидира openBCI инструментариума, както и електродите и честотните ленти, значими при концентрация и подходящи за ЕЕГ управление на различни IoT устройства.

Заклучение

За преодоляване на проблемите в обектна област на дисертацията са изследвани и разработени оригинални методи и алгоритми за регистриране, предаване, анализ и транслиране на ЕЕГ сигнали за управление на устройства и услуги в Интернет на нещата. Създаден е модел за проектиране на Мозъчно-Машинен Интерфейс, който е приложим към различни ЕЕГ устройства и услуги в IoT. На базата на този модел е проектиран и

разработен софтуер с отворен код, който дава възможност за създаване на приложения за Мозъчно-Машинен Интерфейс в IoT чрез графичен интерфейс за визуалното програмиране. Чрез създаването на новите персонализирани възли, добавени в библиотеката на Node-RED, е изпълнена общата цел на дисертацията. Проведените експерименти с OpenBCI Cyton + Daisy Boards и TinkerKit Braccio роботизирана ръка, успешно валидират OpenBCI инструментариума, използващ библиотеката BrainFlow в платформата Node-RED. Резултатите от изследването идентифицират кои електроди и честотни ленти са по-важни за вниманието и концентрацията при контролиране на роботизираната ръка, както и средния праг на показателя „концентрация“, предложен от библиотеката на BrainFlow. Получените резултати от експерименталното изследване са статистически значими и отхвърлят Нулевата хипотеза.

Насоки за бъдеща работа

Сравнението на метода за откриване на усреднена стойност на показателя „концентрация“ в библиотеката на BrainFlow с други методи, както и използвания метод за регистриране и откриване на мозъчна активност, корелираща с вниманието и концентрацията, е комплексна задача и обект на бъдещи изследвания. От направения литературен обзор не е открит установен и публикуван среден праг на показателя „концентрация“, а само интервал, предложен в библиотеката на BrainFlow. Относно използване на метода за проектиране на ЕЕГ-базиран ММИ чрез размита логика, който оценява пространствено-времевата динамика на активността за различните честотни ленти и електроди, базиран на втората производна в скоростта на промяна на свързаната с концентрацията синхронизация (ERS) или десинхронизация (ERD), в бъдеще ще бъдат сравнени откритите скокове в синхронизацията за честотните спектри β 2 и γ в префронталните, париеталните и моторните дялове, с други методи. Тъй като се разполага със регистрираните по време на експериментите мощности на честотните ленти за определените електроди, ще се тестват методи, дали корелират по подобен начин записаните мощности на честотните ленти за определените електроди с вниманието и концентрацията.

ПРИНОСИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

1. Създаден и проектиран е нов концептуален модел за комуникация, който превръща устройствата за ММИ в част от IoT „нещата“. В него са формулирани основните функционални изисквания за предаване, анализ и обработка на ЕЕГ сигнали и преобразуването им в команди за управление на устройства и услуги в IoT.
2. Проектирана и разработена е системна архитектура за ЕЕГ-базиран ММИ за комуникация в реално време с „неща“ в IoT, която верифицира разработения концептуален модел.
3. Изследвани, проектирани и разработени са оригинални методи и алгоритми за регистриране, интерпретиране и класифициране на ЕЕГ сигнали с цел проектиране и интегриране на ЕЕГ-базиран ММИ в IoT, без умения в програмирането.
4. Проектиран и разработен е софтуер с отворен код и с голям набор от функционалности, приложим към различни ЕЕГ устройства, който е публикуван в прт и библиотеката на Node-RED (GitHub).
5. Проведено е експериментално верифициране на предложения софтуер чрез устройство OpenBCI и роботизирана ръка, за което е разработен нов изследователски протокол. Статистически са идентифицирани значимите електроди и мощности на честотните ленти, включително е установен средния праг на показателя „концентрация“, предложен само като интервал в библиотеката на BrainFlow.

Формулираните приноси имат значение в научно-приложен аспект и са апробирани в следните публикации: принос 1 – [2], [3]; принос 2 - [2], [3]; принос 3 - [1], [2], [3], [4]; принос 4 - [1], [2] [4]; принос 5 – [1], [2] [4].

Списък с публикации

[1] A. G. Kremenska, A. K. Lekova and G. P. Dimitrov, "Validating the OpenBCI Nodes within the Node-RED Library through an EEG-based BCI Application for IoT" 2024 International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks (SoftCOM). IEEE, 2024 (in print)

[2] A. Kremenska, A. Lekova, "New Nodes for Node-RED Library within OpenBCI Category for EEG-Based Brain-Machine Interface Design and Integration in IoT" Preprints MDPI 2024, 2024011608. <https://doi.org/10.20944/preprints202401.1608.v1>

[3] A. G. Kremenska, A. K. Lekova and G. P. Dimitrov, "EEG Brain-Computer Interfaces for Internet of Everything (IoE)" 2022 International Conference on Information Technologies (InfoTech), Varna, Bulgaria, 2022, pp. 1-6, doi:10.1109/InfoTech55606.2022.9897097 Scopus, SJR(2020)=0,147

[4] Lekova A., P. Tsvetkova, A. Andreeva, M. Simonska, A. Kremenska. "System Software Architecture for Advancing Human-Robot Interaction by Cloud Services and Multi-Robot Cooperation." International Journal on Information Technologies and Security (IJITS), vol.16, no.1, pp. 65-76, 2024. <https://doi.org/10.59035/FMFZ4017> Q4, WoS, IF(2022)=0.9

Забелязани цитирания

Статията: A. G. Kremenska, A. K. Lekova and G. P. Dimitrov, "EEG Brain-Computer Interfaces for Internet of Everything (IoE)" 2022 International Conference on Information Technologies (InfoTech), Varna, Bulgaria, 2022, pp. 1-6, doi:10.1109/InfoTech55606.2022.9897097 Scopus, SJR(2020)=0,147

Цитира се в:

[1] Salama, Ramiz, et al. "Internet of intelligent things (IoT)—An overview." 2023 International Conference on Computational Intelligence, Communication Technology and Networking (CICTN). IEEE, 2023.

[2] Tatlow, Stephen. "Experiential Perspectives on Sound and Music for Virtual Reality Technologies." (2023).

БЛАГОДАРНОСТИ

С най-дълбока признателност, искам да изразя своята благодарност към всички онези, които бяха до мен и ме окуражаваха през годините на работа върху докторската ми дисертация. Пътят беше дълъг, преживях много трудности, но изпитах и радостта от раждането на дете, и щастието от създаването на семейство. Извървах този път благодарение на подкрепата на моите ръководители, колеги, семейство и приятели.

Изказвам най-искрена благодарност на моя научен ръководител проф. д-р Анна Лекова, която винаги ме е насърчавала и ми е помагала със своите професионални умения, компетентност и креативност. Без нейното съдействие и ценни напътствия, докторската ми дисертация нямаше да бъде възможна. Личното ми възхищение към нейната научно и социално значима работа, безспорно е причината да не се откажа, а да преодолее срещаните предизвикателства.

Изразявам своята искрена признателност към моя втори научен ръководител проф. д-р Георги Димитров, сътрудничеството с който направи възможна тази дисертация.

Изказвам също благодарност на колегите от секция „ИРСУ” и Института по роботика при БАН за тяхното съдействие и отзивчивост.

С най-дълбока обич, благодаря на моето семейството, за тяхното неизмеримо търпение и подкрепа през целия този научен път.

Благодаря на моята най-голяма гордост и постижение, моят син Георги. За силата, която ми дава, за безкрайната любов, с която ме дарява, за търпението и смиреността, на които ме научи.

DESIGNING A BRAIN-MACHINE INTERFACE TO VARIOUS DEVICES AND SERVICES IN THE INTERNET OF THINGS

SUMMARY

The growing of Brain-Computer Interface (BCI) applications is closely related to the increasing accessibility of Electroencephalography (EEG) hardware (EEG headsets), which are noninvasive, portable, wireless, and often come with open software. However, there is a limited number of BCI software platforms tailored to help inexperienced programmers in the development of BCI applications. Only a few of them integrate BCI applications with IoT devices and services. To address these challenges, a conceptual model has been designed that describes the main components for managing and controlling the IoT connectivity between BCI devices and IoT. First, the BCI device should be transformed into a "thing" in order to connect and transmit data to the web or cloud for storage, computation, analytics, and connections to other IoT devices or services. An IoT platform in the model provides a gateway to the IoT and acts as a message broker that can deal with the heterogeneity of IoT devices and scale with their number and the data dimensions.

The model is validated by a system architecture, including an OpenBCI device, BrainFlow library, Node-RED, and Front End for Node-RED in the cloud (FRED), and is applicable to more than 20 biosensors. New Nodes for the Node-RED Library within the OpenBCI Category (OpenBCI toolkit for Node-RED) have been developed for the design of EEG-Based Brain-Machine Interfaces and Integration in IoT. The proposed toolkit has been implemented and validated through a case study for controlling a robotic arm with an OpenBCI headset. The results from the experiment demonstrated that through concentration levels classified by BrainFlow performance metrics, the control of a TinkerKit Braccio robot arm is possible. Through the experiment, the electrodes and band powers that are most significant for attention and concentration in controlling the robotic arm were identified, as well as the average threshold of the 'Mindfulness' metric proposed by the BrainFlow library.

The research findings indicated that bursts in Event-Related Synchronization in the frequency bands θ and γ in the frontal lobe, and high β in the left central and parietal lobes, were particularly significant for controlling a robotic arm through attention and concentration. Additionally, the average threshold for the 'Mindfulness' metric, provided by BrainFlow classifiers, was consistently around 0.30 with a standard deviation of 0.08.