



בית הספר למדעי הפסיכולוגיה

זיהוי תנועה רצונית באמצעות סיגנל EEG

בראי טכנולוגי

דוקטור גל רז

פרופסור תלמה הנדלר

מוגש על ידי: טל יאסדי, 206962359

תוכן עניינים

3.....	מבוא
3.....	מחקר מקדים
4.....	שיטה
4.....	משתתפים
4.....	כלים
5.....	הליך
5.....	גישה טכנית
6.....	הגדרות טרום ריצה
6.....	טעינת הקבצים והגדרת המונטאז'
6.....	סינון ותיקון המידע
7.....	Epochs ניתוח
7.....	ביצוע סטטיסטיקות
8.....	תוצאות
8.....	דיון
10.....	מקורות
11.....	נספחים

מבוא

בשנים האחרונות קיימת רדיפה בלתי פוסקת אחר פתרונות חדשניים לשיקום וטיפול בילדים המתמודדים עם קשיים מוטוריים. במסגרת מאמץ זה, נעשה שימוש רב באלקטרואנצפלוגרם (EEG) - שיטה לא פולשנית לרישום הפעילות החשמלית של המוח. בימים אלו נעשה שימוש ב-EEG גם לפיתוח ממשקי מוח-מחשב (BCIs) המאפשרים למשתמשים לשלוט במכשירים או לתקשר ישירות באמצעות המוח. ל-BCIs יש פוטנציאל לחולל מהפכה באופן שבו אנו מתקשרים עם העולם והם יכולים להועיל במיוחד בהקשר השיקומי. יישום מבטיח אחד של BCIs הוא בעזרה לילדים בעלי שיתוק מוחין (CP) לשפר את תנועתם. CP היא הפרעה נוירולוגית שעלולה לגרום למגוון ליקויים מוטוריים, כולל קושי בתנועת גפיים.

במאמר זה, אציג סקירה של מחקר שמטרתו לזהות תנועת יד רצונית מתוך הקלטות EEG. המחקר הוא חלק מפרויקט מחקר גדול יותר שמטרתו לפתח פלטפורמת VR מבוססת BCI כדי לעזור לילדים עם CP לשפר את תפקודם המוטורי. המחקר מחולק לניסוי ולניתוח המידע אשר התקבל בניסוי. במסגרת לימודי פסיכולוגיה ומדעי המחשב בהם אני לוקחת חלק, בחרתי להתמקד בנקודת המבט הטכנית של הניתוח, תוך סקירת הקוד שנכתב והטכנולוגיה שבאה לידי ביטוי במחקר.

מחקר מקדים

שיתוק מוחין (CP) הוא קבוצה של הפרעות המשפיעות על התנועה והקואורדינציה. CP נגרם על ידי נזק למוח המתפתח לפני או במהלך הלידה. זוהי הנכות המוטורית השכיחה ביותר בילדים, המשפיעה על 2-3 מכל 1,000 תינוקות שנולדים בארצות הברית. הסיבה המדויקת ל-CP אינה ידועה בכ-85% מהמקרים. עם זאת, ישנם מספר גורמי סיכון שיכולים להגביר את הסיכון לפתח CP, כולל לידה מוקדמת, משקל לידה נמוך, לידה מרובה, זיהום אימהי ופגיעה מוחית. הסימפטומים של CP יכולים להשתנות במידה רבה בהתאם לחומרת הנזק המוחי. חלק מהילדים עם CP עשויים לסבול מתסמינים קלים, כגון סרבול או קושי בקואורדינציה. לילדים אחרים עשויים להיות תסמינים חמורים יותר, כגון קושי בהליכה או דיבור. תסמינים נפוצים של CP בילדים כוללים התפתחות מאוחרת, חולשת שרירים או נוקשות, רעד ובעיות שיווי משקל (Smithers-Sheedy et al., 2014).

כיום לא קיימת תרופה ל-CP, אך ישנם מספר טיפולים שיכולים לעזור לשפר את איכות החיים של הילד. אפשרויות הטיפול עשויות לכלול סוגי טיפולים שונים, כולל התערבות מוקדמת, פיזיותרפיה, ריפוי בעיסוק, ריפוי בדיבור, תרופות וניתוחים. טיפולים מתפתחים כגון הזרקות, גירוי מגנטי גולגולתי וטיפול במציאות מדומה, נחקרים גם הם. חוקרים ממשיכים לפתח תרופות וטיפולים חדשים לטיפול ב-CP, במטרה לשפר את התפקוד המוטורי, להפחית את התסמינים ולשפר את איכות החיים של ילדים עם CP (Paul et al., 2022). התערבויות שיקומיות לילדים עם שיתוק מוחין צריכות להתמקד במתן הזדמנויות לתרגול חוזר עם משוב, ובשימוש באסטרטגיות למידה מוטוריות מפורשות במידת האפשר. דוגמאות ספציפיות למשימות תנועה כוללות הליכה לאורך קו ישר, הושטת יד ואחיזה של חפץ, עמידה על רגל אחת, כפתור חולצה, הרמת מטבע משולחן וכתיבת שם (Schoenmaker et al., 2023).

מחקרים מראים כי לשימוש בשיטות טיפול אלו חסרונות רבים. מחקרים אלו הראו שמשימות שחוזרות על עצמן יכולות להיות משעממות, מתסכלות ומעייפות, ועלולות לגרום לכאב או לפציעה וכי חשוב להפוך את המשימות למהנות ומרתקות (Palomo-Carrion et al., 2020). לכן מתבצע חיפוש אחר טיפול חדשני אשר נותן מעלה לחסרונות אלו. טיפול במציאות מדומה (VR) הוא טיפול חדש ומבטיח עבור שיתוק מוחין (CP). טיפול VR כולל שימוש בסביבות שנוצרות על ידי מחשב כדי לספק למטופלים חוויות אינטראקטיביות שיכולות לעזור לשפר את המיומנויות המוטוריות, שיווי המשקל והקואורדינציה. הטיפול הוכח כיעיל בשיפור

מהירות הליכה, שיווי משקל וקואורדינציה וטווחי תנועה בילדים עם CP (Warnier et al., 2020). VR יכול לספק סביבה בטוחה, מרתקת ומעוררת מוטיבציה לתרגול תנועות ושיפור מיומנויות מוטוריות, וניתן להתאים אותה לצרכים של הפרט (Demers et al., 2021).

אלקטרואנצפלוגרפיה (EEG) היא שיטה לא פולשנית לרישום פעילות חשמלית במוח. EEG משמש למדידת מגוון תפקודי מוח, כולל תפקוד קוגניטיבי, רגש ושליטה מוטורית. המדידה נרשמת באמצעות סט של אלקטרודות המונחות על הקרקפת. האלקטרודות מודדות את הזרמים החשמליים הזעירים שנוצרים על ידי הנירונים במוח (Teplan, 2002). במסגרת השימוש ב-VR ככלי טיפולי, מחקרים מצאו כי השימוש בסיגנלי EEG כקלט לממשקי VR פוטנציאלי במספר דרכים. החל מניטור תפקוד קוגניטיבי, כגון קשב, זיכרון וקבלת החלטות, ועד למדידת רגשות, כגון אושר, עצב וכעס. בנוסף, ניתן להשתמש באותות EEG כדי לשלוט בחוויות VR. לדוגמה, משתמשים יכולים להשתמש בפעילות המוח שלהם כדי לשלוט בתנועת האווטאר (דמות) שלהם במשחק VR (Tauscher et al., 2019).

אחת הדרכים לניתוח קבצי EEG הינה בעזרת כתיבת קוד מתאים. לשימוש בקוד לניתוח נתוני EEG יש מספר יתרונות על פני שימוש בתוכנת ניתוח EEG מסורתית. בהשוואה לתוכנות אלו, קוד יכול להיות יעיל יותר וניתן להתאמה אישית. הקוד גמיש יותר, ומאפשר ליישם כל סוג של אלגוריתם ניתוח EEG. קוד גם ניתן לשחזור, מכיוון שקל לשתף ולשמור אותו. דבר זה חשוב למחקר מדעי, מכיוון שהוא מאפשר לחוקרים אחרים לאמת בקלות ולהרחיב עבודות קודמות. הקוד גם ניתן להרחבה למאגרי מידע גדולים יותר, מכיוון שניתן להתאים אותו בקלות כך שיתמודד עם מערכי נתונים גדולים ומשימות ניתוח EEG מורכבות (Gramfort et al., 2013).

שיטה

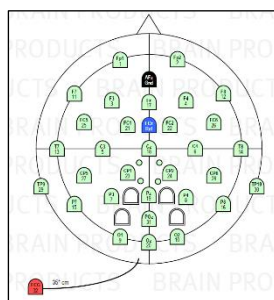
בחלק מהמחקר בוצע ניסוי שמטרתו הינה זיהוי דפוסים בתזוזת יד רצונית בסיגנלי EEG. המחקר חולק לחלק המעשי הניסויי אשר מפורט בחלק זה, ולניתוח המידע שהתקבל אשר יפורט בחלק "גישה טכנית" של מאמר זה.

משתתפים

בניסוי השתתפו שני נבדקים בריאים בגילאים 20-30.

כלים

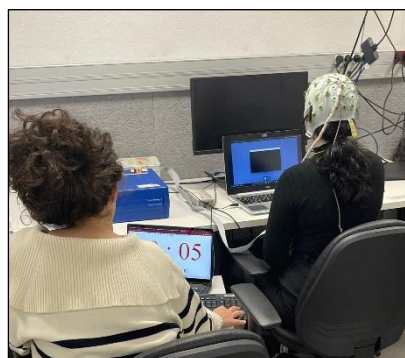
מכשיר הקלטה: התבצע שימוש במכשיר הקלטת סיגנל EEG של חברת Brain Vision, בעל 32 אלקטרודות. במסגרת הניסוי הוגדרו מונטאז', אלקטרודות ייחוס ואלקטרודות הארקה. המונטאז' שהוגדר בניסוי הינו "BC-MR-32.bvef" (תמונה 1). אלקטרודת הייחוס הוגדרה להיות אלקטרודת ECG (נספח 1).



תמונה 1: מבנה מונטאז' BC-MR-32

כלים נוספים: קוד בשפת פייתון אשר בהרצתו מוצג על המסך ריבוע שחור. הכלי מזהה תזוזות יד במסגרת הריבוע השחור ופולט לקובץ את קואורדינטות התזוזה, בתוספת זמן הריצה (נספח 2). בנוסף, נעשה שימוש בטיימר אינטרנטי אשר משמיע צליל בסיום ריצתו, כאשר ניתן להגדיר לו את כמות השניות לספירה לאחר.

טרם תחילת הניסוי, הנבדק חובר למכשיר ה-EEG. חיבור המכשיר כלל שימוש בקרם מוליך ווידוא הולכה מספקת של כלל האלקטרודות, בהתאם לתצוגת המכשיר Brain Vision בתוכנת ההקלטה המתאימה.



תמונה 2: דוגמה להליך הניסוי

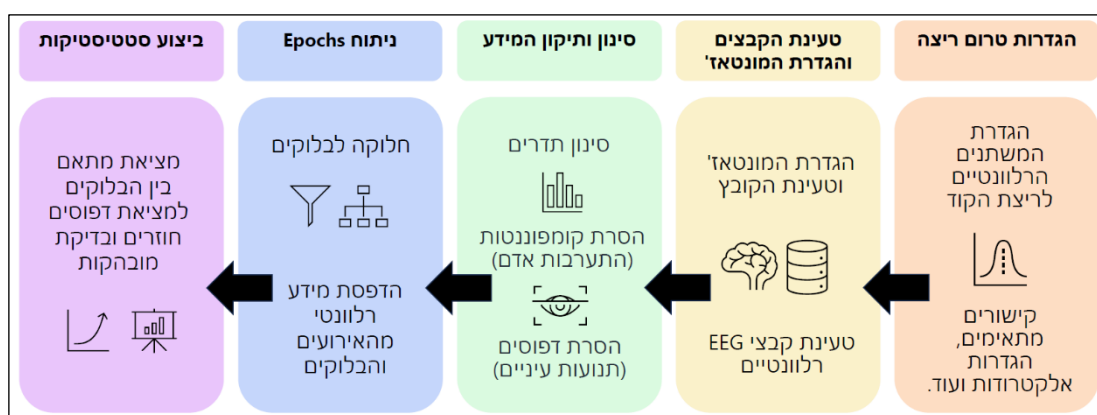
הנבדק התבקש לשבת בשקט ובנוחות, ולא להזיז את זרועו עד שיקבל הוראה. הנבדק היה מחובר למכשיר ה-EEG, ונמצא בחדר בעל אורות מעומעמים ובשקט מוחלט. הנבדק אווזו בידו בעכבר המחשב כאשר זרועו (ימין) מונחת על השולחן. בחדר נמצאו הנבדק, ושני נסיינים בלבד. הניסוי כלל 4 בלוקים, כאשר כל אחד מכיל 24-25 תנועות יד ימין בלבד. בכל בלוק התבקש הנבדק לשבת ולא לזוז כלל, וכאשר הוא שומע צליל התבקש הנבדק להזיז את יד ימין האוחזת בעכבר תנועה קלה קדימה ואחור על השולחן. שאר הגוף אינו זז, והמבט נשאר ממוקד במרכז הריבוע השחור שעל המסך.

הנסיין אשר נמצא בחדר מוודא כי הטיימר בכל בלוק רץ 9 שניות במדויק, בין כל 24-25 אירועי תזוזת היד של הבלוק (תמונה 2). בנוסף, בכל אירוע תזוזת יד מסמן הנסיין במכשיר ה-Brain Vision אירוע בעל מספר מזהה מיוחד ושם מיוחד, אשר מסמן אירוע תזוזת יד בתוך בלוק. בין כל אירוע תזוזת יד התבקש הנבדק להחזיר את העכבר ואת היד לנקודת ההתחלה ממנה התחיל, אשר הינה תחתית הריבוע השחור.

גישה טכנית

לאחר הרצת הניסוי בעבור שני נבדקים, בוצע ניתוח הסיגנל באמצעות קוד בשפת פייתון. הקוד עושה שימוש נרחב בספריית MNE-Python. זוהי ספרייה המותאמת לניתוח נתונים אלקטרו-פיזיולוגיים, עם התמקדות מיוחדת בניסויי EEG. הספרייה מציעה חבילה מקיפה של כלים, החל מטעינת נתונים ועיבוד מקדים ועד לניתוח והדמיה מתקדמים. בנוסף, הספרייה מאפשרת ליישם מגוון טכניקות עיבוד מקדים להסרת מידע, סינון, דגימה מחדש ותיקון. באמצעותה ניתן לבצע ניתוח במרחב תדר-זמן, ולנתח באופן סטטיסטי קישוריות ואינטגרציה מוחית. יכולות ההדמיה הנרחבות של הספרייה מאפשרות ליצור מפות טופוגרפיות של הסיגנלים והופכות אותה למתאימה במיוחד לניתוח סיגנלי EEG.

הקוד נכתב בפלטפורמת Google Colab (נספח 3) ועוצב בצורת Data Analysis Pipeline (צינור ניתוח נתונים). זוהי גישה שיטתית ומובנית לעיבוד וניתוח נתונים, הכוללת סדרה של שלבים שבאמצעותם נתונים גולמיים הופכים לבעלי תובנות משמעותיות, מסקנות או מידע בר-פעולה. המטרה של צינור ניתוח נתונים היא להבטיח דיוק, יעילות, חזרתיות ושקיפות של תהליך הניתוח. MNE-Python מספקת מגוון כלים לכל שלב בצינור ניתוח הנתונים (Gramfort et al., 2013). מבנה זה בא לידי ביטוי במימוש הקוד (תמונה 3):



תמונה 3: מבנה הקוד וחלקיו – צינור ניתוח נתונים

הגדרות טרום ריצה

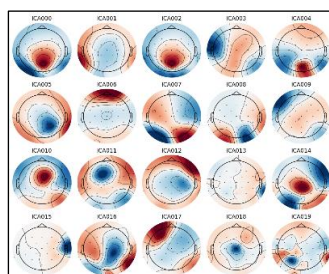
מטרת חלק קוד זה הינה להפוך את הקוד למודולרי ומתאים לצרכי המשתמש. המשתמש מגדיר מראש את ההפניות והמשתנים הרלוונטיים על מנת לשמור על הקוד בהמשך ללא צורך לשנותו. הוא כולל ציון נתיבי קבצים לקבצים חיוניים הקשורים ל-EEG, כגון קובץ ה-vhdr המכיל את נתוני ה-EEG, קובץ המונטאז' המגדיר את מיקומי האלקטרודות ושמות האלקטרודות העזר. תצורות אלו חיוניות עבור גישה לנתונים ומיפוי אלקטרודות. במקרה הצורך ניתן לשנות את שמות הערוצים כך שיתאימו למונטאז' הרלוונטי. בנוסף, חלק זה כולל את הגדרת התדרים לסינון ומספר האלקטרודות בשימוש. לבסוף, הגדרת חלון הזמן לניתוח הבלוקים ובחירת ערוצים ספציפיים לניתוח (אלקטרודות) מאפשרת מיקוד באלקטרודות ספציפיות ומתאימה לבחירה של המשתמש. הניסוי מתמקד בזיהוי תנועת יד ולכן לפי מחקר מקדים נבחרו אלקטרודות C4, 'Cz', 'Fz', אשר יושבות בקרבה לאזורים מוטוריים רלוונטיים (Bermúdez I Badia et al., 2013). בנוסף, מחקרים מראים כי פעילות ה-EEG הקשורה לתנועת יד מתחילה בדרך כלל להשתנות כשנייה אחת לפני התנועה וממשיכה להשתנות למשך כשנייה אחת לאחר התנועה (McFarland et al., 2010). לכן בקוד נבחר חלון זמן של 4 שניות לפני תחילת תנועה ו-21 שניות עד לאחריה כמרווח הזמן המוגדר לתנועת יד.

טעינת הקבצים והגדרת המונטאז'

חלק זה של הקוד מטפל בגישה של Google Drive לנתונים וטעינת נתוני EEG מקובץ ה-vhdr באמצעות ספריית MNE. בחלק זה מתבצעת הבטחת התקנת הספרייה MNE וטיפול בהתקנתה אם אינה קיימת. היכולת לטעון נתוני EEG ישירות מ-Google Drive מפשטת את ניהול הנתונים והגישה, דבר החשוב במיוחד עבור חוקרים העובדים עם מערכי נתונים גדולים. טעינת המונטאז' מקובץ ה-bvef שסופק מבטיחה שמיקומי האלקטרודות מוגדרים בצורה נכונה. הגדרת אלקטרודות הייחוס, כגון ECG, חיונית לביטול רעשי רקע משותפים ויצירת נקודת ייחוס לחישובי מתח. ללא הגדרת מונטאז' ואלקטרודות ייחוס מתאימה, אותות EEG עלולים להתפרש בצורה שגויה, ולהוביל לתוצאות שגויות.

סינון ותיקון המידע

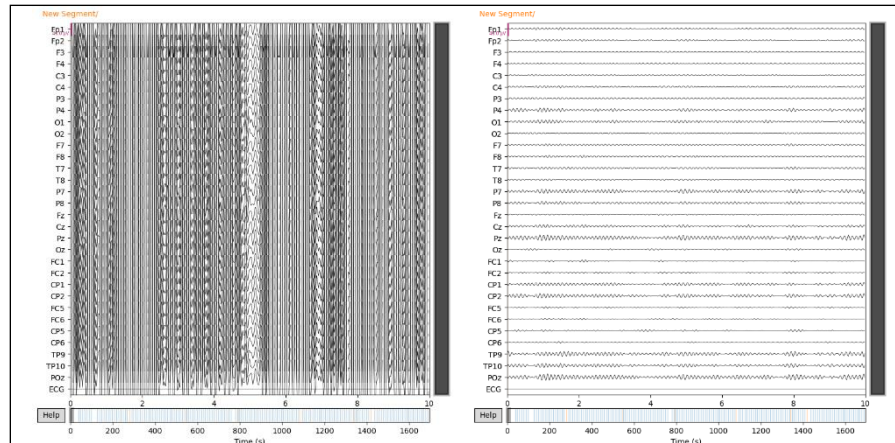
חלק קוד זה כולל 3 חלקים מרכזיים. תחילה, מתבצע סינון תדרים. הסינון המתבצע בקוד הינו סינון Band-pass. מסנן מאפשר לאותות בטווח תדרים מסוים ("passband") לעבור דרכו תוך דיכוי אותות מחוץ לטווח זה ("stopband"). שני הפרמטרים המרכזיים בהגדרת מסנן זה הם תדר החיתוך התחתון (low-pass) ותדר החיתוך העליון (high-pass). פרמטרים אלו קובעים את טווח התדרים שישמר באות המסונן. את התדרים עצמם קובעים בקוד בשלב "הגדרות טרום ריצה" והם נקבעים לפי מחקר מקדים בהתאם לניתוח הנתונים שרוצים לבצע. פעילות ה-EEG הקשורה לתנועת יד נמצאת בדרך כלל בגלי mu (8-12 הרץ) ובטא (12-28 הרץ) (McFarland & Wolpaw, 2011). לכן, במקרה של הקוד הנתון, הטווח הנבחר הינו 8-12 הרץ.



תמונה 4: ICAs של נבדק 1

החלק השני בקטע קוד זה הינו ניתוח של רכיבים עצמאיים (Independent Components Analysis, ICAs). זוהי טכניקה המשמשת בניתוח EEG כדי להפריד את אות ה-EEG המוקלט לרכיבים בלתי תלויים סטטיסטית. הטכניקה חשובה במיוחד לזיהוי ובידוד של מקורות שונים של פעילות עצבית ולא עצבית, מה שהופך אותה לשלב חיוני בעיבוד מוקדם של נתוני EEG. בחלק קוד זה נדרשת התערבות אדם. הקוד מדפיס לחוקר את הקומפוננטות השונות (תמונה 4), והחוקר נדרש להחליט מי מהן מסמלות אותות שמקורן הינו של רעש חיצוני אשר אינו חלק מהאות המוחי הרלוונטי לנתונים. את מספר הקומפוננטות נדרש החוקר להזין במקום המתאים והקוד מסיר אותן מהאות.

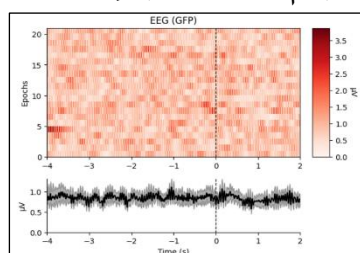
החלק האחרון בקטע זה כולל הסרת אותות דפוסים מוכרים מהקוד שאינם חלק מהאות הרלוונטי לניתוח המידע. אחד הדפוסים המוכרים אשר ניתנים להורדה בעזרת ספריית MNE הינו דפוס של תנועות עיניים. לכן מתבצע שימוש בפונקציה של הספרייה אשר מזהה דפוסים בקומפוננטות המקושרות לאלקטרודות הקרובות ביותר לעיניים, המוגדרות גם הן בחלק "הגדרות טרום ריצה". בתמונה 5 ניתן לראות דוגמה להדפסת גלי אלקטרודות לפני ואחרי ביצוע כלל השלבים בחלק "סינון ותיקון המידע" על קבצי EEG של נבדק 1 מבין שני הנבדקים עליהם בוצע הניסוי.



תמונה 5: תהליך סינון ותיקון המידע על נתוני נבדק 1. משמאל – המידע באלקטרודות לפני התהליך. מימין – המידע באלקטרודות לאחר התהליך.

ניתוח Epochs

בניתוח נתוני EEG, Epoch מתייחס לקטע בזמן של הקלטת ה-EEG הרציפה המופק על סמך אירועים או טריגרים ספציפיים. Epoch-ים מאפשרים לחוקרים לבודד ולנתח פעילות EEG המותאמת בזמן לאירוע מסוים של עניין. אירועים אלו יכולים להיות כל דבר, החל מהצגת גירוי ועד לתגובת הנבדק או, בניסוי הספציפי המדובר במאמר זה, התרחשות של תנועת יד. לכן, בניסוי זה מרווח הזמן בין כל שני אירועי תזוזת יד יקרא Epoch. בחלק זה של הקוד מתבצע ייצוא של ה-Epoch-ים הנמצאים בקובץ על סמך אירועי תזוזת היד. לאחר מכן, מתבצעת חלוקה ידנית (בקוד) לבלוקים של הניסוי, כאשר בכל אחד קיימים כ-25 אירועי תזוזת יד.



תמונה 6: הדפסה של בלוק אחד מנתוני נבדק 1

חלק זה דורש התערבות אדם בחלוקת הבלוקים לפי מערך הניסוי אותו ביצע החוקר. בנוסף, בחלק זה מודפסים בלוקים ספציפיים למסך. החוקר יכול לבחור ולשנות את הבלוקים המודפסים או להדפיס את כולם. בגרף המודפס (תמונה 6) ניתן לראות את האמפליטודה (משרעת) הממוצעת של נתוני EEG על פני זמן לכל Epoch בתוך הבלוקים. ציר ה-X מייצג את הזמן בשניות, ציר ה-Y מייצג את ה-Epoch-ים השונים בתוך הבלוק. עוצמת הצבע במפת החום מייצגת את אמפליטודת ה-EEG הממוצעת עבור כל ערוץ בנקודות זמן שונות ביחס לאירוע. צבעים כהים יותר מציינים לרוב אמפליטודות גבוהות יותר.

ביצוע סטטיסטיקות

החלק האחרון של הקוד מתמקד בניתוח סטטיסטי, אשר הוא הליכה של פרשנות נתוני EEG. חישובי מקדם מתאם בין בלוקים מעריכים את הקשרים בין מקטעים שונים של נתוני EEG, ומסייעים לזהות דפוסים או מגמות לאורך זמן. בחלק זה מתבצע מבחן ANOVA. ניתוחים סטטיסטיים אלה מספקים את הראיות האמפיריות הנחוצות להסקת מסקנות לגבי ההשפעה של תנועות ידיים על דפוסי EEG. חלק זה ניתן

לשינוי של החוקר כך שהוא יכול לבחור את הבלוקים אותם הוא רוצה להשוות, או לאחד בלוקים שונים ולהשוות ביניהם לקבלת תוצאות סטטיסטיות. בנוסף, התבצעה השוואה בין ממוצעי גלי Epoch-ים שונים.

תוצאות

כחלק מהקוד ובחלקו האחרון התבצע מבחן סטטיסטי ANOVA להשוואה בין בלוקים שונים בקוד. תוצאת מבחן ה-ANOVA אשר התקבלה אינה תוצאה מובהקת. בנוסף, הודפס מתאם בין מקטעי בלוקים 1-3 למקטעי בלוקים 4-7. המתאם אשר התקבל הינו 0.012. סיבות אפשריות למתאם זה ולחוסר המובהקות נמצאות בדיון.

דיון

מאמר זה עוסק במחקר שמטרתו לזהות תנועת יד רצונית בעזרת EEG וניתוח הסיגל באמצעות קוד. מחקר זה הינו חלק ממחקר גדול יותר אשר מטרתו שילוב פלטפורמת VR בטיפול בילדים בעלי שיתוק מוחין (CP). במסגרת דיון זה אתייחס לשני חלקי המחקר, הכוללים את שלב הניסוי ואת שלב ניתוח המידע בעזרת קוד, ולכיווני המשך.

בהתייחס לניסוי שבוצע, אתייחס למבנה הניסוי ולתנאי הרצת הניסוי. מבחינת מבנה הניסוי, על מנת לשפר את התוצאות לניסויי המשך, יש לדייק את מבנה הבלוקים של תזוזות היד, כך שיכילו כמות זהה ומאורגנת של תנועות יד. בנוסף, על מנת להגיע למכנה משותף גדול ביותר בתזוזות היד, יש להוסיף בלוקים של תזוזות יד נוספת, מעבר לתזוזה קדימה-אחורה. דוגמאות אפשריות הינן תזוזה שמאלה-ימינה, או דמיון של תזוזה ללא תזוזה פיזית. בנוסף, בעת תכנון הניסוי נכתב קוד פייתון שמטרתו לזהות את תזוזות היד כך שבעת ניתוח המידע ניתן יהיה לזהות את אירועי תזוזות היד (נספח 2), אך בפועל בניסוי זה לא בוצע שימוש בתוכן המידע שהודפס מהקוד, אלא רק באירועים עליהם דיווח הניסוי בעת הזזת היד של הנבדק לתוכנת Brain Vision. על מנת לדייק את הזמנים בעת אירוע של תזוזת יד, מומלץ לשלב את פלט המידע של הקוד ולדייק אותו כך שיתאים לשילוב עם התוכנה. מבחינת תנאי הרצת הניסוי, הניסוי הורץ על שני נבדקים בלבד- חברי צוות הניסוי. על מנת להגיע לתוצאות מובהקות ורלוונטיות יש להגדיל משמעותית את כמות הנבדקים. בנוסף, בעת ההרצה של הקוד בוצע שימוש במכשיר EEG בעל 32 אלקטרודות. סביר להניח שמכשיר בעל 64 אלקטרודות יפיק נתונים מדויקים יותר.

בהתייחס לניתוח נתוני הניסוי, אתייחס לקוד הכתוב ולחלופות רלוונטיות. תחילה, אתייחס לשיפורים אפשריים בקוד הכתוב. מבחינת האלקטרודות בהן התמקדנו בניתוח, ניתן להרחיב את הטווח מ-4 האלקטרודות עליהן התמקדנו, ולהשתמש באלקטרודות נוספות עליהן חקרנו במחקר המקדים. ניתן גם לבצע שינוי בטווח הזמנים בו מתמקדים בכל אירוע תזוזת יד. בניסוי בחרנו להתמקד ב-4 שניות לפני התזוזה עד ל-2 שניות לאחריה. מיקוד טווח זה לטווח קצר יותר יכול לסייע להתמקד בתזוזת היד. בהתמקדות בחלק של סינון ותיקון המידע, ניתן לשנות את טווח התדרים אותו מסננים בהסתכלות על האות. מומלץ להגדיל את הטווח העליון להיות כ-28 הרץ, על מנת לנתח גם את גלי הבטא המקושרים לתזוזת יד. בנוסף, בחלק זה ביצענו סינון של תנועות עיניים על מנת לנקות רעשים מהמידע. בעת כתיבת הקוד הוספנו הסרה של דפיקות לב, Electrocardiogram (ECG) Artifacts, אך המידע אינו נמצא בהקלטות הניסוי אותו ערכנו בעת חילוץ בעזרת פונקציות הספרייה MNE, ולכן לא התאפשרה הסרתו מהסיגלים. יש לשים לב בעת ביצוע הניסוי שהאלקטרודה המתאימה מחוברת כראוי ומאתרת את מקור דפיקות הלב, על מנת שניתן יהיה להסיר מידע זה בניתוח, ויש לחקור בנושא על מנת לזהות דפוסי דפיקות לב בקומפוננטות ICA על מנת להסיר ידנית.

מבחינת סטטיסטיקה וניתוח, מומלץ לבצע מבחני ANOVA נוספים. יש לחקור ולקרוא על ספריות פייתון שונות ונוספות בעזרתן ניתן לבצע סטטיסטיקות אלו, אך החשוב ביותר הינו מיקוד בנתונים עליהם מבצעים את הסטטיסטיקה. כלומר, יש לבצע מחקר נוסף על מציאת דפוסים בבלוקים וב-Epoch-ים, על מנת למצוא משתנה מתאים לביצוע הסטטיסטיקה. במחקר שלנו ביצענו סטטיסטיקה על המידע ב-Epoch-ים, אך יש למקד משתנה זה ולחקור מה כולל תוכן ה-Epoch מבחינת חלוקה לאלקטרודות שונות, עוצמות ותדרים. כך ניתן לבצע ניתוח סטטיסטי ממוקד יותר, תואם אלקטרודה/ זמן/ תדר.

באופן כללי, בחרנו להשתמש בספריית MNE בשפת פייתון שכן זוהי ספרייה בה בוצע שימוש נרחב במחקרי עבר דומים, וכמתואר בחלק "גישת הטכנית" לספרייה זו יתרונות רבים ונרחבים בחקר EEG. יש לשים לב שקיימות אופציות נוספות לביצוע ניתוח זה, ולהן יתרונות שונים. בין שיטות אלה ניתן למצוא את NeuroPy, אשר היא ספריית פייתון בקוד פתוח לעיבוד וניתוח אותות EEG. ספרייה זו מספקת מספר פונקציות לעיבוד מקדים, חילוץ וניתוח נתוני EEG. שיטה נוספת הינה שימוש ב-EEGLAB, ארגו כלים פופולרי של MATLAB לניתוח נתוני EEG. הוא מספק מגוון רחב של פונקציות לעיבוד מקדים, מיצוי תכונות, ניתוח סטטיסטי והדמיה של נתוני EEG. דרך נוספת הינה שימוש ב-BrainVoyager, חבילת תוכנה מסחרית לניתוח נתונים EEG ו-fMRI. למרות שקיימות שיטות נוספות אלו, למחקר המשך אמליץ להשתמש בקוד הכתוב המשתמש בספריית MNE בשפת פייתון ולבצע בו את השינויים הדרושים. הקוד מכיל את חלקי הניתוח המרכזיים והחשובים, והשימוש בספריית MNE הוא בחירה כללית טובה לניתוח EEG מכיוון שהוא מקיף, גמיש, יעיל, ניתן לשחזור, ניתן להרחבה, חינוכי וקוד פתוח. זוהי גם בחירה טובה למתחילים מכיוון שקל יחסית ללמוד ולהשתמש בספרייה זו, והיא כוללת את כל החלקים החשובים לביצוע ניתוח המידע.

אסכם כי ככיווני המשך מרכזיים לניסוי זה, לאחר סקירת כלל הכיוונים האפשריים, מומלץ להתמקד בהרחבת מדגם הניסוי, ובשיפור הניתוח הסטטיסטי על מנת שניתן יהיה למצוא דפוסים מובהקים בתזוזות יד בתנועת EEG. קוד זה מכיל את החלקים המרכזיים בניתוח מידע EEG, ולכן מומלץ להשתמש בקוד הכתוב ובמבנהו ולהרחיבו, תוך הוספת אוטומציות ושיפורים אפשריים בסיועו ותיקון המידע כמומלץ בדיון זה. יש לדייק את הניתוח הסטטיסטי ולבצע מחקר מקיף בתת נושא זה ובחלק המתאים לו בקוד, על מנת לשפר את הקוד ולמקדו במציאת הדפוסים הרלוונטיים.

- Bermúdez I Badia, S., García Morgade, A., Samaha, H., & Verschure, P. F. M. J. (2013). Using a hybrid brain computer interface and virtual reality system to monitor and promote cortical reorganization through motor activity and motor imagery training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2).
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2229295>
- Demers, M., Fung, K., Subramanian, S. K., Lemay, M., & Robert, M. T. (2021). Integration of motor learning principles into virtual reality interventions for individuals with cerebral palsy: Systematic review. *JMIR Serious Games*, 9(2). <https://doi.org/10.2196/23822>
- Gramfort, A., Luessi, M., Larson, E., Engemann, D. A., Strohmeier, D., Brodbeck, C., Goj, R., Jas, M., Brooks, T., Parkkonen, L., & Hämäläinen, M. (2013). MEG and EEG data analysis with MNE-Python. *Frontiers in Neuroscience*, 7 DEC. <https://doi.org/10.3389/fnins.2013.00267>
- McFarland, D. J., Sarnacki, W. A., & Wolpaw, J. R. (2010). Electroencephalographic (EEG) control of three-dimensional movement. *Journal of Neural Engineering*, 7(3).
<https://doi.org/10.1088/1741-2560/7/3/036007>
- McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2011). Brain-computer interfaces for communication and control. *Communications of the ACM*, 54(5). <https://doi.org/10.1145/1941487.1941506>
- Palomo-Carrión, R., Romay-Barrero, H., Romero-Galisteo, R. P., Pinero-Pinto, E., López-Muñoz, P., & Martínez-Galán, I. (2020). Modified constraint-induced movement therapy at home—is it possible? Families and children's experience. *Children*, 7(11).
<https://doi.org/10.3390/children7110248>
- Paul, S., Nahar, A., Bhagawati, M., & Kunwar, A. J. (2022). A Review on Recent Advances of Cerebral Palsy. In *Oxidative Medicine and Cellular Longevity* (Vol. 2022).
<https://doi.org/10.1155/2022/2622310>
- Schoenmaker, J., Houdijk, H., Steenbergen, B., Reinders-Messelink, H. A., & Schoemaker, M. M. (2023). Effectiveness of different extrinsic feedback forms on motor learning in children with cerebral palsy: a systematic review. In *Disability and Rehabilitation* (Vol. 45, Issue 8).
<https://doi.org/10.1080/09638288.2022.2060333>
- Smithers-Sheedy, H., Badawi, N., Blair, E., Cans, C., Himmelmann, K., Krägeloh-Mann, I., McIntyre, S., Slee, J., Uldall, P., Watson, L., & Wilson, M. (2014). What constitutes cerebral palsy in the twenty-first century? In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 56, Issue 4).
<https://doi.org/10.1111/dmcn.12262>
- Tauscher, J. P., Schottky, F. W., Grogork, S., Bittner, P. M., Mustafa, M., & Magnor, M. (2019). Immersive EEG: Evaluating electroencephalography in virtual reality. *26th IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces, VR 2019 - Proceedings*.
<https://doi.org/10.1109/VR.2019.8797858>
- Teplan, M. (2002). FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT M . Teplan. *Measurement Science Review*, 2(Section 2).
- Warnier, N., Lambregts, S., & Port, I. Van De. (2020). Effect of Virtual Reality Therapy on Balance and Walking in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Developmental Neurorehabilitation*, 23(8), 502–518. <https://doi.org/10.1080/17518423.2019.1683907>

נספחים

נספח 1 – מונטאז' BC-MR-32 :

קישור להורדת המונטאז' הנדרש :

<https://www.brainproducts.com/support-resources/montages-workspaces-electrode-coordinate-files-bvef-passive-electrodes>

המונטאז' הרלוונטי נמצא תחת תקיית ה-ZIP המורדת, בנתיב :

RWKSP_Montages_BVEF_passive_221013.zip\passive electrodes\BrainCap MR\BrainCap MR 32 Channel\BC-MR-32.bvef

נספח 2 – קוד פייתון – כלי עזר בניסוי :

<https://colab.research.google.com/drive/1PnYYRMP1BONNQsOkUZLCfIQsFUd1-Rf?usp=sharing>

נספח 3 – קוד פייתון – קוד ניתוח המידע המרכזי :

<https://colab.research.google.com/drive/1h4cuohzS3JY0lzsA4nXU0U5SGjydcZh3?usp=sharing>