



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Villamosmérnöki és Informatikai Kar
Automatizálási és Alkalmazott Informatikai Tanszék

Salamon Ádám

EEG ADATTOVÁBBÍTÁS LSL
FELHASZNÁLÁSÁVAL A BCI ALKALMAZÁSOK
HATÉKONYSÁGÁNAK NÖVELÉSE ÉRDEKÉBEN

KONZULENS

Dr. Márton Gergely

Dr. Takács Gábor

BUDAPEST, 2019.

1 Tartalomjegyzék

1	Tartalomjegyzék	2
2	Kivonat	4
3	Abstract	5
4	Agyi tevékenységek áttekintése:	6
4.1	EEG vizsgálat:	6
4.2	EEG készülék felépítése:	8
4.3	Elektródák:	8
4.4	EEG erősítők:	9
4.5	EEG szűrők:	10
4.6	Montázsok:	10
5	EEG hullámok (EEG Grafoelemek sorozata):	11
6	Az eseményfüggő potenciál ERP (Event-Related Potential), P300	17
6.1	P300 komponensei:	19
6.1.1	P3a:	19
6.1.2	P3b:	19
7	EEG Fejpánt:	20
8	Lab Streaming Layer bemutatása:	21
9	LSL interfész alkalmazása agyi jelek továbbítására:	22
9.1	LSL Stream:	22
9.1.1	EEG Stream:	22
9.1.2	Impedance stream:	22
9.1.3	Alpha stream:	23
9.1.4	Összefoglalás:	23
9.1.5	További fejlesztési lehetőségek:	24
9.2	P300 mérés az egyszerűsített modellel:	25
9.2.1	Fotodióda, mint az agy modellje:	27
9.2.2	Tesztkörnyezet létrehozása:	29
9.2.3	Adatok feldolgozása, késleltetés mérése:	31
9.2.4	Kapott eredmény értelmezése:	32
9.3	Egyéb módosítások:	34
9.3.1	Firmware válaszüzeje okozta késleltetés változása:	34

9.3.2	Hálózati forgalom csökkentése az ESP32 és a PC között:	35
10	Összefoglalás.....	36
11	Ábrák jegyzéke.....	37
12	Irodalomjegyzék.....	39

2 Kivonat

Az agy-gép interfészek használata bizonyos típusú mozgássérülések esetében akár az egyetlen kommunikációs és mobilitási lehetőséget jelentheti. Terápiás célú felhasználása a központi idegrendszeri sérülést elszenvedett pácienseken új távlatokat nyitott. Továbbá felhasználási potenciálját marketing és szórakoztatóipar is felismerte.

Jelenlegi agy-gép interfészekkel létrehozott kommunikációs csatorna átviteli képessége még bőven elmarad a hagyományos beviteli eszközöktől, azonban folyamatos fejlesztéseknek és kutatásoknak köszönhetően egyre hatékonyabb eszközzé válik. A benne lévő potenciált jelenleg még közel sem használjuk ki.

Az agy elektroencefalográfiás (EEG) vizsgálatát gyakran alkalmazzák a neurológia és a kognitív idegtudomány területén. Azonban jelenleg elterjedt eszközök főleg kutatási céllal készültek, melyek azonban a mindennapi felhasználásban kényelmetlenek, a piacon kapható termékek viszont pontatlanok, avagy az áruk megfizethetetlen a kkv-k számára. A MindRove Kft. ezért egy olyan EEG fejpánt kifejlesztésébe kezdett, mely középúton képez az orvosdiagnosztikai eszközök, és az egyszerűbb piaci megoldások között. Fejlesztés célja olyan agy-gép interfész létrehozása, melynek fókuszában a motoros kéreg, valamint a döntés hozatallal összefüggésbe hozott eseményfüggő potenciálok (ERP) P300 komponensének megfigyelése áll.

Munkám során megismerkedtem többek között az agy elektrofiziológiás tulajdonságaival, áttekintem a fejlesztett EEG fejpánt által vett elektromos aktivitásait. Megismerkedtem a leggyakrabban használt EEG készülékek, valamint az EEG fejpánt felépítésével, működési- és mérési elveikkel. Áttekintettem az EEG fejpánt tervezésekor felmerült, és fókuszban lévő eseményfüggő potenciálváltozásait az agynak (ERP). Továbbá integráltam és teszteltem a jelenlegi szoftverkörnyezetbe a Lab Streaming Layert (LSL), mellyel a lokális hálózaton keresztül nyújt szabványos adatátviteli lehetőséget több mérő- és a mérési eredményeket feldolgozó eszközköz. Valamint kutatócsoport tagjaként segítettem a fejpánt hardveres fejlesztésében a jobb jel-zaj viszony eléréséhez.

Továbbá meghatároztam a közel jövőbeli fejlesztési lehetőségeket és azok megvalósítási tervét.

3 Abstract

The usage of Brain-Machine for people with certain type of disabilities may be the only way of communication and the only way of mobility. New horizons were created by the usage in therapy for the patients with injured central nervous system. Its potentials were recognised by the marketing and entertainment fields too.

For now, the Brain-Machine interface connection transmission ability is way behind of conventional input devices. However, thanks to the constant research and development it became more efficient every day. We use it far from it's potential within it.

The study of the brain with electroencephalography (EEG) has a wide literature; moreover, the practical application of it is deep in Cognitive Neuroscience and in Neurology. However, the devises of currently in use are made for the research and science, but they are uncomfortable to use in an everyday usage, and the devices on the market are inaccurate and the prices are unthinkable for the SME. For this purpose, the MindRove Kft. started developing an EEG headset, which will be in the middle ground between Medical diagnostic apparatus and the devices currently on the market. The goal of the development is to create an interface, which focus on the Motor cortex and the decision making with the P300 ERP component.

Through my work I gain knowledge in the brain's electrophysiological properties, I understand the developed EEG headset detected electrical activities. I got familiar with the most used EEG devices, and its construction and its measuring methods. I review the problems of Event-related potential (ERP) of the brain, which were in the focus during the development of the EEG headset. Moreover, I integrated and tested the Lab Streaming Layer (LSL) to the present software environment, which is a LAN data transmission apparatus that can make standard transmissions between the measuring and the processing devices. Furthermore, as a research team member I helped developing further the hardware of the headset for the purpose of too gain better signal-to-noise ratio.

In addition, I defined the development opportunities of the near future, and way to make them.

4 Agyi tevékenységek áttekintése:

4.1 EEG vizsgálat:

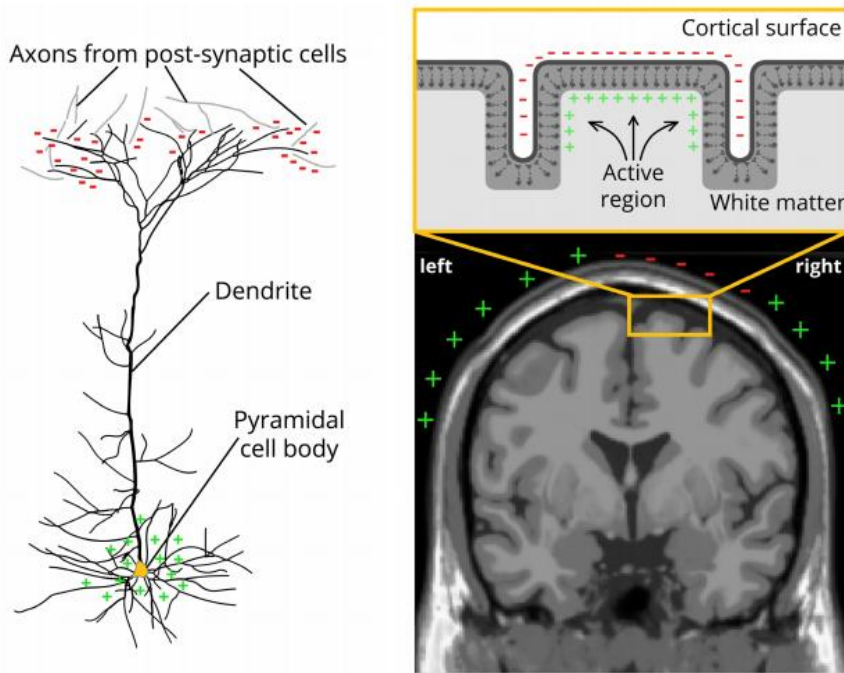
Az agy vizsgálatára használt elektrofiziológiai módszerek közül a legelterjedtebb az elektroencephalographiás (EEG) vizsgálat, mely az agytevékenységet kísérő elektromágneses változásokat leképező vizsgálmódszer. Képes megmutatni az agy funkcionális állapotát és annak dinamikus változásait úgy, hogy az agytevékenységek mind globálisan, mind célzott lokális részjelenségeiben tanulmányozhatók legyenek.

Az EEG vizsgálat történhet intrakraniálisan (koponyán belül) elhelyezett elektródák segítségével, mellyel nagy, akár néhány sejtre kiterjedő pontosságot lehet elérni. Hátránya az invazív műtéti beavatkozás szükségessége. Főleg ezért az extracranialis (koponyán kívüli) elektróda elrendezések használata és fejlesztése egyértelműen előnyös. Ez a hajas fejbőrön lévő (non-invazív) elektróda elrendezés jól használható a különböző agyterületek vizsgálatára.

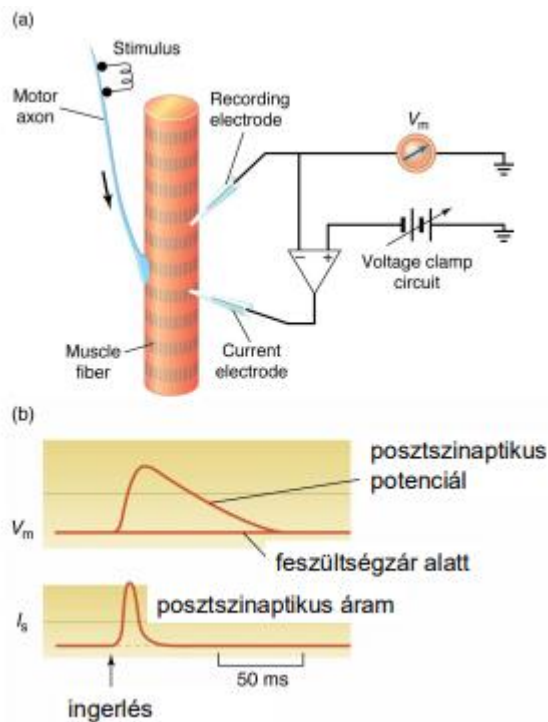
A felszíni hajas fejbőrön vett (skalp) EEG jel kialakulását több jelcsillapító tényezők – hajas fejbőr, koponya, agyhártyák – befolyásolják, ezért legalább 6-10 cm² -nyi agykéreg szinkron potenciálváltozása szükséges az értékelhető jel-zaj viszonyhoz. Ez vizsgálható agytevékenységek körét jelentősen szűkíti, azonban a non-invazív volta miatt a kutatások során gyakran használják.

Az elektródák által vett elektromágneses jelek a kortikális (agykérgi) sejtcsoportok (idegsejtek) funkcióváltozásait (gátlás és facilitáció) kísérő fluktuáló elektromágneses-térből adódnak. (1. ábra)

Az EEG hullámok az agykéreg felső rétegében lezajló neurofiziológiai folyamatok során a serkentő (excitatorikus) idegsejtek közti kapcsolódási ponttok (szinapszisok) fogadó oldali (postszinaptikus) kapcsolódási pontnál létrejött potenciálkülönbségből fakad. (2.ábra) A posztszinaptikus idegsejt membránja a nyugalmi -70mV-os potenciálja az ingerület megérkezésekor -50mV-ra nő - kísérő elektromágneses mezőpotenciál-ingadozással összefüggő jelenségek.



1. ábra: Neuron elektromos aktivitása ingerhatására, valamint az elektromos potenciál megváltozása az agykéregben. [1]



2. ábra: Excitatorikus post-szinaptikus kapcsolat, potenciálkülönbsége ingerület hatására.

EEG mérés során megjelenítjük és rögzítjük a fejbőrön elhelyezett extracranialis (skalp EEG) elektródák közvetítik a környezetükben lévő agyterületek

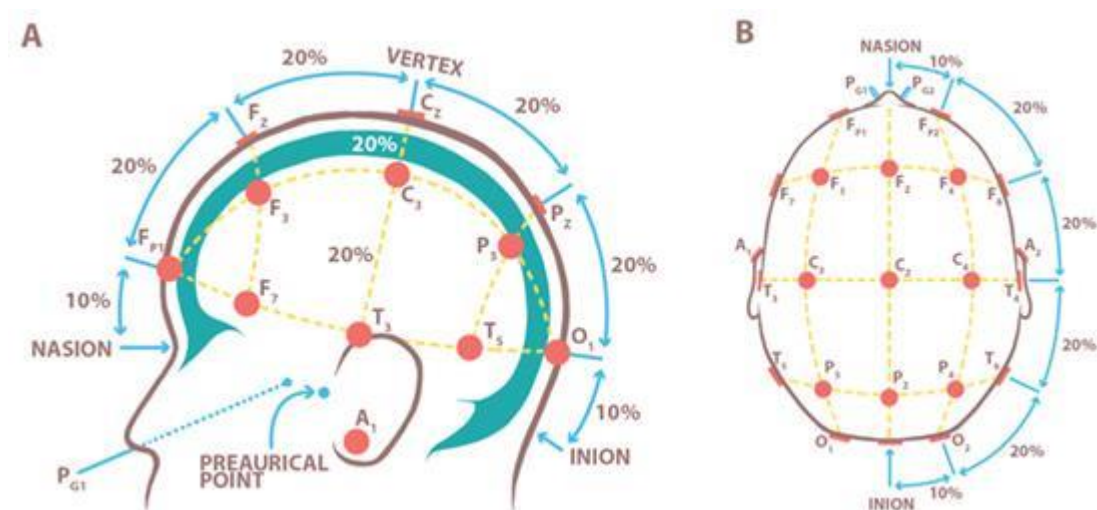
mezőpotenciáljaiból származó jeleket. Az elektródák által érzékelt a folyamatba természetesen a sejteken kívül elhelyezkedő extracelluláris tér és az agykéreg alatti terület potenciálváltozása is beletartozik [2] [3].

4.2 EEG készülék felépítése:

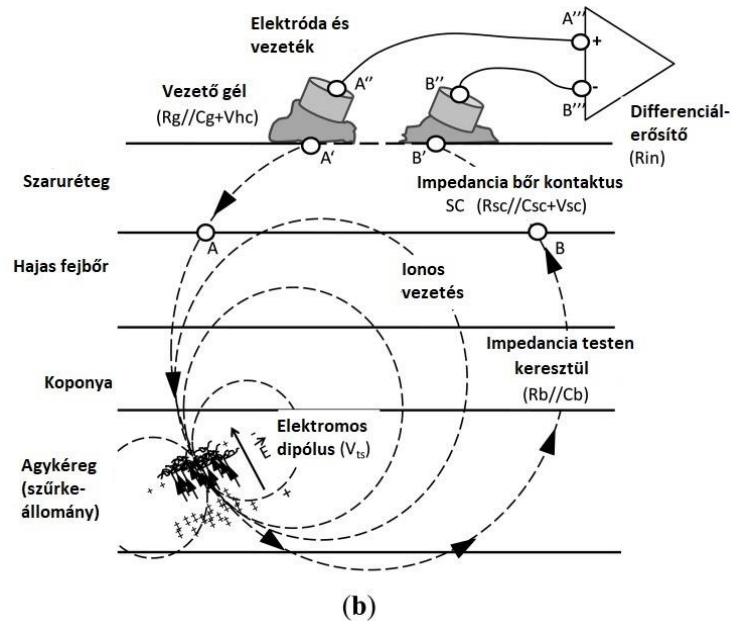
Az EEG készülék általánosan a következő részekre oszthatók, mely felosztás a fejlesztés alatt álló EEG fejpánt fontosabb részeinek ismertetésével bővítettem.

4.3 Elektródák:

Felhasználástól függően többféle elektróda és elektróda elrendezés (3. ábra) is használatos, melyek anyagjukban, formájukban egyaránt különböznek. A megfelelő elektróda kiválasztása a fejpánt tervezése során fontos szempont volt az egyszerű használat, valamint az gyárthatóság. Ezért részben 3D nyomtatással készülő passzív, részben száraz (semi dry) elektródára esett a választás. Az elterjedt ezüst/ezüstklorid huzal helyett a tartósabb platina huzallal, mely ugyan magasabb ellenállással és DC offset feszültséggel rendelkezik, azonban hosszabb méréseknél (AC mérésnél) ez nem jelent nagy hátrányt. [4]



3. ábra: Klasszikus 10-20-as elektróda elhelyezés a hajás fejbőrön. [3]

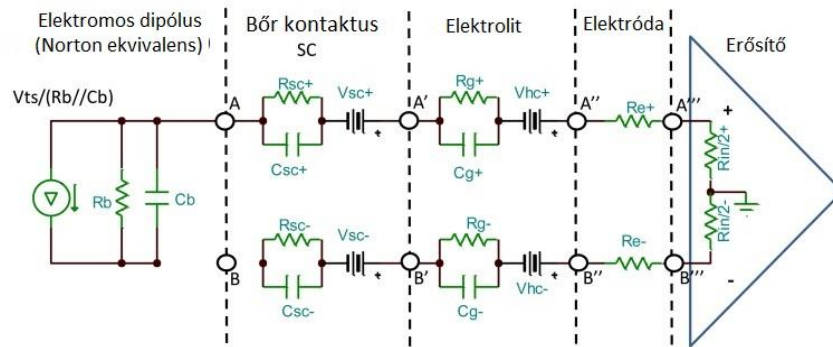


4. ábra: Neuronok elektromos dipólusa, ionos vezetés és differenciális mérés. [5]

A két elektróda között a száraz fejbőr nagyságrendileg $150\text{ k}\Omega$ - $200\text{ k}\Omega$ közti érték (4. ábra), melyet igyekszünk különböző módszerekkel csökkenteni nagyjából 5 - $10\text{ k}\Omega$ -ra. Így csökken az elektródák között mérhető ellenállások szórása, valamint az A és B pontok közti feszültségosztás negatív hatása. [5] Az hajas fejbőr vezetőképességét NaCl oldattal növeljük, melynek nagy előnye a vezető gélekkel szemben, hogy egyszerűen hozzáférhető bárki számára.

4.4 EEG erősítők:

EEG vizsgáló berendezések mindig differenciális erősítőt alkalmaznak a jelek fogadására, amely csökkenti a többnyire az elektróda vezetékénél fellépő elektromágneses interferencia zavaró hatását. Az 5. ábrán látott differenciális erősítő közös modulusú elnyomása (CMRR) tipikusan 100 dB feletti érték.



5. ábra: EEG mérésre használt differenciális erősítő valamint a bemeleibemeneteir kapcsolt impedancia modellek [5]

4.5 EEG szűrők:

EEG mérés során a hasznos jelek 0,5-70 Hz közötti frekvenciatartományban helyezkednek el, amely frekvenciasávot sávot felül- és egy alul áteresztő szűrővel választjuk ki.

Továbbá az elektromos átviteli hálózatban használatos váltakozó áram 50 Hz-es (USA: 60 Hz) zavaró komponensét szoftveresen szűrjük. További szűrés válik szükségessé, ha az egyes EEG hullámokat akarjuk vizsgálni.

4.6 Montázsok:

Az elektródák által vett jelek csatornákra bontását és megjelenítését montáznak nevezzük. Montázsok két főbb típusa:

- Bipoláris montázs: szomszédos csatornák közös referencia elektródákkal rendelkeznek, azonban nincs olyan referencia elektróda mely az összes csatorna kialakításában részt vesz.
 - Referencia montázs: csatornák kialakításakor az összes elektróda a számára kijelölt differenciális erősítő 1-es bemenetére kapcsolódik. A referencia elektróda pedig az összes differenciális erősítő 2-es bemenetére kapcsoljuk. Tehát a közös referencia elektródához képest mérjük az összes többi jelet.
- Fontos megjegyezni, hogy alkalmaznak virtuális referencia elektródát is a gyakorlatban, ekkor az összes elektródából érkezett jel számtani közepét vesszük referenciának.

5 EEG hullámok (EEG Grafoelemek sorozata):

EEG által mért jeleket grafoelemek sorozataként vizsgálják, mely során a következő hullámparamétereket elemzésével végeznek: frekvencia, amplitúdó, lokalizáció (elhelyezkedés), morfológia (alak), időtartam, reagibilitás (megbízhatóság, ismétlődés jellege).

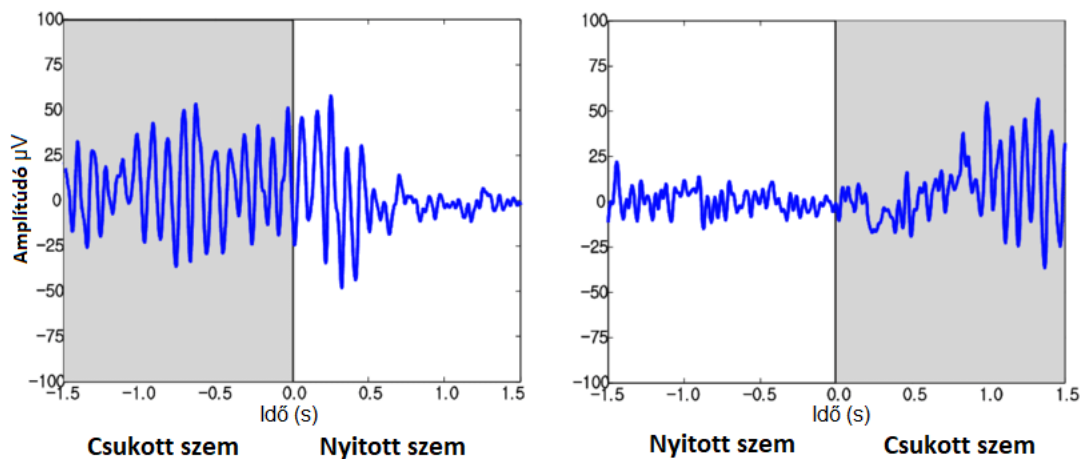
EEG hullámok fontos jellemzői, frekvenciatartományuk: (11. ábra, 1.táblázat) [2]

- **Alfa-ritmus:**

Frekvenciatartománya 8-13 Hz, mely egyénileg változhat azonban az életkor előrehaladtával nem változik jelentősen. Jellemzően ± 1 Hz-es kitérést mutat.

Amplitúdója bilaterálisan (két agyfélteke között) közel szimmetrikus, vagy a jobb agyféltekénél nagyobb amplitúdójú. Értéke felnőtt korban átlagosan 30-90 μ V közötti (leggyakrabban 50 μ V alatti), gyermekeknél ennél magasabb.

Részen, vagy teljesen blokkolódik szemnyitás vagy stressz hatására. (6. ábra) Mely jelenség megfigyelésére a fejlesztés alatt álló fejpánt alkalmas lehet.



6. ábra: Csukott szemmel alfa-hullámok sorozata látszik (alfa-ritmus). A szem kinyitásakor az alfa-hullámok eltűnnek és a béta-hullámoknak adnak helyet (de szinkronizáció, más néven alfa-blokád). A szemek lehunyására visszatér az alfa-ritmus. [6]

- **Lassú alfa variáns:**

Frekvenciája felel az Alfa-ritmusnak, lokalizációja azzal megegyezik, két alfa-hullám részleges fúziója.

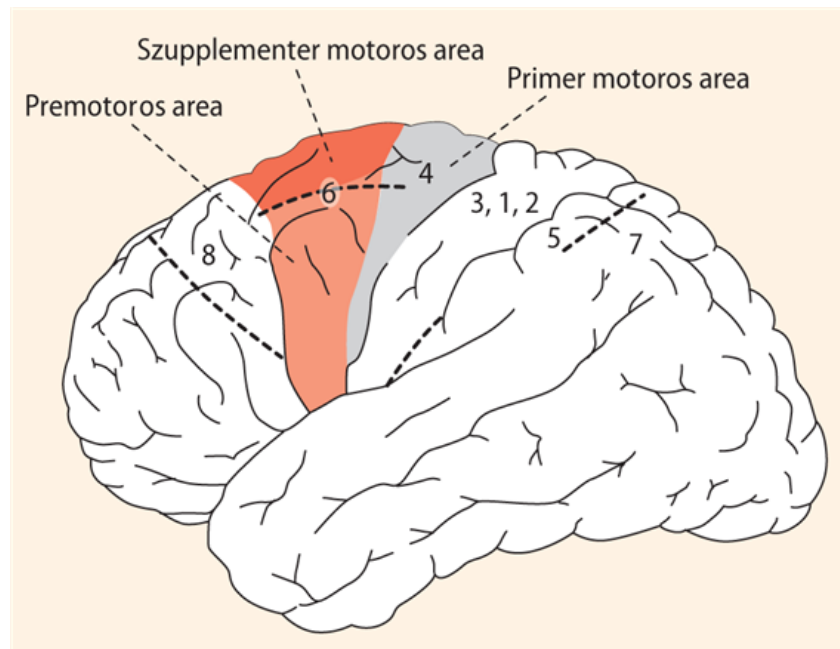
- **Gyors alfa-variáns:**

Lokalizációja megegyezik azonban frekvenciája alfa-ritmus felett helyezkedik el.

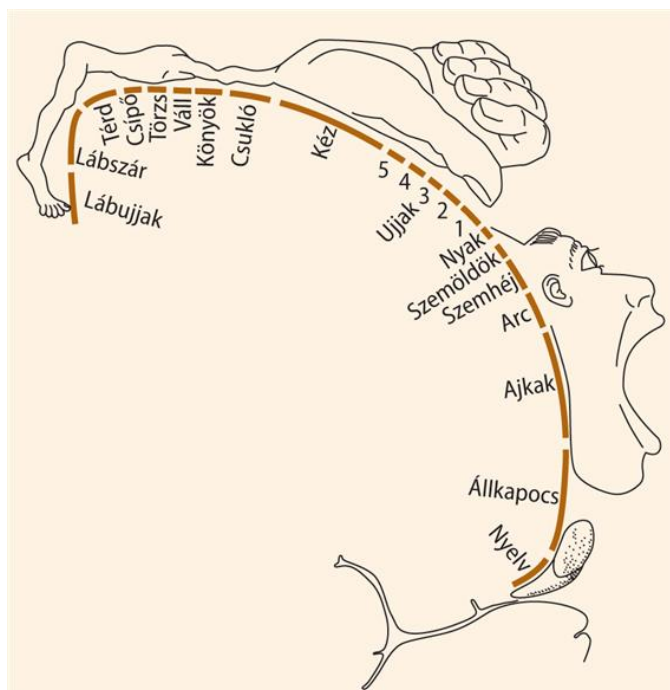
- **Mu-ritmus:**

Frekvenciatartománya 8-11 Hz, leggyakrabban 10 Hz. Forrása a motor cortex, bilaterálisan szinkron vagy aszinkron. Akaratlagos mozgás, vagy annak elképzelése is blokkolja, azonban a szemnyitás - az alfa-ritmussal szemben – nincs hatása rá. Az alfa-ritmustól független mintázatot mutat.

Forrása az agy mozgásért felelős agyterülete, (7-8. ábra) amely felett a fejpánt elektródái elhelyezkednek, megfigyelése későbbiekben diagnosztikai és terápiás felhasználás során fontos. [7]



7. ábra: Emberi frontális kéreg motoros mezői. [2] [8]

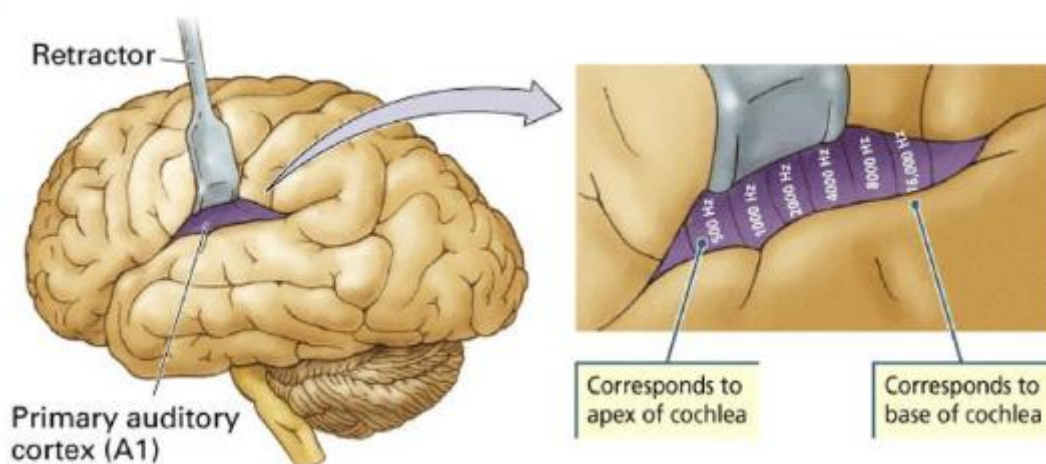


8. ábra: Az agy motorikus kérgére vetítve, hogy mely testrészek mozgásáért mely agyterület felelős. [2] [8] [9]

Több kutatás is folyik brain-computer interface (BCI) témakörben mely az agy mozgásért felelős részét (motor cortex) és annak különböző elektromágneses mintázatait vizsgálja. Eredményeik segíthetnek a mozgáskorlátozottak számára. [10]

- **Tau ritmus:**

Hang ingerre a hallókéregben (9. ábra) megjelenő ritmikus aktivitás



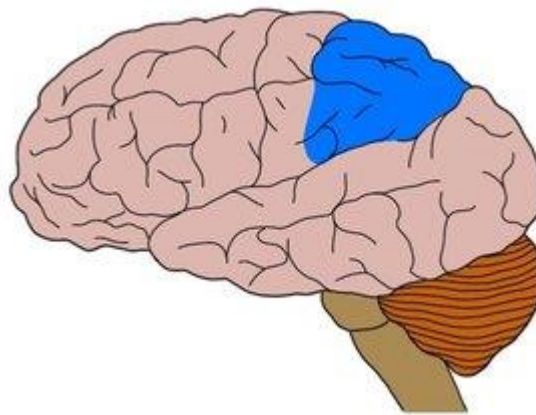
9. ábra: Különböző frekvenciájú hangok által keltetett ingerület az auditory cortexben. [11]

- **Beta-aktivitás:**

Frekvencia tartománya: 14-40 Hz, frekvenciája változó leggyakrabban 15-25 Hz értékű. Amplitúdója $<20 \mu\text{V}$, alkalmanként 20-30 μV is lehet azonban ezt okozhatja a szürkeállomány abnormális viselkedése is.

Amplitúdója magasabb: álmoság, felszínes alvás, REM (Rapid Eye Movement) során, illetve koponyacsont defektus esetén, valamint bizonyos központi idegrendszeri hatású szerek (benzodiazepinek, barbiturátok) hatására.

Lokalizációja főleg a frontális lebeny, valamint posterior terület (10. ábra) (gyors alfa-variáns).



10. ábra: Agy posterior területe késsel. [2]

A posterior terület tükroneuronokat tartalmaz, melyek az érzékelésért felelős szomatoszenzoros kéregben is megtalálhatóak. Érdekeségük, hogy a tükroneuronok nem csak cselekvésre, hanem a cselekvés megfigyelésekor is aktiválódnak.

Éber állapotban nyitott szemmel ez az alapaktivitás, feltehetőleg kognitív folyamatok során jön létre.

- Szorosan összefügg a motoros viselkedéssel aktív mozgáskor vagy taktilis (tapintáson alapuló) ingerléskor általában a béta-aktivitás gátlódik
- A vizsgálatok elsősorban a vizuális és a szomatomotoros kéregre koncentrálnak

- **Gamma aktivitás:**

Frekvenciája 30-100 Hz közé tehető, feltehetőleg különböző agyi régiók közti

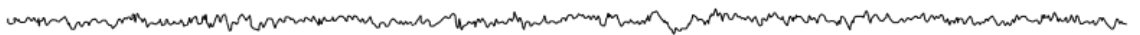
kommunikációt jelzi. Köthető továbbá jelentéssel bíró ingerekhez, kognitív-
valamint motoros funkciókhoz.

- **Theta-aktivitás:**

Frekvenciája 4-7 Hz, amplitúdója $<30 \mu\text{V}$, felnőtteknél időszakosan
rendszeretlenül fordul elő főleg a frontális kéregben. Feszült koncentráció,
kognitív feladatok, érzelmi állapot növeli. Feltehetően az emlékezéssel,
emléknyomok megerősítésével kapcsolható össze.

Agyhullámok

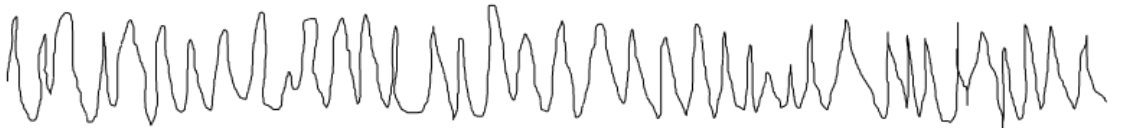
Gamma-hullám: 30-100 Hz



Béta hullám: 18-25 Hz



Alfa hullám: 8-12 Hz



Theta hullám: 4-7 Hz



Delta hullám: 1-4 Hz



11. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése.

- **Műtermékek:**

Eredetük szerint két nagy csoportra osztjuk:

- technikai műtermékek: Eredete a környezetből, mérési elrendezésből,
származó zajhatás. Például: hálózati váltakozó feszültség,
kábelmozgás.
- biológiai műtermék: melyek forrása a vizsgált alany. Ezek a
szemmozgásból, nyelvmozgásból, vagy vázizom mozgásból származó
zajhatás.

Többnyire igyekszünk minél jobban kiszűrni zavaró hatásukat, legtöbb

esetben ahogy a fejpánt esetében gyorsulásérzékelő szenzor beépítésével érzékelhetjük a vázizom mozgásából eredő műterméket.

Spektrum	Frekvencia (Hz)	Amplitúdó (μV)	
Delta	0,5-3,5	100-200	- mély alvás, - frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok
Theta	4-7,5	<30	REM alvás, frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok, hipotalamuszhoz kapcsolódó memória folyamatok
Alfa	8-12	30-90 (leggyakrabban <50)	- agy alapritmusa - szemnyitásra eltűnik
Béta	14-40 (leggyakrabban 15-25)	<20	- szenzoros emocionális behatások - mozgásra tapintásra gátlás
Gamma	30-100	<10	- neurális elemek szinkronizációja - ingerek alkotmenseinek feldolgozása

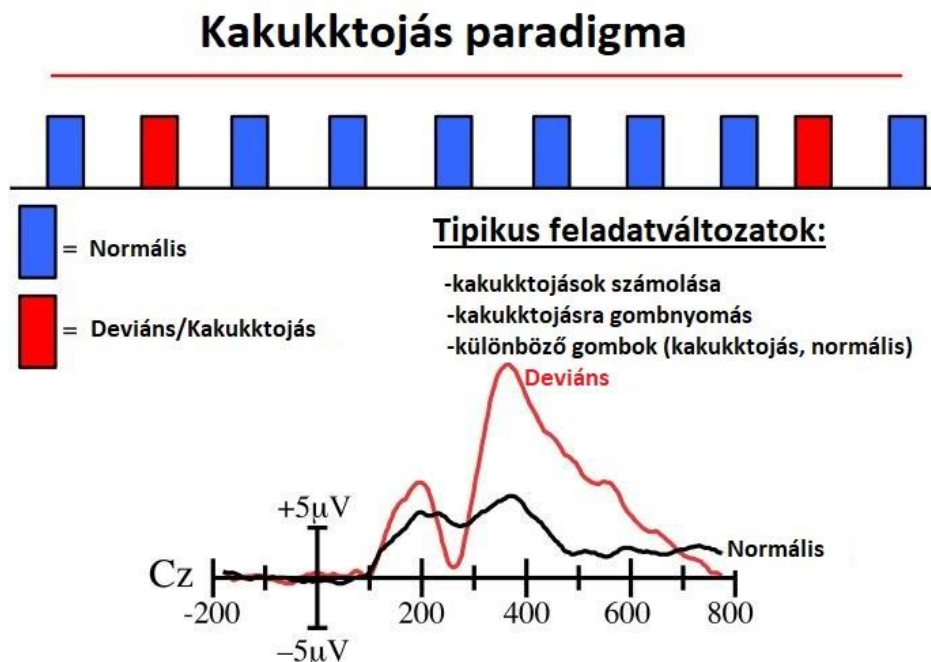
1. táblázat: Fontosabb EEG hullámok és tulajdonságaik összefoglalása.

6 Az eseményfüggő potenciál ERP (Event-Related Potential), P300

Valamely esemény, mely lehet motoros vagy szenzoros inger, melynek hatására az EEG-ritmusban egyszeri potenciálváltozást eredményez. Szenzoros receptorok, vagy a belőlük kiinduló axonok ingerlését követően a bekövetkező potenciálváltozás a kiváltott potenciálnak nevezzük.

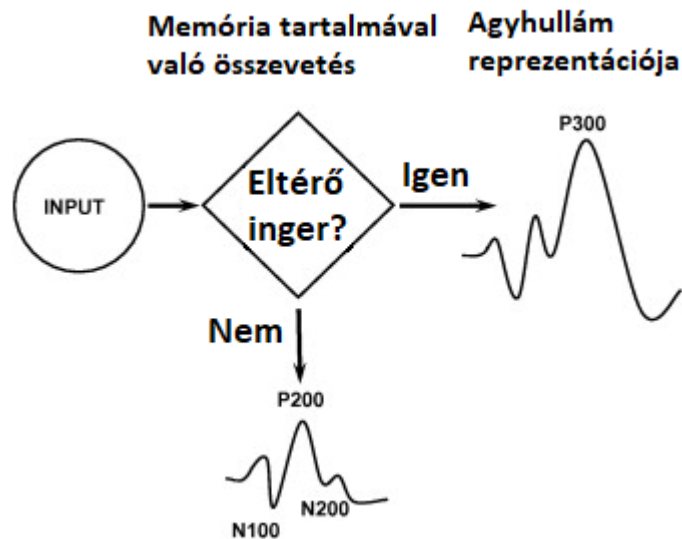
A kiváltott agykérgi potenciálok amplitúdója az EEG ritmusokkal azonos nagyságrendű, ezért ezek kiemelésére legtöbbször átlagolást használnak, mely során több kiváltott potenciál átlagát jelenítjük meg.

Kiváltására legtöbbször az odd-ball (kakukktójás) paradigmát használják (12. ábra), melynek során az alanynek célingert kell detektálnia. Ez legtöbbször egy ismétlődő hang vagy vizuális inger melyet véletlenszerűen felvált egy eltérő inger. Az alanynek a deviáns ingereket nyomon kell követni, illetve jelezni előfordulásukat. (13-14. ábra)

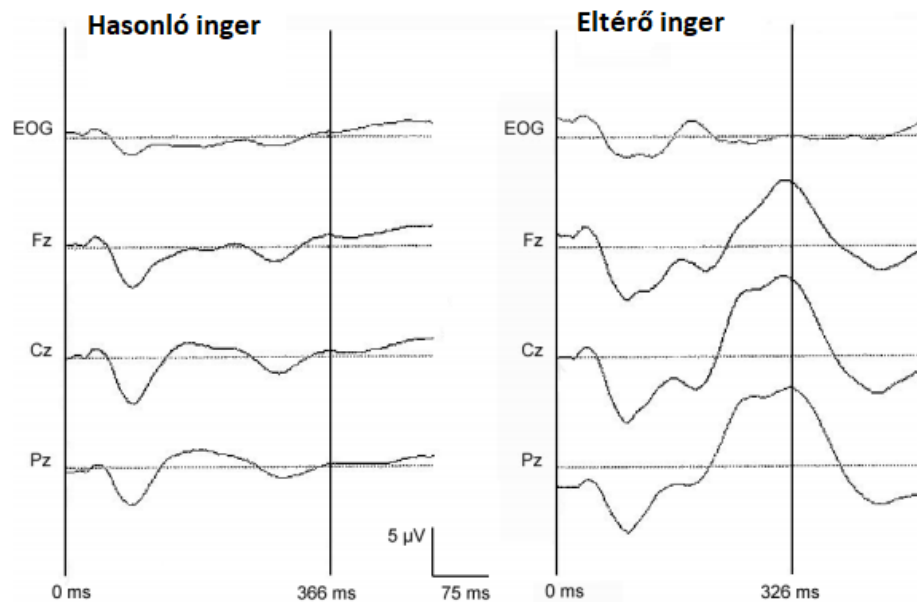


12. ábra: Odd-ball paradigma, és az általa kiváltott ERP esemény: P300 mely 300-600 ms-mal később éri el a maximumát. Normális jel valószínűsége 0,8; deviáns jel valószínűsége 0,2. [12]

Megkülönböztetünk több komponensét is (P3a, P3b, P3f), azonban legtöbbször P300 alatt a P3a komponenst értjük. P300 döntéshozással, információfeldolgozással áll összefüggésben, azonban tudatos kontrollt nem gyakorlunk felette. Amplitúdója életkorral csökken, modalitásbeli eltérése jelezheti több neurológiai- (Alzheimer-kór, Parkinsonkór, HIV-demencia), vagy pszichiátriai (OCD, skizofrénia, alkoholizmus, depresszió) betegség meglétét.

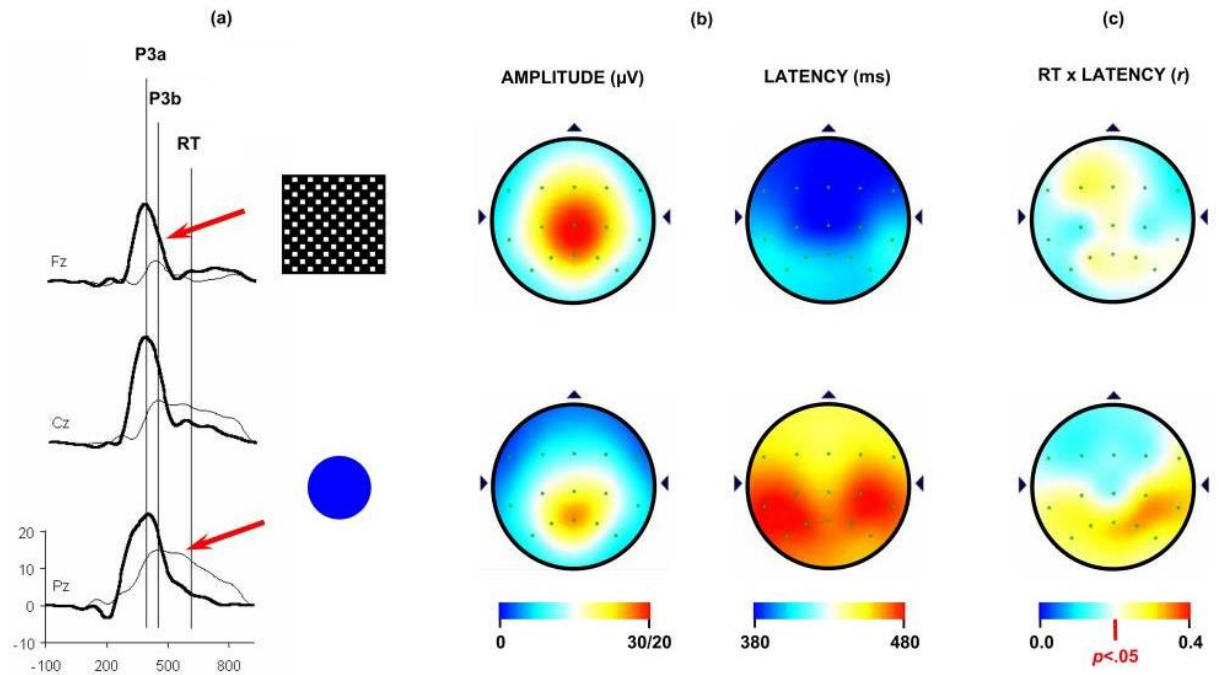


13. ábra: A inger belép az agyba mely a memóriában tárolt előző ingerrel összeveti. Attól függően, hogy az ékeztett inger eltérő vagy hasonló, mint az előző különböző válaszreakció érkezik. Hasonlóság esetén N100, P200, N200 eltérés esetén P300 (P3b) [13] [14]



14. ábra: Mért agyi válaszreakció a hasonló és az eltérő ingerre. [15]

6.1 P300 komponensei:



15. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése [16]

6.1.1 P3a:

Mint az 15. ábrán (fent) is jól látszik a P3a komponens eloszlása frontocentrális. Érzékeny az inger kontextusára, azonban nem a célingerre jelentkezik legnagyobb amplitúdóval, emellett hamar lecseng.

6.1.2 P3b:

Parietális maximumú hullám, (15.ábra lent) rendszerint a nagyon meglepő inger hatására jelenik meg. Melynek amplitúdója korrelál az inger megjelenésének valószínűségével. Minél meglepőbb, annál nagyobb amplitúdójú. Lassan cseng le. Megjelenése időben függ az inger feldolgozásához szükséges időtől, illetve a feladatba befektetett energiától. Az általunk fejlesztett fejpánt a tervek szerint P3b hullámot azonosítja.

7 EEG Fejpánt:

Jelenleg elérhető agy-gép interfészekkel korlátozott számú alany figyelhető meg egyszerre. Hétnél több alany agyhullámaint szimultán megfigyelő rendszer építése az elterjedt Bluetooth adatkapcsolat használata miatt nehézkes, több számítógép közbeiktatását igényli. Jelenleg egy agy-gép interfésszel történő kísérletek, kutatások szimultán egy kísérleti alanyra koncentrálnak. [17] Azonban nagyobb (hétnél több) létszámú csoport megfigyelésének támogatása utat nyithat jelentős BCI eszközöket felhasználó csoportokat, illetve csoportdinamikát vizsgáló kísérletek létrejöttéhez.

A széles körben elterjedt 802.11n 2.4 GHz-es wifi szabvány használata, valamint Lab Streaming Layer integrálása az EEG fejpántba megoldást jelent a fenti problémákra. A kutatócsoport ezért egy új EEG mérésre alkalmas agy-gép interfész fejlesztésébe kezdett.

EEG fejpánt (16. ábra) 6 szárazelektrodás csatornán és két referencia csatornán keresztül figyeli az agy motorikus funkciókért felelős részeit. A vezető gél elhagyása, valamint az ezüstkloridnál tartósabb platina használata a jel-zaj viszony romlásához vezet [4], [18] [19]. Ellenben a vezető gél elhagyása és a tartósabb elektrodák használata megkönnyíti a fejpánt használatát. A kényelmes használat és az egyszerű felehelyezés különösen fontos a mozgásukban korlátozott emberek számára, amely elérhetővé válik a száraz-, illetve félszáraz elektrodákon alapuló eszköz kifejlesztésével.

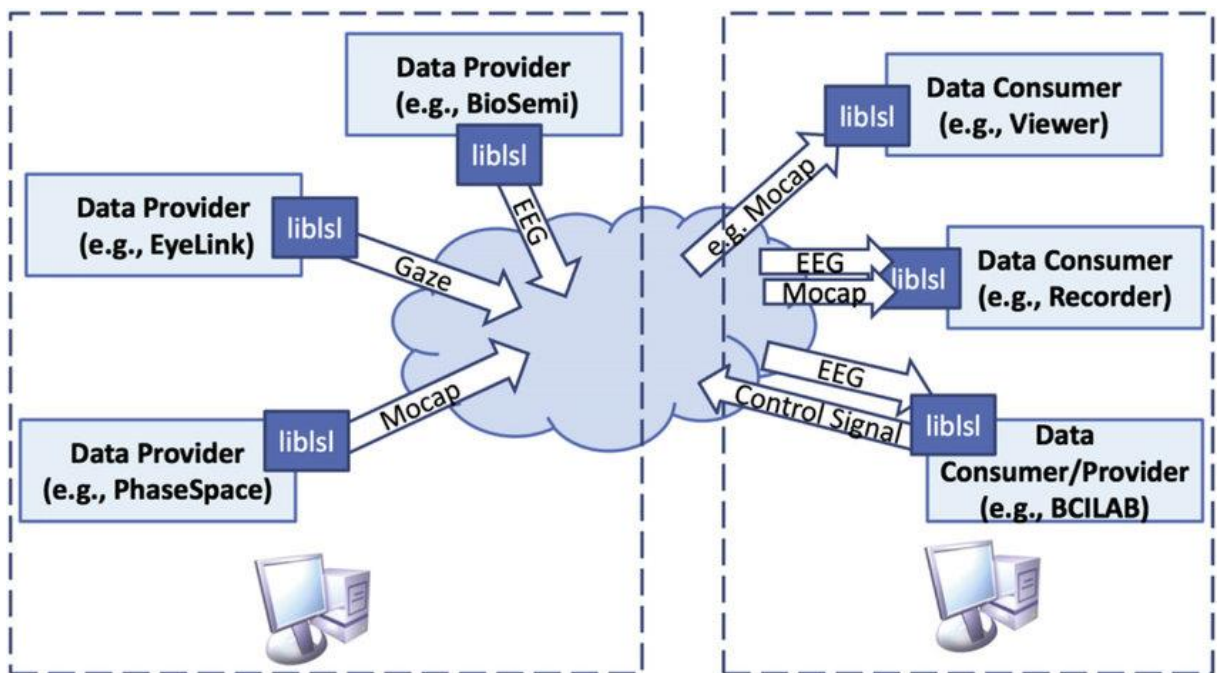
A jelenlegi állapotában a fejpánt stabilan képes az EEG jelek vételére, valamint az agy Alfa hullámainak mérésére és ezek megjelenítésére a hozzá kapcsolt PC-n futó szoftver segítségével. Azonban a P300 agyi inger detektálása és feldolgozása, valamint több készülék csatlakoztatása egyetlen számítógéphez jelenleg még nem megoldott.



16. ábra: EEG fejpánt elektrodái a motor cortex felett érzékeli leginkább agyi aktivitást. [20]

8 Lab Streaming Layer bemutatása:

Lab Streaming Layer (LSL) egy szabványos, több nagy gyártó által támogatott eszközt kíván nyújtani a fejlesztők számára, amely a különböző forrásokból (műszerekből, eszközökből) származó mérési eredmények gyors és egyszerű közel valós idejű megosztását teszi lehetővé a hálózaton TCP/IP alapon, így egyszerűsítve a rendszerintegrátorok és fejlesztők feladatait. (17. ábra)



17. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [21]

LSL Csomag tartalmazza: [22]

- lsllibs függvénykönyvtár (C, C++, Python, Java, C#, MATLAB) mely több platformmal is kompatibilis (Win/Linux/MacOS/ Android/iOS, x86/amd64/arm)
- Programcsomag, amely néhány egyszerű gyakori példán keresztül mutatja be a program felhasználását pl. LSL Stream Recording Program

9 LSL interfész alkalmazása agyi jelek továbbítására:

Lab Streaming Layer integrálása a meglévő szoftverkörnyezetbe ezzel kompatibilissé téve az eszközt a népszerűbb LSL kompatibilis adatfeldolgozó, adat megjelenítő programok használatára, mint például a MATLAB EEG-re optimalizált kiterjesztései. Az EEG fejpánt által küldött adatokat a lokális hálózaton keresztül továbbítja a PC-n futó szoftver, így azt a hálózatra kapcsolt bármely gép fogadni tudja.

A munkám során az ehhez szükséges szoftveres fejlesztéseket végeztem el a fejpánt firmware-jében és a PC-s kliens szoftverben, valamint az ehhez kapcsolódóan felhasználói dokumentációt is elkészítettem.

9.1 LSL Stream:

Fejpánt által mért adatokat három önálló adatfolyamra tagoltan külön-külön továbbítja a program a hálózaton. Ennek oka egyrészt a funkciók logika szétválasztása, másrészt az ajánlott jobb kompatibilitást biztosító ajánlások betartása.

9.1.1 EEG Stream:

Fejpánt a motor cortex felett elhelyezett 6 félszázaz elektróda által közvetített jelet 500 MHz-el mintavételezi, majd szoftveres szűréssel az 50 Hz (EU) vagy 60 Hz (USA)-es komponenseket (technikai műtermékeket) és a DC komponenst eltávolítjuk. Az így keletkezett EEG jelet a lokális hálózaton továbbítja.

9.1.2 Impedance stream:

Fejpánt felhelyezésekor impedanciaméréssel állapítjuk meg az érzékelők megfelelő csatlakoztatását. A mért eredményeket ohm-ban határozzuk meg. Az impedancia és az EEG mérés között a fejpánton lévő kapcsolóval válthatunk.

EEG mérés közben impedancia mérés nem történik. Azonban az impedancia stream továbbra is megjelenik, azonban adatokat nem továbbít, ennek oka a mérés variálásához ajánlott a mérés előtt és után is megvizsgálni a kapott impedancia értékeket így ellenőrizve az elektródák fejbőrhöz való csatlakozását.

9.1.3 Alpha stream:

Fejpánt képes az alfa aktivitásának mérésére, valamint az előfeldolgozott adatfolyam előállítására, melyet az EEG streamből a megfelelő algoritmusok segítségével képez.

9.1.4 Összefoglalás:

Az 2. táblázat összefoglalja a lokális hálózaton látható LSL streamek fontosabb állítható és fix paramétereit, amelyek szükségesek a fejpánt külső szoftverekkel történő felhasználásához. A táblázat a javasolt beállításokat tartalmazza, egyedi beállításokra settings.py fájl módosításával van lehetőség.

Name:	EEG stream	Impedance stream	Alpha stream	Notes:
Sample rate: (SPS)	500 Hz	50 Hz	50 Hz	Fix
Number of channels:	6	6	6	Fix
Channels labels	"CH1", "CH2", "CH3", "CH4", "CH5", "CH6"	"CH8-7", "CH7-6", "CH6-8", "CH6-5b", "C7-REF", "C5-DLR"	"CH1", "CH2", "CH3", "CH4", "CH5", "CH6"	Default
Data format:	float32	float32	float32	Fix
Channels type	EEG	Impedance	EEG	Default
Units:	microvolts	ohm	microvolts	Default
Device ID:	myuid34234	myuid34234	myuid34234	Default
Manufacturer:	MTA	MTA	MTA	Fix

Fix: Felhasználó módosíthatja. Default: Felhasználó által nem módosítható (settings.py).

2. táblázat: LSL stream beállításai, fontosabb paramétereit .

Az LSL broadcast üzenetekben közvetíti a hálózaton az adott pillanatban elérhető adatfolyamokat és azok főbb paramétereit, melyek közül szűrővel tudjuk kiválasztani a fogadni kívánt adatfolyamot. Néhány adatfolyam esetén ez történhet egyszerűen a megadott név alapján, azonban több eszköz esetén további paraméterek felhasználása egyszerűbb, átláthatóbb programot tesz lehetővé.

Név ('name') és eszköz azonosító ('device_id') alapján egyszerűen jelölhetjük ki a kívánt EEG fejpántot. Míg a mintavételi frekvencia ('sample'), csatorna elnevezések ('channels_labels'), adatfolyam típus ('channel_type') és a küldött adatok mértékegysége ('units') a feldolgozás során hasznos főbb információkat tartalmazza.

9.1.5 További fejlesztési lehetőségek:

1. Időkorrekció pontosítása több eszköz esetén:

Lab Streaming Layer a mért adatokat saját időkéddal küldi tovább a hálózaton, ezen a kompatibilitási problémák elkerülése végett változtatni nem ajánlott. Amennyiben fontos a mérési eredmények pontos idősinkronizációja, akkor egy fix értékkel lehet korrigálni az LSL által hozzárendelt időkédot. Ezzel a módszerrel több fejpántból érkező információ szinkronizálható.

2. Lab Streaming Layer integrálása a fejpánt firmware-jébe:

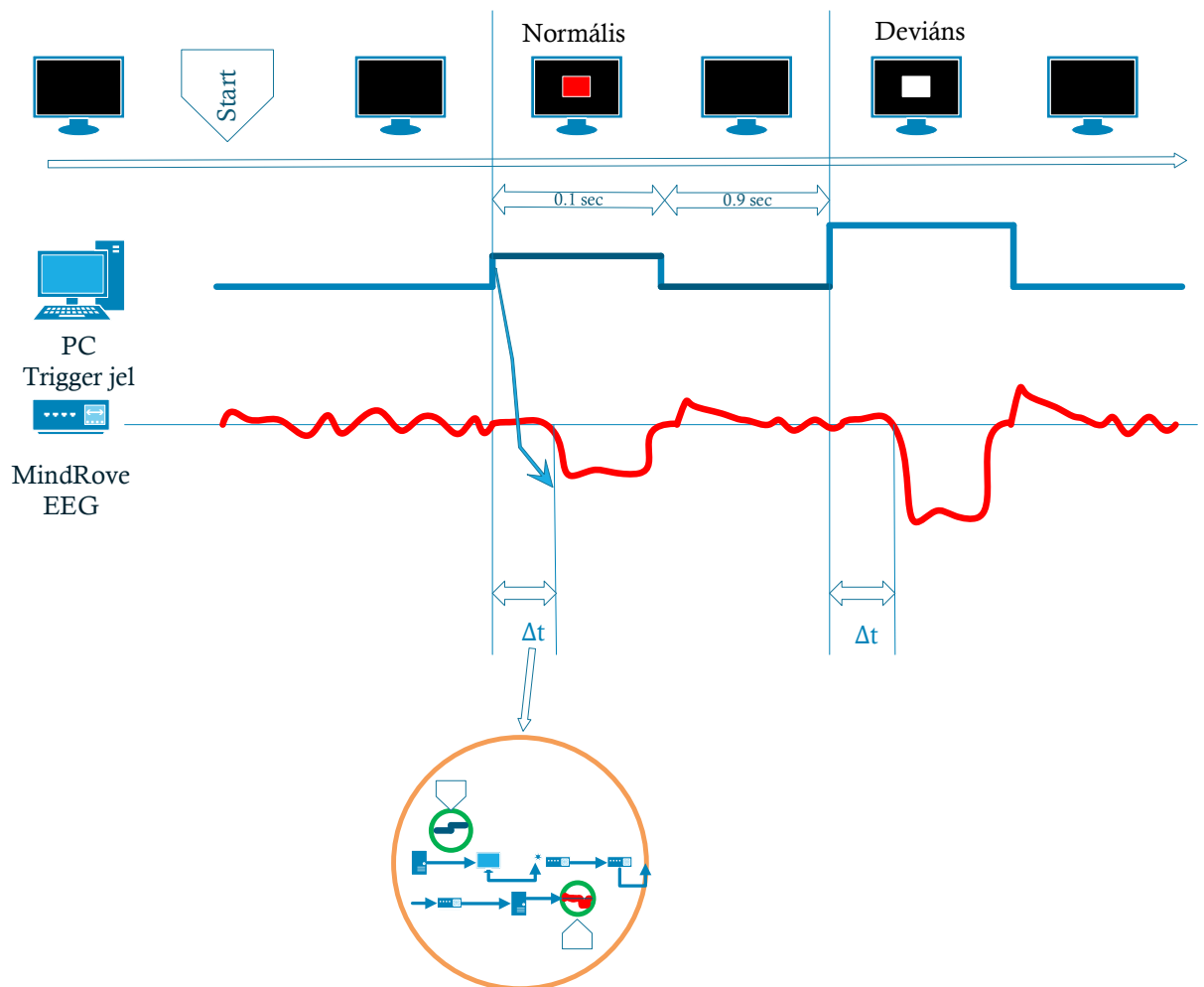
LSL függvénykönyvtára platformfüggetlen, azonban eddig nem dokumentálták a mikrokontrolleres környezetben elterjedt ESP32-es mikrokontrollereken való felhasználását.

Ennek kivitelezése több előnnyel járna: PC-s szoftvertől függetlenül önállóan is működőképesse tehetők a fejpántok bármilyen LSL-lel kompatibilis adat gyűjtő használatával.

9.2 P300 mérés az egyszerűsített modellel:

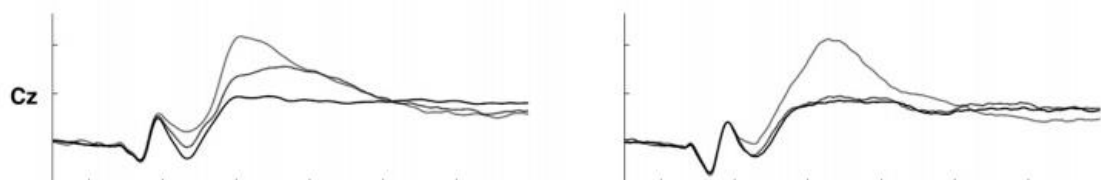
A kutatás-fejlesztési során feladatomban volt Odd-ball paradigmát megvalósító funkció megalkotása és integrálása a meglévő szoftverkörnyezetbe. Tovább egy egyszerűsített modell alkotása, valamint elemző- és tesz környezet létrehozása a koncepció tesztelésére. Azt feltételeztem, hogy a MindRove által küldött jel és a generált trigger jel között eltelt Δt idő nem állandó, ezért az átlagosan 30-50 minta átlagolásából származó jel jel-zaj viszonya jelentősen romlik.

A 18.ábra, valamint 26-27. ábrák bemutatják a megvalósított kísérlet felépítését: az Odd-ball paradigma szerint a képernyőn 0,9 másodpercig fekete kép jelenik meg, majd ez egy rövid, 0,1 másodpercig felvillanó inger követ amely 80%-os valószínűséggel „Normális” vagyis piros kocka, illetve 20%-os valószínűséggel „Deviáns” inger. A szoftver az LSL streamben külön csatornán jelzi az inger feltűnését, valamint annak típusát. A LSL streamhez egy MATLAB környezetet csatlakozik, mely a feldolgozást, valamint az adatok további lemezesét végzi.



18. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített Odd-ball paradigma, valamint az trigger és a kapott EEG jel közt eltelt késleltetés

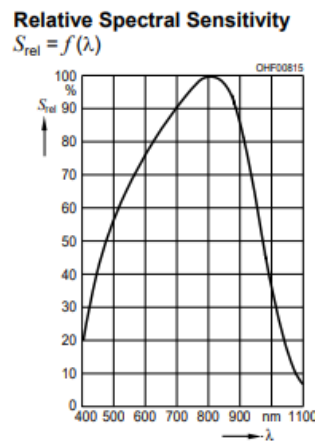
Fenti Odd-ball paradigma a valós személyeknél történő tesztelesekor módosítás szükséges: a deviáns ingert ismerős személy arcképére cserélve a kiváltot ERP jel jobban elkülönül a normális inger kiváltotta jeltől. (19. ábra) Tehát a kísérlet során a jel-zaj viszony nő, a detektálás nagyban egyszerűsödik.



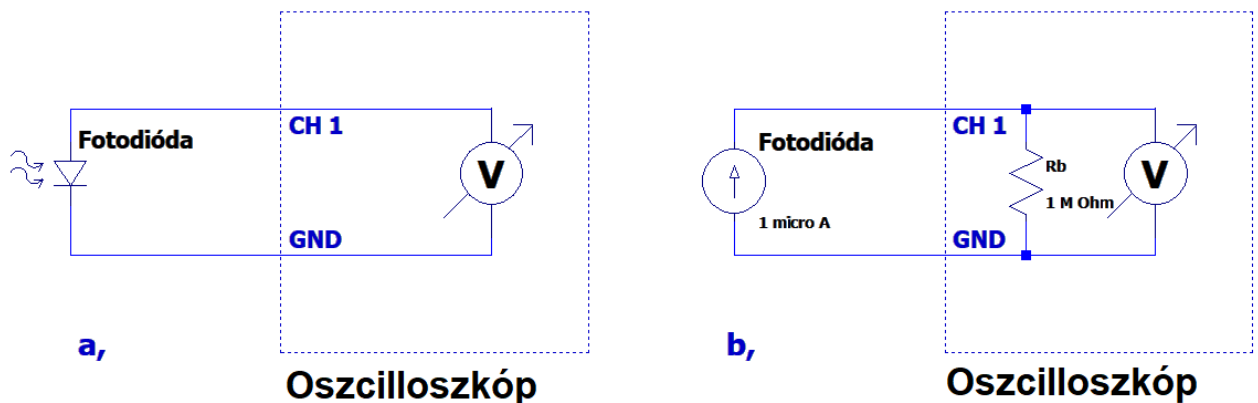
19. ábra: A P Cz ponton mért P300 ERP jel ismerős (bal) és ismeretlen (jobb) arcokra. A legnagyobb amplitúdójú jel deviáns ingerre adott válasz, míg a többi a normális, valamint a referencia jel. [23]

9.2.1 Fotodióda, mint az agy modellje:

Az emberi szem, valamint az agy egyszerű modelljeként egy, a látható fénytartományra is érzékeny fotodióda szolgál (20. ábra), melynek felfutási és lefutási ideje kellően rövid, nanoszekundumos időtartományba esik. Azonban a diódát nem záróirányban előfeszítve, hanem napelemként, előfeszítés nélkül alkalmaztam. (21. ábra) Ennek oka, minél az egyszerűbb mérés megalkotása volt, amely gyorsan és megfelelő jel-zaj viszonytal reagál az Odd-ball paradigmát megvalósító program által generált képekre.



20. ábra: SFH 2701 fotodióda érzékenysége a látható fény és az infravörös tartományban [24]

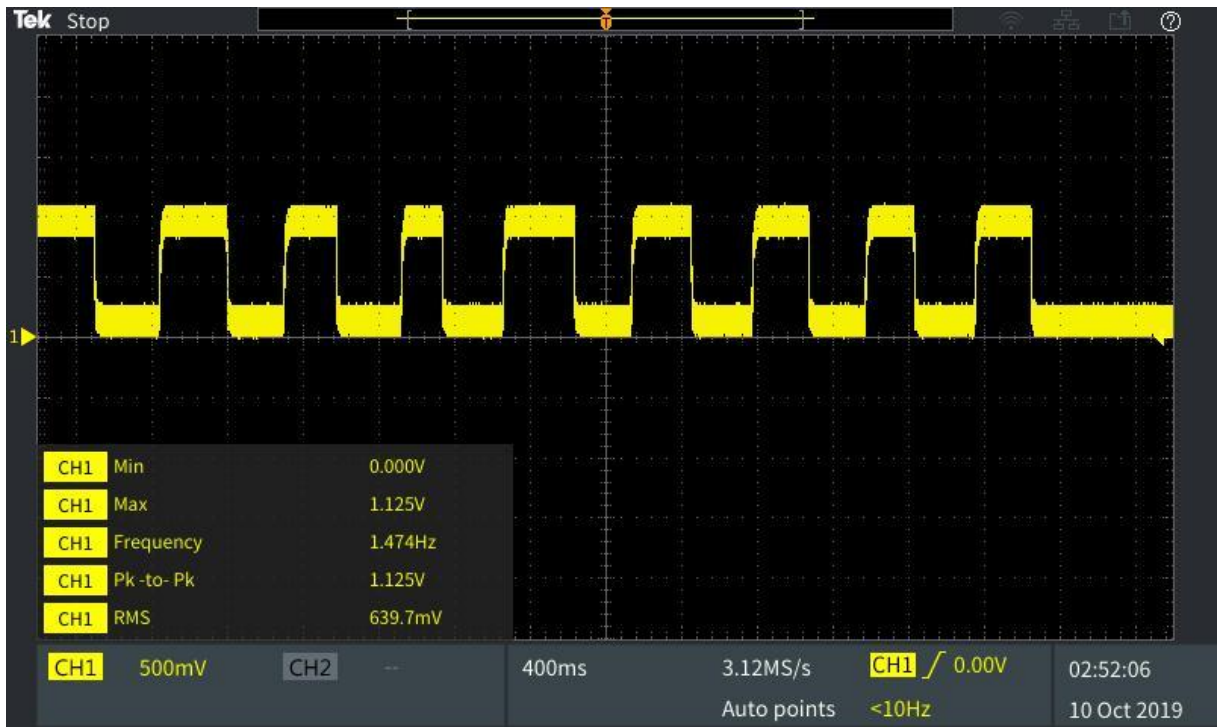


21. ábra: a, Mérési elrendezés: a fotodióda az oszcilloszkóp CH1 bemenetére csatlakozik. b, A fotodióda áramgenerátoros helyettesítő képe, oszcilloszkóp belső ellenállása

A dióda a beérkező fényt intenzitásának és hullámhosszának függvényében áramgenerátorként viselkedik, amely az AD konverter belső ellenállásán záródik. A monitor fényintenzitása kis ($0,1 \mu\text{A}$ nagyságú) áramot generál az oszcilloszkóp $1\text{M}\Omega$ -os belső ellenállásán.

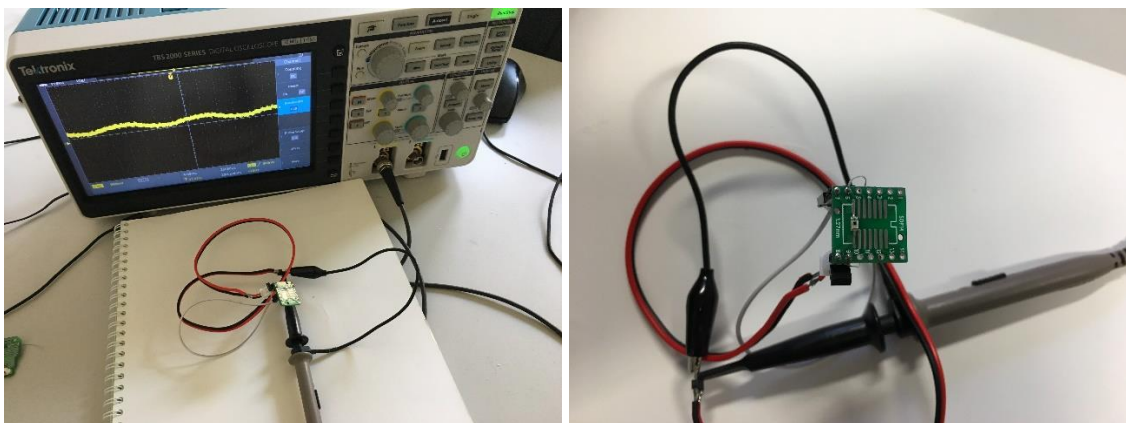
A 22. ábrán az oszcilloszkóppal készült CH1 bemenetére kapcsolt fotodiódán

mért feszültség látszik, a gerjesztést adó monitoron fehér, illetve fekete kép váltakozik.



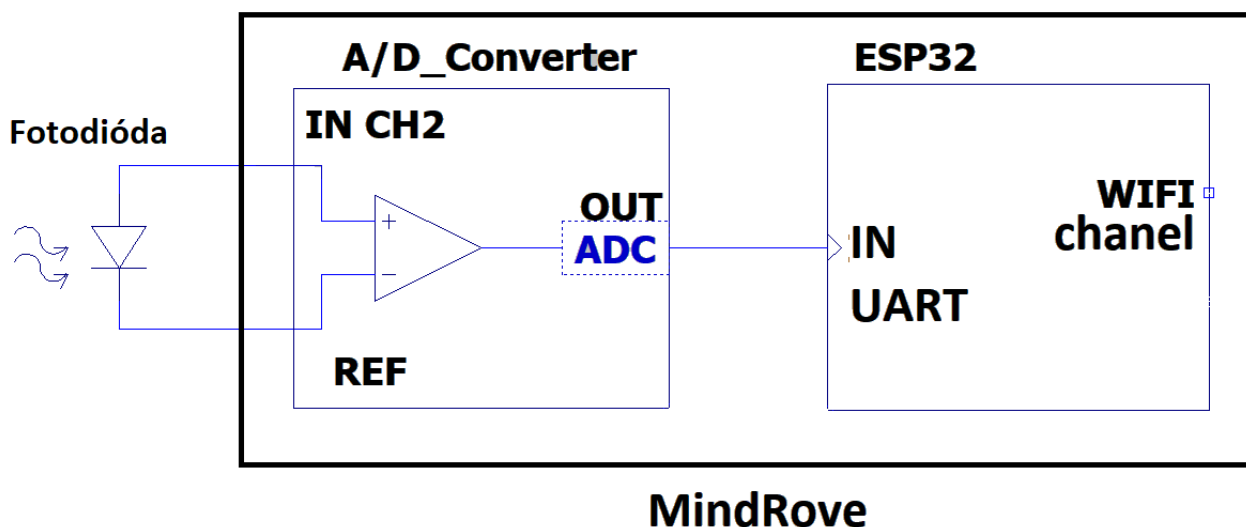
22. ábra: Oszilloszkóp CH1 bemenetére kapcsolt fotodióda válasza a monitor által megjelenített fekete (~0V), illetve fehér (~1V) képre.

Az oszcilloszkóp ábrájáról jól leolvasható a fekete és fehér képpontok váltakozása. A jel jól elkülöníthető, felfutási és lefutási idő fekete-fehér és fehér-fekete váltáskor is éles. (22-23. ábra)



23. ábra: Fényérzékeny dióda oszcilloszkópos mérése.

9.2.2 Tesztkörnyezet létrehozása:

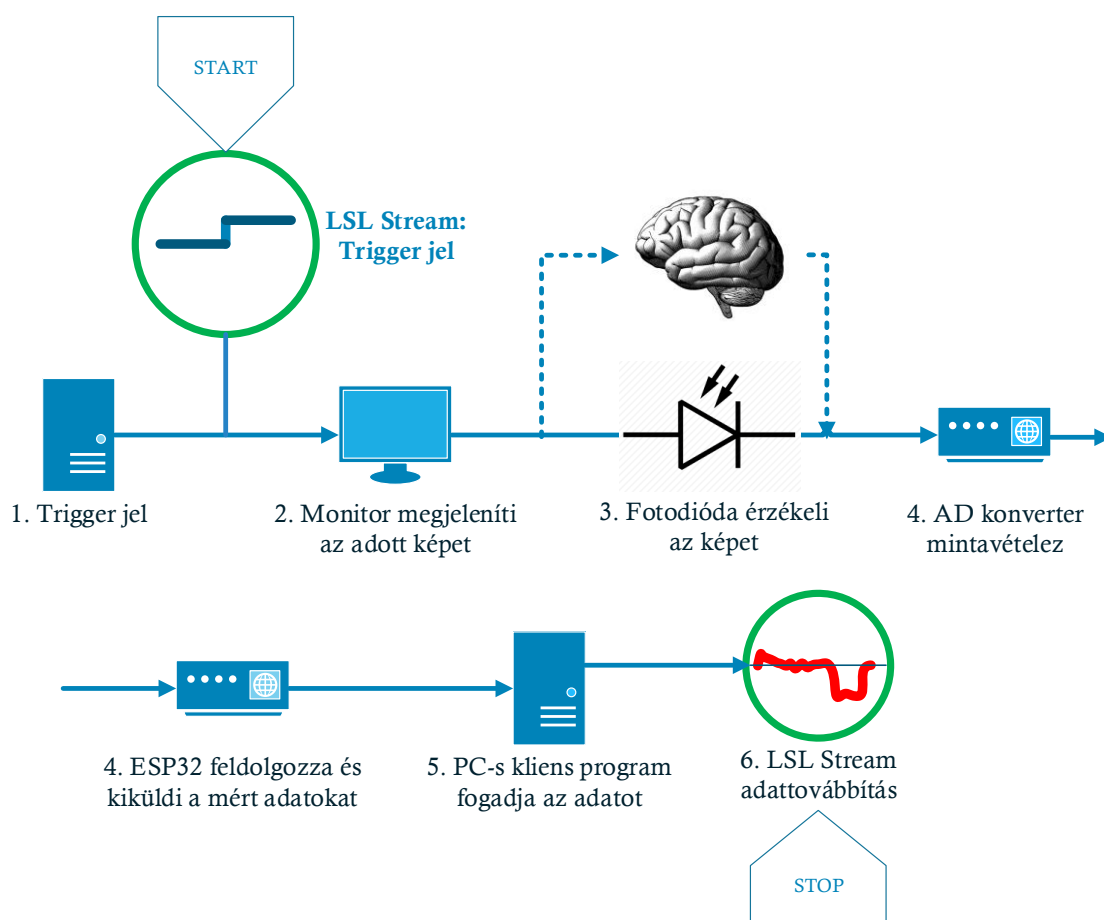


24. ábra: A fotodióda a MindRove AD konverterének CH2-bemenetére, valamint a REF. bemenetre kötve, az AD converter az ESP32 UART bemenetére csatlakozik.

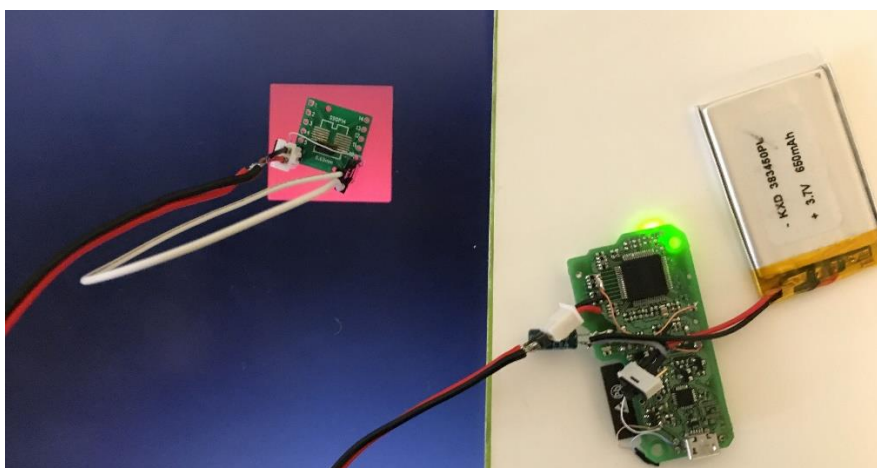
A fotodióda a MindRove CH2-es EEG csatornájának, valamint a referencia csatornának a bemenetére kapcsolódik. (24. ábra) Az AD konverter bemenetére kapcsolt jelet a benne lévő differenciál erősítő felerősíti, majd az ESP32 mikrokontroller UART bemenetén kiolvassa a mért értéket. Az ESP32 -es mikrokontroller a kapott jelfolyamot feldolgozza és eltávolítja belőle a 0,5 Hz alatti DC, valamint 50 Hz-es jelkomponenseket.

A mikrokontroller az előfeldolgozott adatokat a beépített Wifi modulon keresztül 86 byte-os UDP csomagokban továbbítja a számítógépen futó szoftvernek, amely funkciótól függően további jelfeldolgozást követően előállítja az LSL streamet, amit a lokális hálózatra csatlakozott számítógépek fogadhatnak.

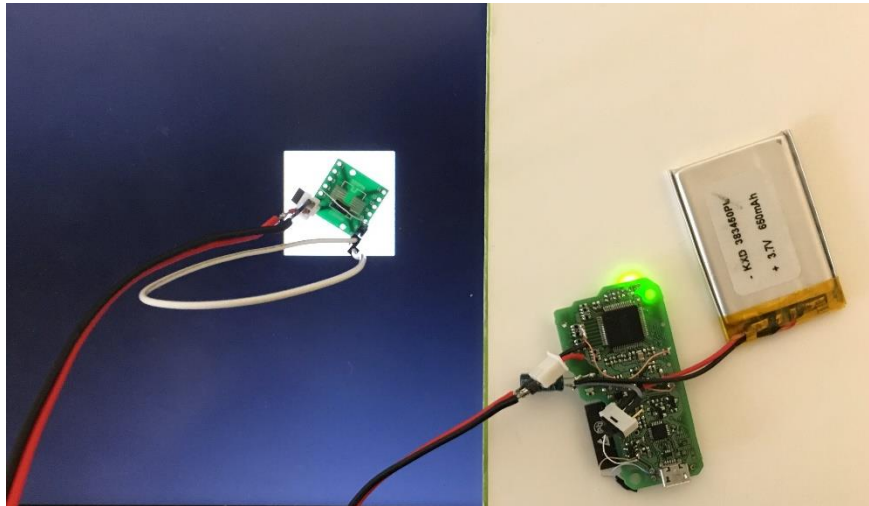
Az 25. ábrán a teljes folyamat látható:



25. ábra: A trigger jel és az Odd-ball paradigma által generált jel útja az LSL stream létrejöttéig.

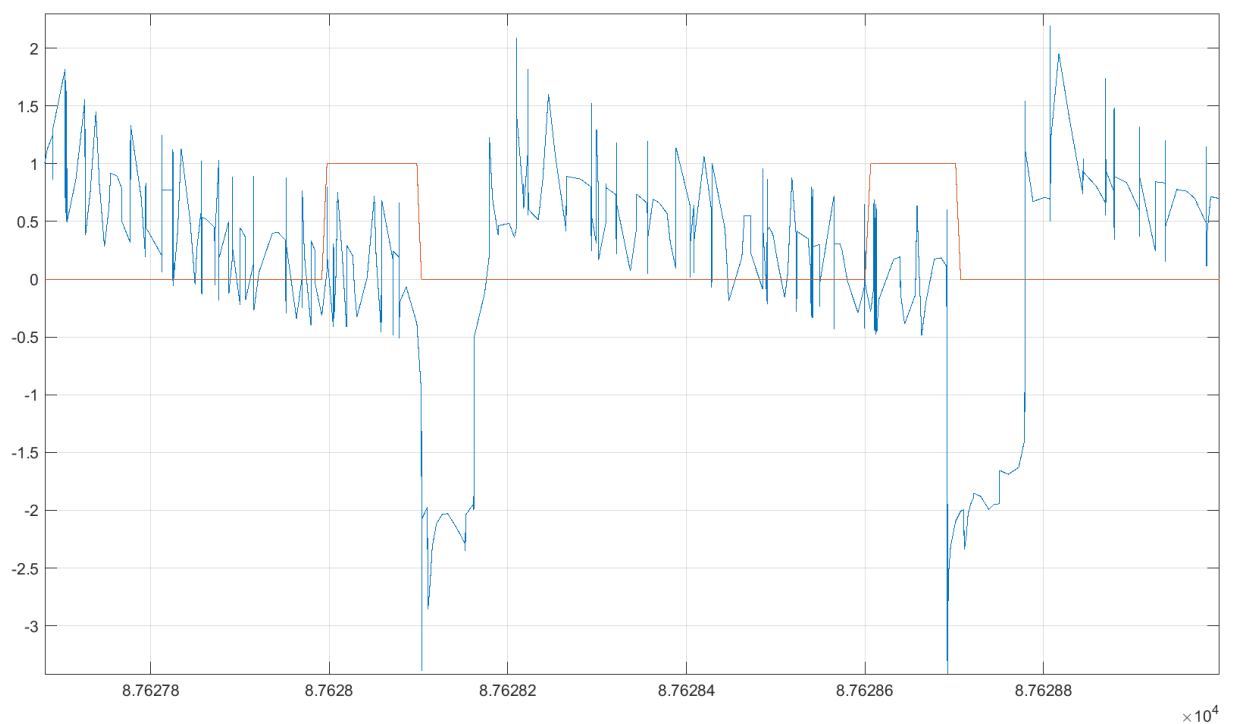


26. ábra: P300 mérés fotodióda modellel. A kép bal oldalán a monitoron vörös kocka (normál inger) jelenik meg.



27. ábra: P300 mérés fotodióda modellel. A kép bal oldalán a monitoron fehér kocka (deviáns inger) jelenik meg. .

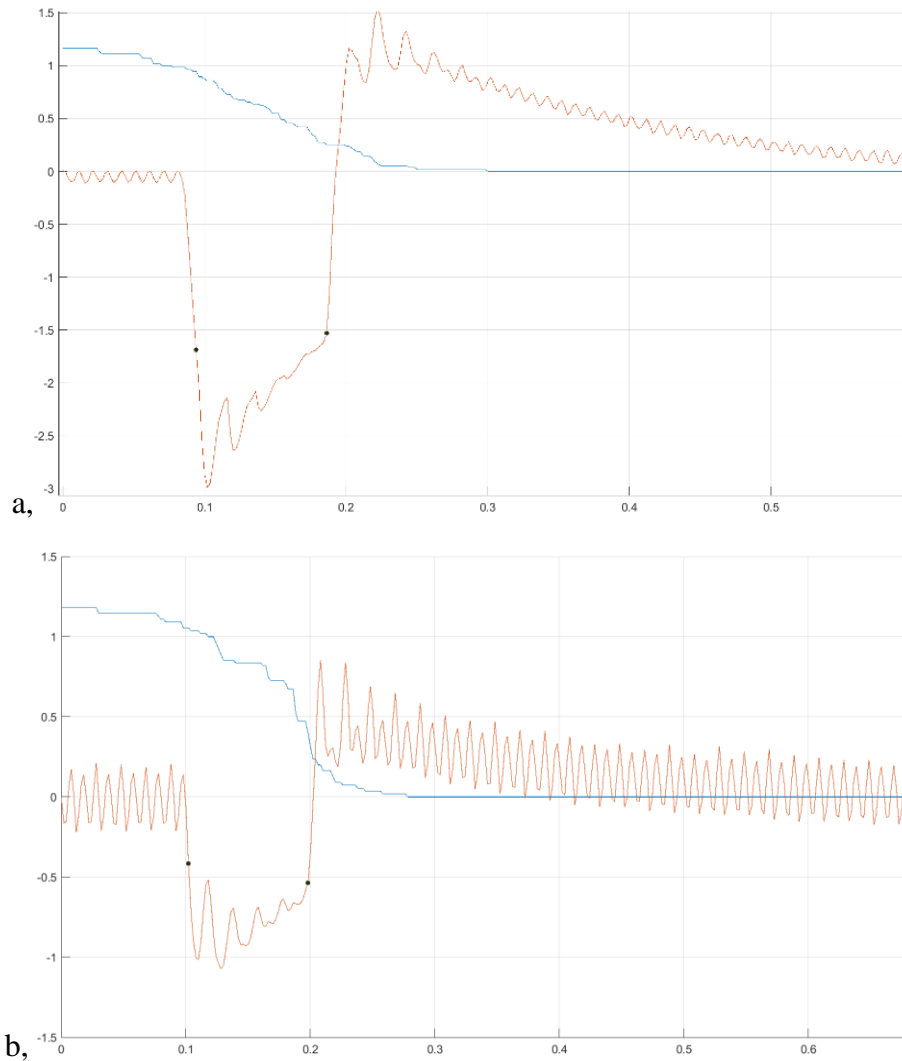
9.2.3 Adatok feldolgozása, késleltetés mérése.



28. ábra: MATLAB által fogadott LSL stream. Piros a trigger jel, kék a MindRove CH2-es bemenetére kapcsolt fotodióda

P300 ERP hullámok több minta átlagolásával jeleníthetők és detektálhatók megfelelően, jelen esetben az egyszerűsített modellt használjuk.

A mért EEG jelet (28. ábra) mintákra daraboljuk: a trigger jel felfutó éle és a következő trigger jel felfutó éle közti időintervallumban lévő EEG jelet tekintjük egy mintának. A mintákat ezután átlagoljuk. (29. ábra)

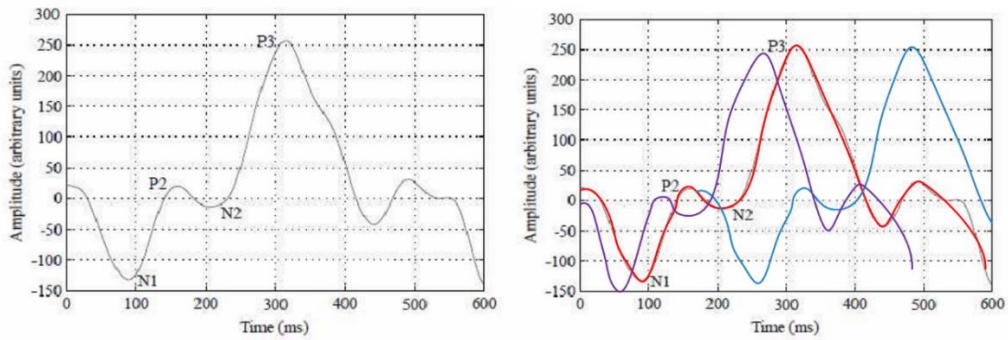


29. ábra: a, Trigger jel (kék) valamint normális inger (vörös kép) (piros) minták átlagolása után
b, Trigger jel (kék) valamint deviáns inger (fehér kép) (piros) minták átlagolása után

9.2.4 Kapott eredmény értelmezése:

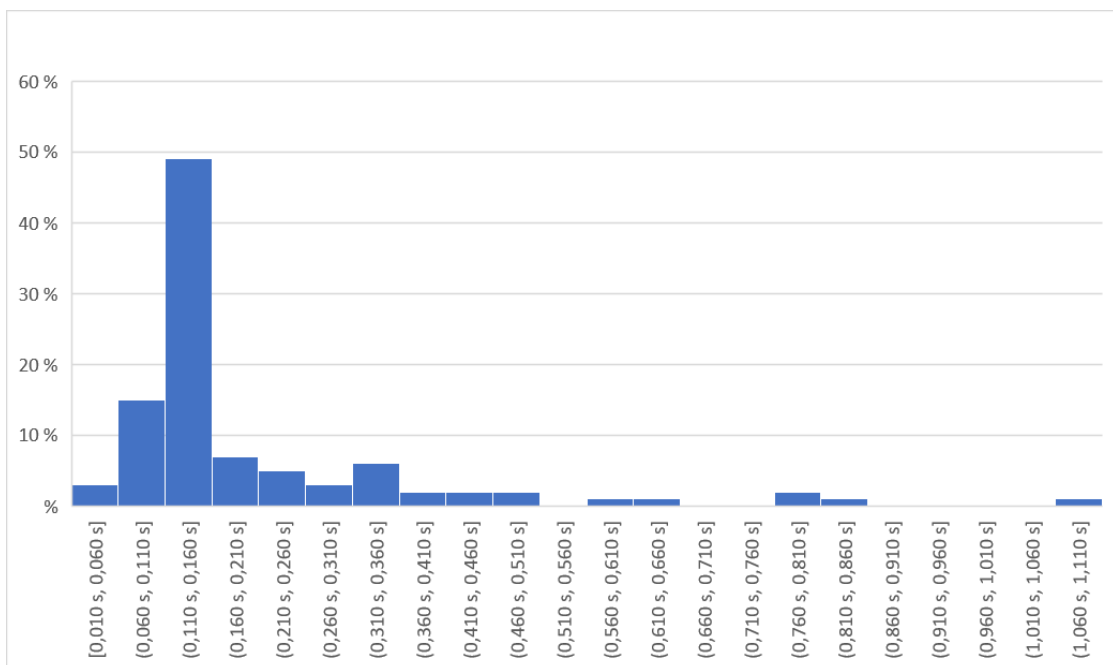
A minták átlagolása után kapott grafikonon látható átlagolt jel hűen visszaadja az LSL streamben látott jelalakot. Azonban, ha az egyes mintákat nézzük, akkor az egyes esetben a gerjesztésre adott válaszok jól láthatóan késnek a trigger jelhez képest.

Már a 28. ábrán látható grafikonon is látszik, hogy egyes esetekben a gerjesztésre adott válasz jelentős késést szenved, mely rontja a P300 detektálását, mivel a jel elcsúszásakor a minták átlagolása után hasznos jel eltűnhet. Ezen eseteket a 30. ábra jól szemléltet.



30. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [25], jobb oldali ábrán több időben elcsúszott minta

A kellő jel-zaj viszony eléréséhez a gerjesztésre adott válaszok a leggyakoribb késleltetéshez képest 100 ms nagyságú időablakban kell elhelyezkednie. (30- ábra)



31. ábra: Trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintáinként

További vizsgálatok, melyek a trigger és a gerjesztésre adott válasz közt eltelt Δt érték szórását növelheti: a fenti hisztogramból (31. ábta) jól kiolvasható az egyes Δt késleltetések a leggyakrabban 0,110-0,150 másodperces 500 ms széles időablakban helyezkedik el. Ez megfel az előzetesen megfogalmazott 100 ms-os időablaknak, így a jelfeldolgozás során a jel nem tűnik el. (30. ábra)

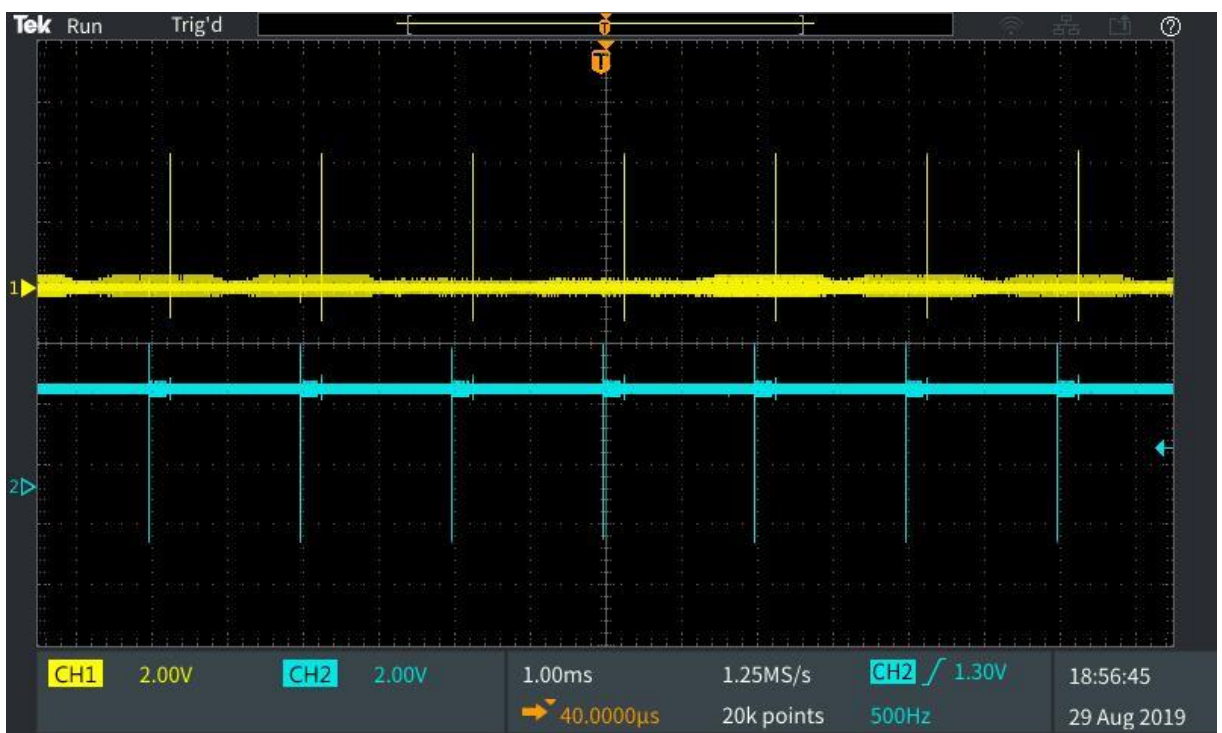
9.3 Egyéb módosítások:

9.3.1 Firmware válaszüzeje okozta késleltetés változása:

Mérés célja a meghatározni az AD konverter által mért érték és az adatok UDP csomagban történő küldése előtti időpillanat között eltelt időt, mivel a mikrokontrollert access pointként is használjuk felmerül a kérdés, hogy a felhasznált függvénykönyvtár a nem okoz-e időnként nagy késleltetést.

Oszilloszkóppal mérjük az AD konverter ready lábának jelzését. Ugyanis a mért eredmény ekkor megjelenik az adatbuszokon, valamint a firmware-ben módosítva az UDP-csomag elkészültkekor, azonban még a küldés előtti pillanatban az ESP32 GPIO2-es lábán jelzünk. (32. ábra)

9.3.1.1 Mért eredmények:



32. ábra: AD konverter ready lába (CH2 kék) alacsony aktív; ESP32 GPIO2 lába (CH1 sárga) magas aktív

Az AD konverterből érkező adatok feldolgozása az ESP32-nek 280 μ s-nyi időbe telik, mely érték nagy pontossággal időben állandó, Δt késleltetés megváltozásának oka nem itt van. 500 Hz-es mintavételezést feltételezve a jelenlegnél nagyobb válaszüze sem okozna problémát

9.3.2 Hálózati forgalom csökkentése az ESP32 és a PC között:

AD konverterből származó jelfolyam zajjal terhelt értékei összefüggésben álltak a véletlenszerűen fellépő tápfeszültséggel. A zajt használt lineáris feszültség szabályozón keresztül is hatott a mérésre. Ezáltal a mérési eredmények időnként használhatatlanná váltak. Habár a problémát sikerült orvosolni az áramkör módosításával: melyben az AD konverter referenciapontja nincs összekötve az áramkör globális földpontjával, hanem kizárólag a referencia elektródára csatlakozik. Az ESP32 véletlenszerű nagy áramfelvételének oka továbbra is kérdéses maradt. ESP32 és a PC hálózati kommunikációját elemezve próbáltam kideríteni van-e összefüggés a véletlenszerű áramfelvételek és hálózaton forgalmazott adatok között.

A hálózati forgalom elemzése során egyértelműen látszott, hogy a fejpánt hibás DHCP konfigurációja miatt routerként és DNS szerverként egyaránt megjelenik a hálózaton. Ennek hatására hibásan több adatsomagot is továbbít a PC a fejpánt felé (33. ábra), melynek kiszolgálása növeli a mérési zajt.

22860	50.465582	192.168.4.1	192.168.4.2	UDP	118 4210 → 4210 Len=76
22861	50.467672	192.168.4.1	192.168.4.2	UDP	118 4210 → 4210 Len=76
22862	50.468917	192.168.4.2	192.168.4.255	NBNS	92 Name query NB WPAD<00>
22863	50.469476	192.168.4.2	224.0.0.251	MDNS	70 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22864	50.469792	fe80::3555:db87:b41...	ff02::fb	MDNS	90 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22865	50.470448	fe80::3555:db87:b41...	ff02::1:3	LLMNR	84 Standard query 0x96b8 A wpad
22866	50.470596	192.168.4.2	192.168.4.255	NBNS	92 Name query NB WPAD<00>
22867	50.470664	192.168.4.2	224.0.0.252	LLMNR	64 Standard query 0x96b8 A wpad
22868	50.471090	192.168.4.2	224.0.0.251	MDNS	70 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22869	50.471375	192.168.4.1	192.168.4.2	UDP	118 4210 → 4210 Len=76
22870	50.471448	fe80::3555:db87:b41...	ff02::fb	MDNS	90 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22871	50.471939	192.168.4.2	224.0.0.251	MDNS	70 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22872	50.472256	fe80::3555:db87:b41...	ff02::fb	MDNS	90 Standard query 0x0000 A wpad.local, "QM" question
22873	50.472313	fe80::3555:db87:b41...	ff02::1:3	LLMNR	84 Standard query 0x11c5 A wpad

33. ábra: Felesleges hálózati forgalom a Headset és a PC között

DHCP szerver helyes konfigurációs beállítások megadás, valamint a hibás programrészlet kijavítása után a hálózati forgalom jelentősen csökkent. Azonban a DNS szerver IP címének beállítása nem sikerült. Ennek oka a felhasznált SoftAP függvénykönyvtárban az erre vonatkozó beállítások nem jutottak érvényre, mely egy ismert hiba függvénykönyvtárban, illetve a hozzá kapcsolódó dokumentáció hiányos ezzel kapcsolatban.

10 Összefoglalás

Munkám során áttekinttem az fontosabb agyhullámokat, azok területi elhelyezkedését, valamint az őket kiváltó agytevékenységeket, illetve agy elektrofiziológiás tulajdonságait. Továbbá általánosan áttekinttettem az elektroencefalográfiás (EEG) mérést, kitérve a fejlesztés alatt álló fejpánthoz kapcsolódó részleteire. Röviden áttekinttem a kiváltani és mérni kívánt P300-as agyi válaszreakciót, a kiváltott jelet és annak elhelyezkedését.

Bekapcsolódtam az EEG fejpánt fejlesztésébe. Munkám célja volt létrehozni és integrálni a meglévő hardver és szoftverkörnyezetbe a P300 méréshez szükséges fejlesztéseket. Ennek keretében megterveztem és létrehoztam a kiváltó inger megvalósító- és az agy válaszreakcióját feldolgozó szoftvert. Amelynek validálására tesztkörnyezetet és ehhez kapcsolódóan a válaszreakciót szimuláló egyszerű modellt készítettem. Továbbá a kapott eredményeket felhasználtam a fejlesztés alatt álló fejpánt javítására. Munkámhoz kapcsolódóan további cél volt, a Lab Streamin Layer integrálása a meglévő szoftverkörnyezetbe, és felhasználása az agy válaszreakcióját feldolgozó szoftverben.

Jövőbeli célként a fejpánt további fejlesztését, az agy Odd-ball paradigma által kiváltott válaszreakcióját feldolgozó, azt kevés minta alapján is érzékelni képes program létrehozását tűztem ki. Melyhez nélkülözhetetlenek további hardveres fejlesztések, ezen belül az is aktív elektródák alkalmazása tűnik megfelelő célkitűzésnek.

11 Ábrák jegyzéke

1. ábra: Neuron elektromos aktivitása ingerhatására, valamint az elektromos potenciál megváltozása az agykéregben. [1]	7
2. ábra: Excitatorikus post-szinaptikus kapcsolat, potenciálkülönbsége ingerület hatására.	7
3. ábra: Klasszikus 10-20-as elektróda elhelyezés a hajás fejbőrön. [3]	8
4. ábra: Neuronok elektromos dipólusa, ionos vezetés és differenciális mérés. [5]	9
5. ábra: EEG mérésre használt differenciális erősítő valamint a bemeneteibemeneteir kapcsolt impedancia modellek [5]	10
6. ábra: Csukott szemmel alfa-hullámok sorozata látszik (alfa-ritmus). A szem kinyitásakor az alfa-hullámok eltűnnek és a béta-hullámoknak adnak helyet (deszinkronizáció, más néven alfa-blokád). A szemek lehunyására visszatér az alfa-ritmus. [6]	11
7. ábra: Emberi frontális kéreg motoros mezői. [2] [8]	12
8. ábra: Az agy motorikus kérgére vetítve, hogy mely testrészek mozgatásáért mely agyterület feleős. [2] [8] [9]	13
9. ábra: Különböző frekvenciájú hangok által keltetett ingerület az auditory cortexben. [11]	13
10. ábra: Agy posterior területe kézzel. [2]	14
11. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése.	15
12. ábra: Odd-ball paradigm, és az általa kiváltott ERP esemény: P300 mely 300-600 ms-mal később éri el a maximumát. Normális jel valószínűsége 0,8; deviáns jel valószínűsége 0,2. [12]	17
13. ábra: A inger belép az agyba mely a memóriában tárolt előző ingerrel összeveti. Attól függően, hogy az ékeztetett inger eltérő vagy hasonló, mint az előző különböző válaszreakció érkezik. Hasonlóság esetén N100, P200, N200 eltérés esetén P300 (P3b) [13] [14]	18
14. ábra: Mért agyi válaszreakció a hasonló és az eltérő ingerre. [15]	18
15. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése [16]	19
16. ábra: EEG fejpánt elektródái a motor cortex felett érzékeli leginkább agyi aktivitást. [20]	20
17. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [21] ...	21

18. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített Odd-ball paradigma, valamint az trigger és a kapott EEG jel közt eltelt késleltetés	26
19. ábra: A P Cz ponton mért P300 ERP jel ismerős (bal) és ismeretlen (jobb) arcokra. A legnagyobb amplitúdójú jel deviáns ingerre adott válasz, míg a többi a normális, valamint a referencia jel. [23]	26
20. ábra: SFH 2701 fotodióda érzékenysége a látható fény és az infravörös tartományban [24].....	27
21. ábra: a, Mérési elrendezés: a fotodióda az oszcilloszkóp CH1 bemenetére csatlakozik. b, A fotodióda áramgenerátoros helyettesítő képe, oszcilloszkóp belső ellenállása	27
22. ábra: Oszcilloszkóp CH1 bemenetére kapcsolt fotodióda válasza a monitor által megjelenített fekete (~0V), illetve fehér (~1V) képre.	28
23. ábra: Fényérzékeny dióda oszcilloszkópos mérése.	28
24. ábra: A fotodióda a MindRove AD konverterének CH2-bemenetére, valamint a REF. bemenetre kötve, az AD converter az ESP32 UART bemenetére csatlakozik.....	29
25. ábra: A trigger jel és az Odd-ball paradigma által generált jel útja az LSL stream létrejöttéig.	30
26. ábra: P300 mérés fotodióda modellel. A kép bal oldalán a monitoron vörös kocka (normál inger) jelenik meg.	30
27. ábra: P300 mérés fotodióda modellel. A kép bal oldalán a monitoron fehér kocka (deviáns inger) jelenik meg.	31
28. ábra: MATLAB által fogadott LSL stream. Piros a trigger jel, kék a MindRove CH2-es bemenetére kapcsolt fotodióda	31
29. ábra: a, Tirigger jel (kék) valamint normális inger (vörös kép) (piros) minták átlagolása után b, Tirigger jel (kék) valamint deviáns inger (fehér kép) (piros) minták átlagolása után.....	32
30. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [25], jobb oldali ábrán több időben elcsúszott minta.....	33
31. ábra: Trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintánkként	33
32. ábra: AD konverter ready lába (CH2 kék) alacsony aktív; ESP32 GPIO2 lába (CH1 sárga) magas aktív	34
33. ábra: Felesleges hálózati forgalom a Headset és a PC között.....	35

12 Irodalomjegyzék

- [1] P. Bryn Farnsworth, „EEG (Electroencephalography): The Complete Pocket Guide,” 2019. [Online]. Available: <https://imotions.com/blog/eeg/>.
- [2] F. Attila, Az orvosi élettan tankönyve, Budapest: Medicina könyvkiadó Zrt., 2014.
- [3] Á. P. Ábrahám Hajnalka és A. M. B. I. B. I. B. A. B. B. B. L. B. B. C. Á. C. P. C. V. D. K. E. E. F. J. F. S. F. Á. , „Emberi életfolyamatok idegi szabályozása – a neurontól a viselkedésig. Interdiszciplináris tananyag az idegrendszer felépítése, működése és klinikuma témáiban orvostanhallgatók, egészség- és élettudományi képzésben résztvevők számára Magyarországon,” Pécsi Tudományegyetem; Dialóg Campus Kiadó-Nordex Kft, 2016. [Online]. Available: https://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop412A/2011-0094_neurologia_hu/ch09s08.html.
- [4] P. T. V. K. Voipio, „Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials,” *Clinical Neurophysiology*, p. 799–806, október 2005.
- [5] D. S.-M. M. A. Lopez-Gordo, „Dry EEG Electrodes,” *Sensors*, pp. 12847-12870, 14 július 2014.
- [6] B.-K. Min, „The top-down function of prestimulus EEG alpha activity,” 2007. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/45666626_The_top-down_function_of_prestimulus_EEG_alpha_activity.
- [7] G. S. M. R. Bernier, „EEG mu rhythm and imitation impairments in individuals with autism spectrum disorder,” *Brain and Cognition*, pp. 228-237, augusztus 2007.
- [8] T. R. Wilder Penfield, *The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function*, 1950.
- [9] D. D. László, „Érzőrendszer,” 2018. [Online]. Available:

<http://detari.web.elte.hu/printable-SF/erzorendszer.pdf>.

- [10] V. D. D. V. K. a. A.-K. S. K. A. K. Claudia Zickler, „BCI Applications for People with Disabilities: Defining User Needs and User Requirements”.
- [11] „Auditory Cortex,” [Online]. Available: <https://www.assignmentpoint.com/science/biology/auditory-cortex.html>.
- [12] „The ERP Boot Camp. What Are ERPs and What Are They Good For?,” 23 július 2014. [Online]. Available: <https://www.slideserve.com/chynna/the-erp-boot-camp>.
- [13] J. Polich, „Theoretical Overview of P3a and P3b,” in *Detection of Change Event-Related Potential and fMRI Findings*, Boston, MA, Springer, 2003, pp. 83-98.
- [14] J. Polich, „Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b,” *Clinical Neurophysiology*, pp. 2128-2148, október 2007.
- [15] Y. W.-Y. Y. Tien-Wen Lee, „Do resting brain dynamics predict oddball,” *BMC Neuroscience*, 24 november 2011.
- [16] J. P. Matthew A Conroy, „Normative Variation of P3a and P3b from a Large Sample,” *Journal of Psychophysiology*, pp. 22-32, 2007.
- [17] S. H. C. H. A. E. C. G. F. M. E. V. S. D. X. R.-P. M. S. J. M. D. E. A. S. M. A. K. Ivo Käthner, „A Multifunctional Brain-Computer Interface Intended for Home Use: An Evaluation with Healthy Participants and Potential End Users with Dry and Gel-Based Electrodes,” *Frontiers in Neuroscience*, 22 május 2017.
- [18] S. D. E. S. C. H. G. K. Christoph Guger, „How many people are able to control a P300-based brain-computer interface,” *Neuroscience Letters* , p. 94–98, szeptember 2009.
- [19] G. K. B. Z. A. G. E. Christoph Guger, „Comparison of Dry and Gel Based Electrodes for P300 Brain–Computer Interfaces,” *Frontiers in Neuroscience* , 7 május 2012.
- [20] „MinRove,” [Online]. Available: <https://mindrove.com>.
- [21] D. F. J. T. G. S. M. Klaus Gramann, „Imaging Natural Cognition in Action.,” 2013.

- [Online]. Available:
https://www.researchgate.net/publication/257204663_Imaging_Natural_Cognition_in_Action.
- [22] C. Boulay, „Lab Streaming Layer wiki,” 26 november 2018. [Online]. Available:
<https://github.com/sccn/labstreaminglayer/wiki>.
- [23] F. T. S. H. L. M. A. G. W. Ewout H. Meijer, „The P300 is sensitive to concealed face recognition,” *International Journal of Psychophysiology*, p. 231–237, 2007.
- [24] „SFH 2701,” [Online]. Available:
https://www.osram.com/ecat/CHIPLED%C2%AE%20SFH%202701/com/en/class_pim_web_catalog_103489/global/prd_pim_device_2219628/.
- [25] D. T. Tarik Al-ani, "Signal Processing and Classification Approaches for Brain-computer Interface," 2010. [Online]. Available:
https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface.
- [26] B. G. K. K. ., H. K. ., K.-m. A. J. E. Kima, „Measurement of the occipital alpha rhythm and temporal tau rhythm by using magnetoencephalography,” Daejeon, Korea , 2018.
- [27] K. Dr. Vicsi, „Kiváltott agyi jelek informatikai feldolgozása,” 2014. [Online]. Available:
http://alpha.tmit.bme.hu/speech/docs/education/Agyi_ritmusok_ERP.pdf.
- [28] Y. P.-S. M.-V. a. D. Shiang Hu, „How do reference montage and electrodes setup affect the measured scalp EEG potentials?,” 2018. [Online]. Available:
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2552/aaa13f>.
- [29] D. T. Tarik Al-ani, „Signal Processing and Classification Approaches for Brain-Computer Interface,” 2010. [Online]. Available:
https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface/link/53ee50e30cf26b9b7dc775f7/download.
- [30] D. H. Ferenc, Vezérfonal a neuroanatómiához, Budapest: Semmelweis Kiadó,

2004.

- [31] S. Zoltán, „Az egyedi neuronoktól az EEG hullámokig,” [Online]. Available: <http://cneuro.rmki.kfki.hu/sites/default/files/NeurontolEEGig.pdf>.