



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 László

**KIVÁLTOTT AGYI  
VÁLASZREAKCIÓKAT ÉRZÉKELŐ  
RENDSZER FEJLESZTÉSE**

KONZULENS

Dr. Márton Gergely (MTA)

Dr. Takács Gábor (BME)

Dr. Bognár György (BME)

BUDAPEST, 2020

# 1 Tartalomjegyzék

<b>1</b>	<b>Tartalomjegyzék .....</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Kivonat.....</b>	<b>4</b>
<b>3</b>	<b>Abstract.....</b>	<b>6</b>
<b>4</b>	<b>Agyi tevékenységek áttekintése.....</b>	<b>8</b>
4.1	EEG készülék felépítése .....	11
4.1.1	Elektrodák.....	12
4.1.2	EEG erősítők.....	15
4.1.3	EEG szűrők.....	16
4.2	Montázsok.....	17
<b>5</b>	<b>EEG hullámok rövid áttekintése .....</b>	<b>20</b>
<b>6</b>	<b>Érzelmek felismerése .....</b>	<b>25</b>
6.1	Elméleti bevezetés .....	25
6.2	Elektroda elhelyezések .....	27
<b>7</b>	<b>Az eseményfüggő potenciál ERP (Event-Related Potential), P300 .....</b>	<b>29</b>
7.1	P300 komponensei.....	31
7.1.1	P3a .....	32
7.1.2	P3b .....	32
<b>8</b>	<b>EEG Fejpánt.....</b>	<b>33</b>
<b>9</b>	<b>Kommunikációs réteg rövid áttekintése .....</b>	<b>35</b>
<b>10</b>	<b>Kísérlet P300-as ERP komponens mérésére .....</b>	<b>36</b>
10.1	Korábbi egyszerűsített agymodell eredményei.....	37
10.1.1	Kapott eredmény értelmezése .....	39
10.2	Rendszer vizsgálata időzítéstől független kiváltott agyi potenciálváltozással	40
10.2.1	Mérési eredmények kiértékelése.....	41
10.3	A rendszer vizsgálata időzítéstől függő kiváltott agyi válaszreakcióval .....	43
10.3.1	Mérés python alapú kliens program használatával .....	45
10.3.2	Mérési eredmények az új kliensprogram használatával .....	47
<b>11</b>	<b>P300 kiváltott agyi potenciálváltozás mérése .....</b>	<b>48</b>
11.1	Mérési eredmények.....	51
<b>12</b>	<b>Érzelmek felismerése .....</b>	<b>55</b>
12.1	Érzelmek EEG mérése .....	55

<b>13</b>	<b>További fejlesztési lehetőségek .....</b>	<b>58</b>
<b>14</b>	<b>Összefoglalás.....</b>	<b>60</b>
<b>15</b>	<b>Ábrák jegyzéke.....</b>	<b>61</b>
<b>16</b>	<b>Irodalomjegyzék.....</b>	<b>63</b>

## 2 Kivonat

Az elmúlt évtizedben felgyorsult az agy-gép interfészek kutatása és fejlesztése, aminek köszönhetően az ilyen eszközök fokozatosan és egyre szélesebb körben elérhetővé váltak. Azonban a kereskedelmi forgalomban kapható eszközök sok esetben nehezen és csak hosszadalmasan helyezhetők fel, valamint sok alkalmazás esetén túl alacsonynak bizonyult a jel-zaj viszonyuk.

Tudományos diákköri munkám során az agy noninvazív elektroencefalográfiás (EEG) vizsgálatára összpontosítottam. A téma széleskörű szakirodalommal rendelkezik, továbbá a neurológia és a kognitív idegtudomány eredményeinek felhasználására egyéb más interdiszciplináris kutatási területeken is fokozott igény mutatkozik.

A Természettudományi Kutatóközpont Összehasonlító Pszichofiziológiai Kutatócsoportjának munkatársai célul tűzték ki egy olyan EEG fejpánt fejlesztését, mely középutat képez az orvosdiagnosztikai eszközök, és az egyszerűbb piaci megoldások között, továbbá fókuszában a motoros kéreg megfigyelése és agy-gép interfész alkalmazásokban való felhasználása áll. A csoporton belüli kutatómunkám célja az elkészült fejpánt képességeinek vizsgálata, kísérletek tervezése és megvalósítása, eredmények értelmezése és a kapcsolódó új funkciók és javítások megvalósítása. Az eddigi munkának következő jelentős mérföldköve az iparágban minőséget jelző P300-as kiváltott agyi válaszreakció megfigyelése, amelyhez vezető munkát dolgozatomban bemutatom.

Munkám során bekapcsolódtam a prototípus fejlesztésébe, megismerkedtem az agy elektrofiziológiai folyamataival, az elektroencefalográfia gyakorlati mérési és kísérleti módszereivel. Korábbi TDK dolgozatomban kijelölt továbbfejlesztési irányt követtem, az agymodell után valós körülmények között is megkíséréltem P300-as agyi válaszreakció kimutatását. Ennek érdekében több kiváltott agyi válaszreakció mérésén keresztül, a kísérleti eredményeket értelmezve meghatároztam a kezdeti sikertelenségek forrását. Módosítottam az elkészült prototípust és szoftver környezetet, illetve javaslatokat tettem további fejlesztésekre.

TDK munkám során elvégeztem a kitűzött, már előző dolgozatomban is vázolt P300 kísérletet. Az eredmények elmaradtak az előzetesen vártakhoz képest, ezért a probléma további okát vizsgálva és feltárva, módosítottam az elektróda elrendezést. Steady state visually evoked potential (SSVEP) majd Visually evoked potential (VEP) agyi válaszreakciók megfigyelésén keresztül azonosítottam a probléma valódi forrását. Eredményeim alapján javaslatot tettem egy teljesen új alapokra helyezett szoftver környezet software development kit (SDK) létrehozására. Az elkészült SDK-t felhasználva és az új elektródaelrendezéssel már sikeresen ismételt meg a kísérleteteket.

Munkám hosszú távú célja a kutatócsoport fókuszában lévő agytevékenységekre való alkalmazhatóság vizsgálata és az ehhez szükséges kísérletek és fejlesztések megvalósítása, ezáltal a csoport tagjaként elősegítve a kitűzött cél elérését.

### 3 Abstract

In the last decade, the development of the mind-machine interface has been evolved. This type of equipment is getting accessible more widely. However, applying and working with affordable machines has some drawbacks, like noise or long application time. We are trying to find a proper solution to make the application of similar devices easier.

In the frame of the current Student Scientific Work (TDK), I focused on the brain non-invasive Electroencephalography (EEG) investigation. The topic has been investigated by several research centers and has a wide range of academic literature. Moreover, there is a need to use the neurology and cognitive neuroscience results to apply in other interdisciplinary research fields.

The final aim of the Natural Science Research Facility Comparative Psychophysiology Research Group is to develop an EEG headband, which will make a good compromise between the medical diagnostic devices and the simpler market devices. Our goal is to create a mind-machine interface, which focuses on monitoring of the motor cortex. As a member of the research group, my goal was to test the complete headband capabilities, make the concepts and run these tests, and interpret and validate the results and make the necessary adjustments, add possible new functions. Our next milestone was to examine the P300 brain reaction, which is the quality indicator at the industry level. In this paper, I present the steps and the way how I can achieve this.

During my work, I joined to the group, I got acquainted with the development work phase of the prototype, gained knowledge on the process of brain electrophysiology and applied these in measuring and researching steps of the Electroencephalography. In my previous paper, I followed the designated development goal after the brain model I tried in real life to detect P300 brain reaction. For this purpose, I determined the previous problems by measuring the brain reaction and interpreting my research results. I modified the prototype and the software and made some suggestions on the following development. I finished the designated development goal, which I made in my previous paper on the P300 experiment. I identified the problem, which caused the weak results, and based on these results I modified the electrodes' arrangement. Through monitoring Steady state visually evoked potential (SSVEP) and Visually evoked potential (VEP) brain reactions,

I identified the root of the problem. According to my research, I suggested a whole new software development kit (SDK). Using the complete SDK, I successfully did my experiments.

The long-term goal of my work within the Research Group has been focusing on the brain activity capability of application and making the necessary research and development. In this paper, I present what and how I have done to help achieve this goal.

## 4 Agyi tevékenységek áttekintése

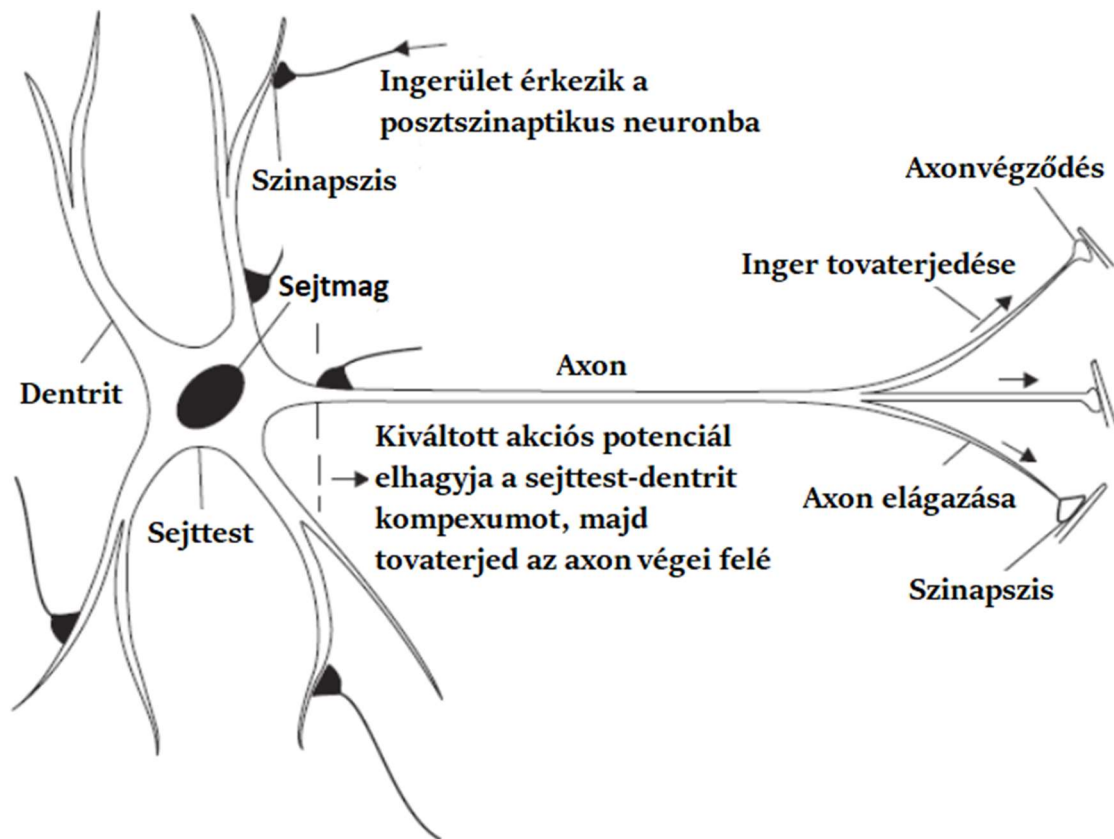
Az előző TDK dolgozatomban már ismertettem az EEG vizsgálat fiziológiai hátterét és mérési módszereit. Azonban az azóta eltelt évben lehetőségem nyílt a szakirodalom és a kutatási téma mélyebb megismerésére, így fontosnak tartom az EEG vizsgálatok már bővített és pontosított áttekintését. EEG vizsgálat fiziológia háttere

Az agy vizsgálatára használt elektrofiziológiai módszerek közül a legelterjedtebb az elektroencefalográfiás (EEG) vizsgálat, mely az agytevékenységet kísérő elektromágneses változásokat időben nagy felbontással 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. Ezért az extrakraniális (koponyán kívüli) elektróda elrendezések használata és fejlesztése nélkülözhetetlen. [1] [2]

A felszíni hajás fejbőrön vett (skalp) EEG jel kialakulását több jelcsillapító tényező befolyásolja: a hajás fejbőr, a koponyacsont, az agyhártya. Ezért legalább 6-10 cm<sup>2</sup> -nyi agykéreg szinkron potenciálváltozása szükséges az értékelhető jel-zaj viszony eléréséhez [1] [3], ami a vizsgálható agytevékenységek körét jelentősen szűkíti, azonban a non-invazív volta miatt a kutatások és neurológiai vizsgálatok során gyakran használják.



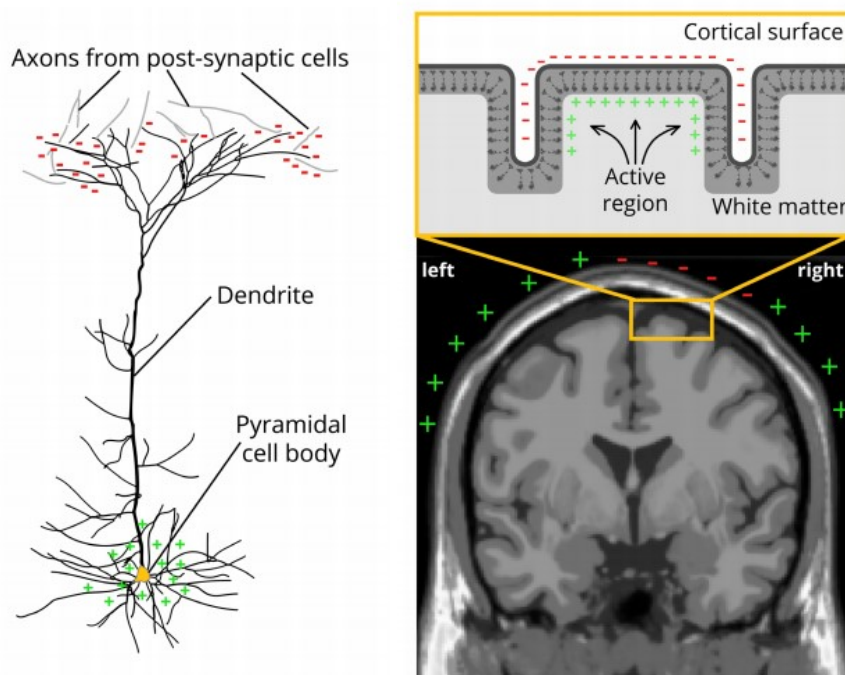


1. ábra: A neuron az információfeldolgozásra szakosodott aszimmetrikus, elnyújtott sejt, mely leegyszerűsítve egy sejtmagot tartalmazó sejttestből, a sejttestből induló szerteágazó az ingerületet a sejttest felé továbbító dentritből, valamint neurononként egy darab axonból áll. Az axon egy hosszabb nyúlvány mely az ingerületet a sejttestből az axon vége felé továbbítja. [4]

A neuronok két fő elektromos aktivitást mutatnak: akciós potenciált és poszt szinaptikus potenciálváltozást. Az akciós potenciál akkor váltódik ki, amikor dentritek felől érkező inger hatására a neuron belső potenciálja eléri a küszöbszint feletti értéket. Ekkor az axonban a sejtestől az axon végei felé terjedő milliszekundumos nagyságrendű, önfenntartó potenciálváltozás alakul ki. A potenciálváltozás időbeli lefutása, amplitúdója az adott sejtre jellemző állandó. Amennyiben aktivációs küszöböt az inger hatására elérte, a továbbiakban független annak paramétereitől. Akciós potenciált a legtöbb esetben a skalpra helyezett elektródákkal nem lehet érzékelni. Az akciós potenciálváltozás érzékelésének feltétele, hogy több axon párhuzamosan fusson, valamint a neuronokban az akciós potenciálváltozás pontosan egyszerre történjen. Egyedül a halláson alapuló kiváltott agyi válaszreakciónál adottak ezek a feltételek.

Az EEG vizsgálataink során az elektródák által vett elektromágneses jeleket jellemzően az agykérgi piramis sejtek posztiszinaptikus potenciálváltozásai okozzák. Az akciós potenciál hatására beindított neurotranszmisszió során a neurotranszmitterek a posztiszinaptikus neuron receptoraihoz kötődnek, ami az ioncsatornákat vezérlik. A 2.

ábra egy serkentő neurotranszmitter hatását mutatja be egy piramis sejten. A serkentő segíti az akciós potenciál létrejöttét. Az idegsejt membránjának a nyugalmi  $-70\text{mV}$ -os potenciálja a sejt körüli térből a sejtbe folyó pozitív ionok hatására  $-50\text{mV}$ -ra nő. Ez a sejtben kívüli negatív potenciálváltozást okoz amit a 2-es ábra piros „-”-val jelöl. Az áramkör zárásához a sejttestből pozitív ionok áramolnak a sejttest körüli térrészbe, ahol az ionvándorlás hatására pozitív potenciálváltozás jön létre. Ezt az ábra „+” jelöli. A sejtben belül folyó ionáram egy pozitív dipólust hoz létre. Gátló neurotranszmitter hátráltatja az akciós potenciál létrejöttét, hatására a fentivel ellentétes folyamat játszódik le, ezáltal az ellentétesen folyó ionáram a fentivel ellentétes dipólust hoz létre. A poszt-szinaptikus potenciálváltozás időben hosszabb  $10\text{-}100$  milliszekundumos tartományba esik. Ez és az agykéreg felszínéhez viszonyítva sugár irányban oszloposan szerveződő piramis sejtek szerveződése teszi lehetővé a poszt-szinaptikus potenciálok hatásainak összegződését. Ezáltal mérhető elektromos mezők létrejöttét. (2. ábra:) [3]



2. ábra: Bal oldalon: serkentő poszt-szinaptikus potenciálváltozás hatására létrejött dipólus egy piramis sejtnél. Jobb oldalon: a piramis sejteket is tartalmazó agykéreg metszete. A létrejövő dipólusok az agyterület szinkron aktivizálódásakor összegződnek és elektródák által mérhető elektromos teret hozva létre. [5]

Az EEG mérés során a fejbőrön elhelyezett (skalp) elektródák közvetítik a környezetükben lévő agyterületek mezőpotenciáljaiból származó jeleket. Ezek a jelek nagyszámú, egyszerre aktiválódó, azonos orientációjú neuronokból (jellemzően piramis sejtekből) érkeznek feltéve, hogy a posztszinaptikus potenciálok a neuron közel azonos részén keletkeznek és a bennük folyó ionáramok nem oltják ki egymást. Tehát az egyes dipólusok elektromos terei összegződnek és ezeket érzékeljük. Az elektródák által érzékelt folyamatba természetesen beletartozik a sejteken kívül elhelyezkedő extracelluláris tér és az agykéreg alatti terület potenciálváltozása is. [3] [6] [7]

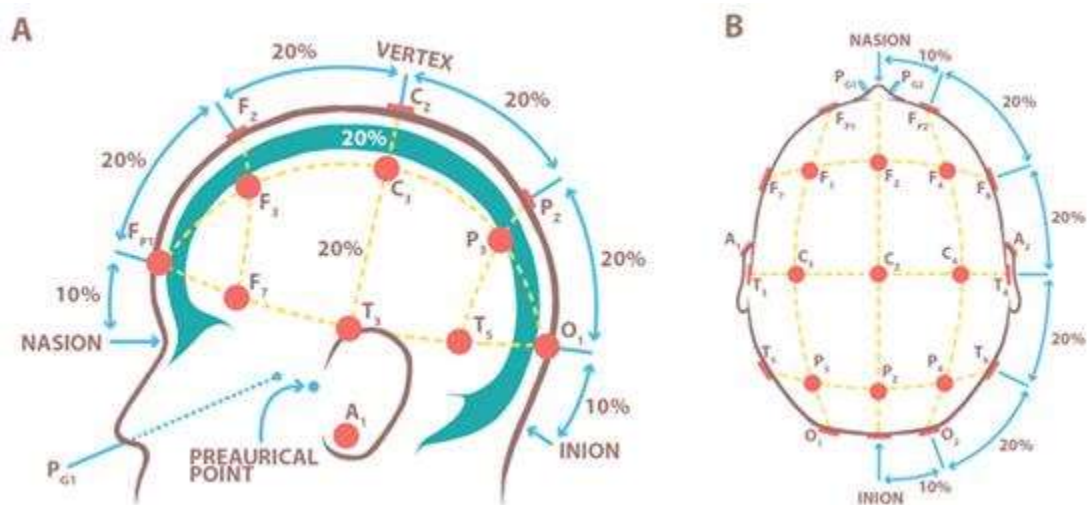
## 4.1 EEG készülék felépítése

Az EEG készülékek általánosan a következő részekre osztható, mely felosztást a fejlesztés alatt álló EEG fejpánt fontosabb részeinek ismertetésével bővítettem.

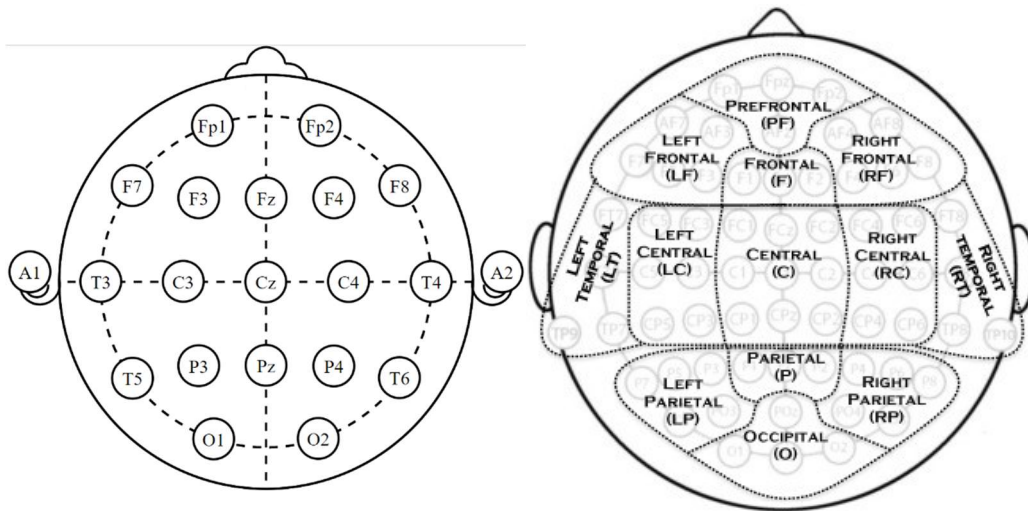
Tiszta EEG jelek vételére való törekvés fontos szempont a kiváltott agyi válaszreakciók mérésekor. Általánosan elmondható, hogy a jel-zaj viszonyt jelentősen meghatározza a felhasznált elektródák anyaga, azok elrendezése és az alkalmazott A/D konverter jellemzői. Számos módszer létezik az adatok utófeldolgozás során történő korrekciójára, például eredetitől eltérő referencia elektróda választása, valamint műtermékek észlelésére és eltávolítására több algoritmus is képes. Azonban ezek a módszerek nem helyettesítik a megfelelően tiszta EEG jeleket. Mindenképp fontos megjegyezni, hogy az általam alkalmazott EEG fejpánt prototípus tervezésekor szempont volt az egyszerű felhasználás, tartósság és az elérhető eszközökkel történő megvalósíthatóság. A kiváltott agyi válaszreakciók elkülönítése során általánosan alkalmazott átlagolással a jel-zaj viszony a  $N$  mintaszám esetén  $\sqrt{N}$ -nel arányosan javul, azonban a kísérletek hossza könnyen kezelhetlenné válhat, és az alany koncentrációja is idővel csökken. Valamint egyes kiváltott agyi válaszreakciók például a P300a komponens amplitúdója idővel (a deviáns ingerhez való hozzászokással) csökken.

## 4.1.1 Elektródák

Felhasználástól függően többféle elektróda és elektródatípus és elrendezés is használatos. Az elektródák számának növelése nem korrelál egyértelműen a jobb mérési eredményekkel. Ezért leginkább használatos 10-20-as és a 10-10-es elektróda elrendezés is kielégítő eredményt ad. (3. ábra) A kiváltott agyi potenciálváltozások lokálisan egy-egy agyterületet magában foglaló elektródákkal történő megfigyelése elegendő. [3] Az elektródák anyagjukban, formájukban egyaránt különböznek. A megfelelő elektróda kiválasztásánál a fejpánt tervezésénél fontos szempont volt az egyszerű használat, valamint a gyárthatóság. Ezért részben 3D nyomtatással készülő passzív és ún. részben száraz (semi-dry) elektródára esett a választás. Az elterjedt ezüst/ezüstklorid huzal helyett a tartósabb platina huzalt választottuk, mely ugyan magasabb ellenállással [6. ábra] és DC offset feszültséggel rendelkezik, azonban a vizsgálatom során az EEG jelek lassú 0,5 Hz alatti potenciálváltozásait nem kívánjuk mérni. Ezáltal a DC komponens eltolódása tehát platina elektróda használata ennek megfelelően nem jelent jelentős hátrányt. [8] A tervezés során felmerült az aktív elektródák használatának lehetősége, mely elektródák esetén a mért EEG jelet az elektródához közel előerősítjük, és ezáltal az elektródák vezetékén becsatlódó zavar az előerősített jelhez viszonyítva kisebb. Az általam elkészített aktív elektróda áramkör azonban a fejlesztés jelenlegi szakaszában nem került beépítésre. Ennek oka, hogy az elektródákhoz az A/D átalakító bemenetei megfelelően közel helyezkedik el. Az elektródák bemenetein becsatlódó zaj a mérés sikerességét jelentősen nem befolyásolja.



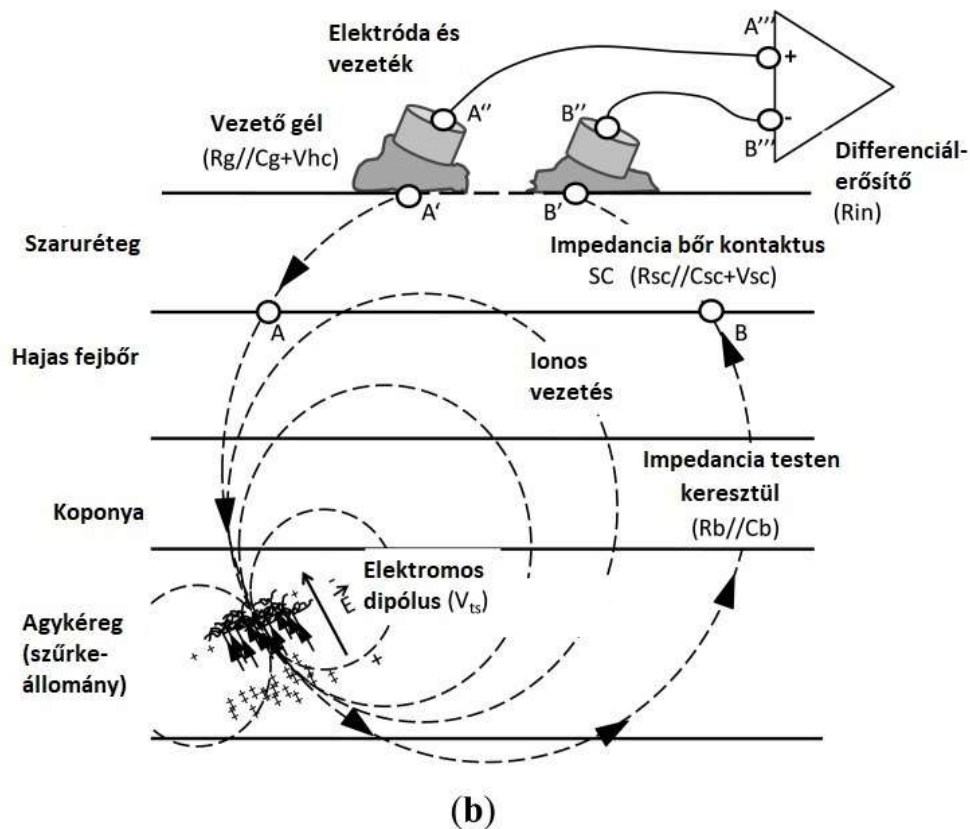
3. ábra: 10-20-as elektróda elhelyezés a hajás fejbőrön. [7]



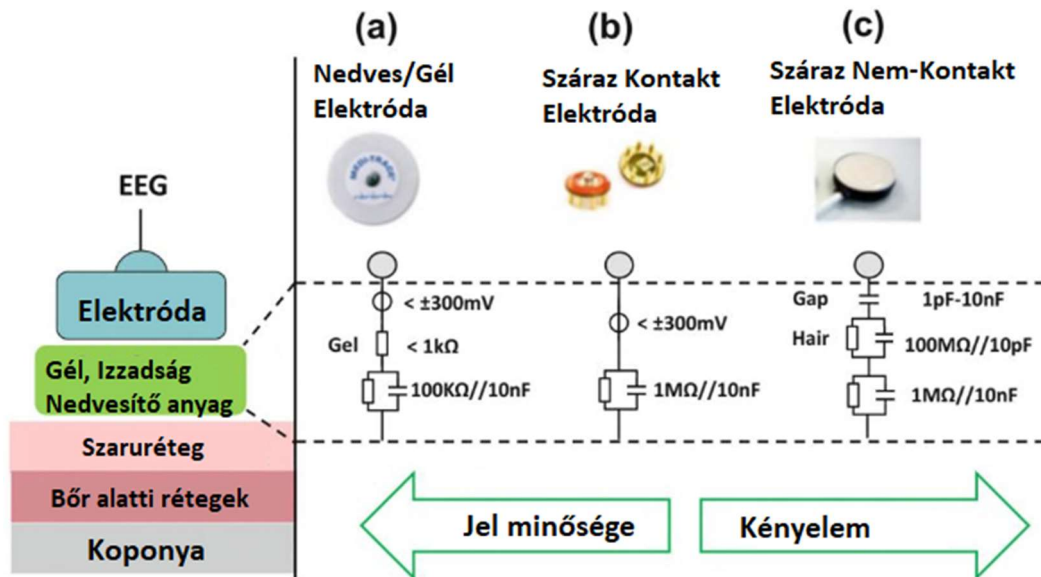
4. ábra: Elektroák szabványos elnevezése pozíciójuk alapján történik.

Az elektródák a fej szélességi és hosszúsági vonalán a 10-20-as rendszerben 10% és 20%-os osztással helyezkednek el. Gyakori még 10-10-es elrendezés használata, valamint a 10-5-ös elektróda elrendezés használata hasznos további információval szolgál, ezáltal a forrás meghatározás pontosítható. Azonban az elektródák közti áthallást figyelembe kell venni. [9]

Elektródák elnevezésénél a betűkód a régiót azonosítja, majd belülről kifelé haladva számozzuk az elektródákat. Jobb oldalon a páros, bal oldalon páratlan számokat használva. A koponya középső vonala „z” utótagot kapja. Például O1 a bal-, O2 a jobb nyakszirti lebeny (occipital lobe) felett elhelyezett elektródát jelöli, Pz a fali lebeny (parietal lobe) a koponya hosszanti középvonala felett elhelyezett elektródát jelöli. Későbbiekben ezen példa elektróda pozíciókat felhasználom a mérés során.



5. ábra: Neuronok elektromos dipólusa, ionos vezetés és differenciális mérés. [10]



6. ábra: Különböző elektróda típusok és azok ellenállás modelljei [11]

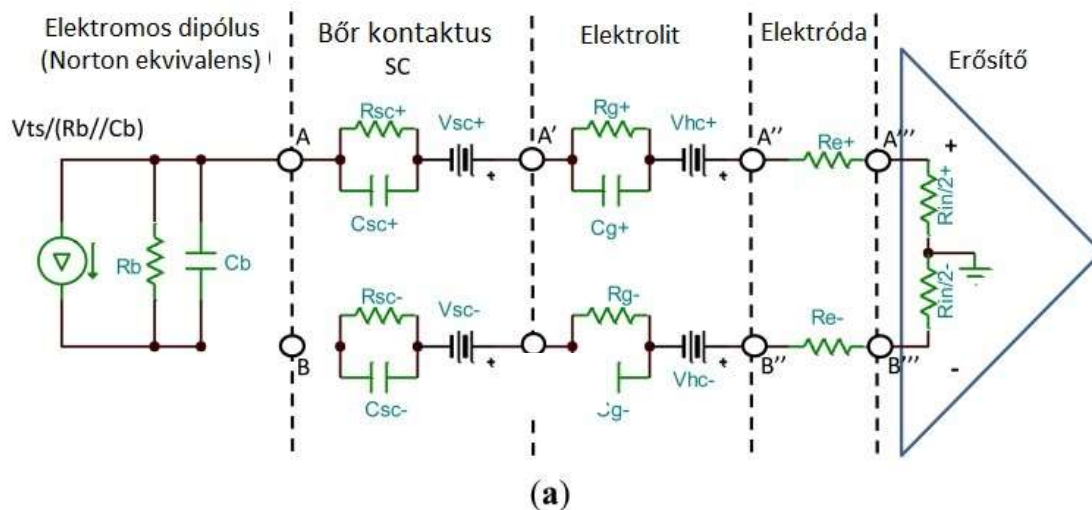
A hajás fejbőr ellenállása  $50\text{ k}\Omega$ - $1\text{ M}\Omega$  közé tehető (6. ábra), melyet igyekszünk különböző vezető gélekkel nagyjából  $10$ - $100\text{ k}\Omega$ -ra csökkenteni. Ezáltal csökken az elektródák között mérhető ellenállások szórása is, ami csökkenti a közös modulusú zaj

nagyságát, valamint az A és B pontok közti feszültségosztás negatív hatását a jelre. [10] Ezeknél a hatásoknál jelentősebb a bőr-potenciál változása, amit a bőrfelület ellenállásának megváltozása okoz. A hajas fejbőr vezetőképességét a verejtékmirigyek által termelt verejték növeli. Ezzel ellentétesen a bőrfelületet kiszáradásakor, az elhalt hámsejtek vezetőképessége csökken. A bőrfelszín vezetőképességét jelen esetben NaCl oldattal növeljük, melynek nagy előnye a vezető gélekkel szemben, hogy egyszerűen hozzáférhető bárki számára. Érdemes figyelembe venni, hogy vezető gél alkalmazó elektróda felhelyezésekor a gél megfelelő eloszlataása közben könnyű apró hám sérüléseket okozni, ami az esetleges fertőzés veszélyét növeli. A mérések során azt tapasztaltam, hogy a bőrellenállásának csökkentéséhez hasznos a mérés előtti hajmosás, vagy az elektróda környékén az elhalt hámsejtek alkoholos oldattal történő eltávolítása, majd bőrfelület nedvesítése. [3]

#### **4.1.2 EEG erősítők**

EEG vizsgáló berendezések mindig differenciálerősítőt alkalmaznak, melynek bemenetére a megfigyelni kívánt agyterületnek megfelelő elektródát, valamint a referencia elektródát csatlakoztatják. A referencia elektróda típusait később ismertetem. Az alkalmazott differenciálerősítők közös modulusú elnyomása (CMRR) tipikusan nagy 100dB feletti érték. Az erősítő kimenetére az analóg-digitális átalakító csatlakozik. A jel erősítésének mértéke függ az alkalmazott elektróda típusától, valamint az A/D konverter paramétereitől is. Ezt a két funkciót megvalósító áramkör, modelltől függően több kiegészítő áramkörrel együtt, egy tokon belül helyezkedik el. Az általam alkalmazott analóg-digitális átalakító csatornánként programozható előerősítővel (PGA-Programmable Gain Amplifier) rendelkezik, amely a legnagyobb 24x-es erősítésre van beállítva a bemeneti tartomány minél jobb kihasználása érdekében, ezáltal csökkenti a kvantálási zajt. Amennyiben az elektróda vezetékén keletkező zaj mértéke szükségessé teszi, a jel kiemeléséhez az elektróda közvetlen környezetében további erősítő alkalmazása szükséges.





7. ábra: EEG mérésre használt differenciálerősítő, valamint a bemeneteire kapcsolt impedancia modellek [10]

### 4.1.3 EEG szűrők

EEG mérés során a hasznos jelek 0,5-100 Hz közötti frekvenciatartományban helyezkednek el, amely frekvenciasávot egy felül- és egy aluláteresztő szűrő egymás után kötésével választjuk ki. Továbbá az elektromos hálózatban használatos váltakozó áram 50 Hz-es (USA: 60 Hz) zavaró komponensét szoftveresen szűrjük. Az 50 Hz-es illetve a 60 Hz frekvenciasávok szűrésére hardveresen is alkalmas az alkalmazott EEG jelek feldolgozására tervezett analóg-digitális átalakító. [12] A megfigyelni kívánt kiváltott agyi válaszreakció, valamint az egyes EEG hullámok megfigyeléséhez további szűrés válik szükségessé, hogy minél jobban kiemeljük a hasznos jelkomponenseket. A szűrés mértékét befolyásolja az alkalmazható mintavételi frekvencia, melynél a Shannon-Nyquist-féle mintavételezési tétel által megfogalmazott szabályt betartva, és az általánosan javasolt, a jel sávszélességénél 3x-5x nagyobb mintavételi frekvenciát alkalmaztam. Ezért a tervezett prototípus 500 Hz-es mintavételi frekvenciával dolgozik. A megvalósított hardverkörnyezet képes ennél nagyobb, 1000 Hz-es mintavételi frekvenciával is dolgozni, azonban az általam megfigyelni kívánt ERP (Event-Related Potential)-ok ezt nem tették szükségessé, mivel a kiváltott agyi válaszreakciók fő frekvencia komponensei a 30 Hz alatti tartományban helyezkednek el. Az ennél magasabb frekvenciatartományok is tartalmazhatnak értékes információkat, ezért a megfelelő szűrési paraméterek kiválasztása a mért jelek utófeldolgozása során történik.

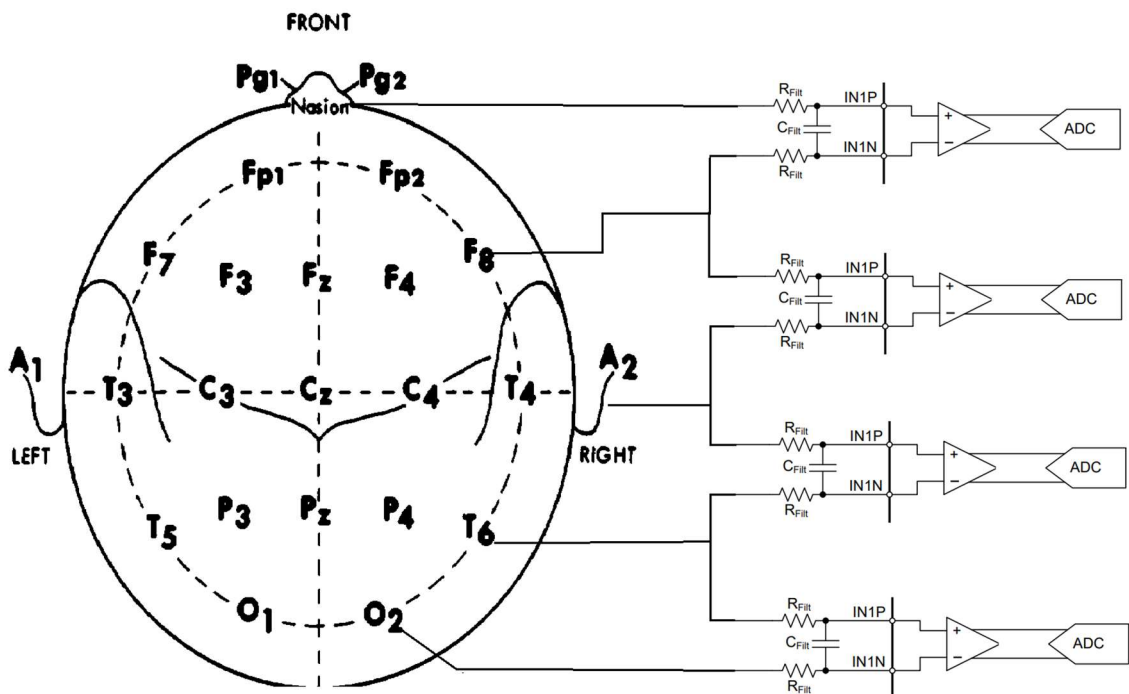


## 4.2 Montázsok

Az elektródák által vett jelek csatornákra bontását és megjelenítését montáznak nevezzük.

A montázsok két főbb típusa:

- **Bipoláris montázs:** szomszédos csatornák közös referencia elektródákkal rendelkeznek, azonban nincs olyan referencia elektróda, mely az összes csatorna kialakításában részt vesz. Tipikusan példája a szemmozgás figyelés ez esetben a szemek mozgásából, illetve pislogásból eredő potenciálváltozásokat szemenként eltérő referencia elektródához hasonlítjuk.

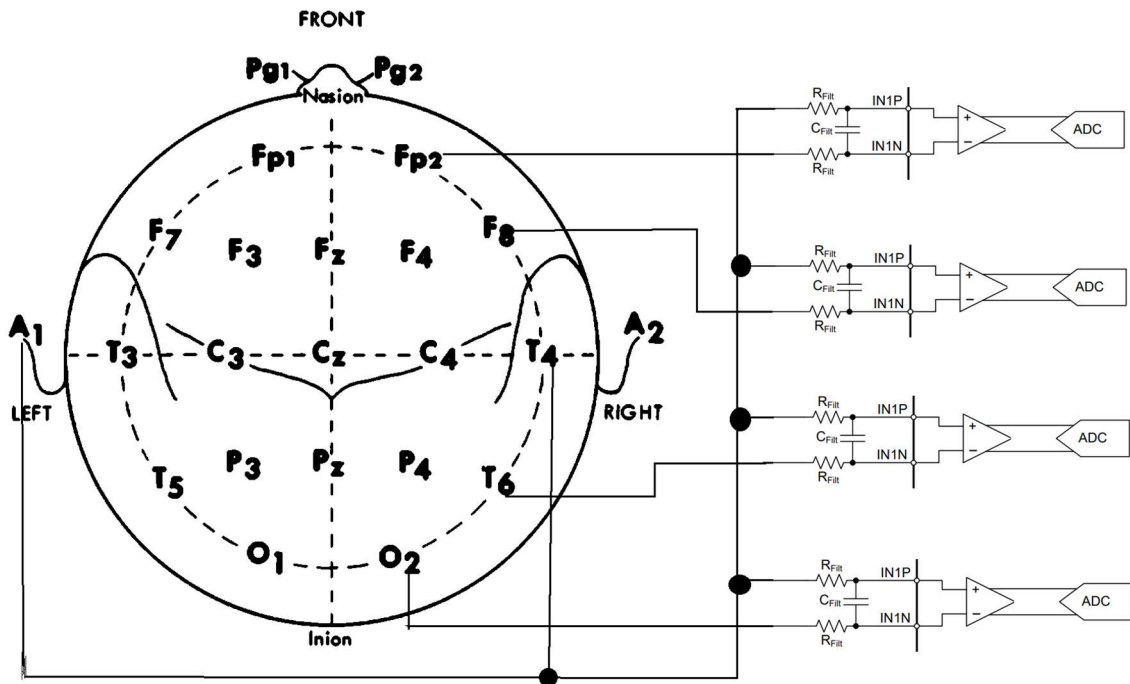


8. ábra: Bipoláris montázs elektódaelrendezés [13]

- **Referencia montázs:** csatornák kialakításakor az összes elektróda a számára kijelölt differenciálerősítő + bemenetére kapcsolódik. A referencia elektródát pedig az összes differenciálerősítő – bemenetére kapcsoljuk, tehát a közös referencia elektródához képest mérjük az összes többi jelet.

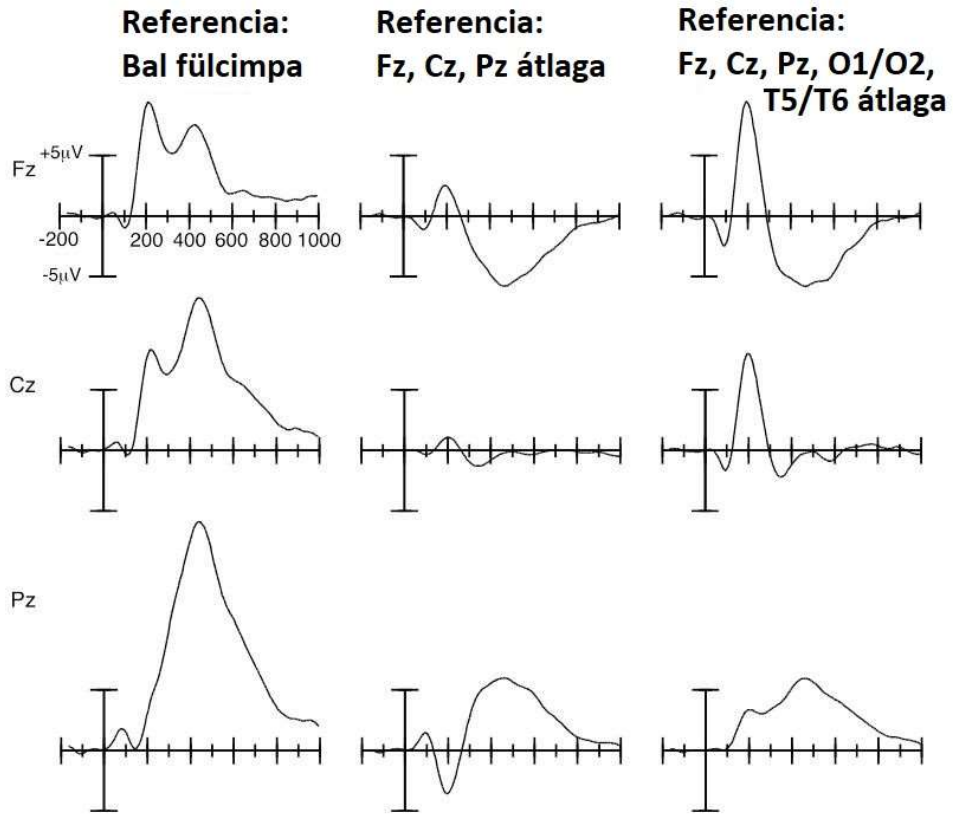
A referencia elektróda pozíciójának megválasztása fontos szerepet játszik az általunk mért jelenségek vizsgálatában. Leginkább elterjedt referencia pontok: az orr (azonban vizuális ingerek vizsgálatakor az elektróda belelóg a látómezőbe), a fül mögötti elhelyezkedő csecsnyúlvány (amely használata

elterjedt vizuális ingerek használata esetén). Ergonómiai szempontokat figyelembe véve a fülre csatlakoztatott referencia elektródát használtam. Továbbá elterjedt a fej középvonalaán elhelyezett például Cz ponton lévő referencia elektróda használata.



9. ábra: Referencia montázs elektróda elrendezés [13]

Alkalmazznak virtuális referencia elektródát is, ekkor az összes elektródából érkezett jel számtani közép értékét veszik referenciának. Figyelembe kell venni, hogy ilyenkor az összes felhasznált csatorna jele befolyásolja a mért jelet, ezáltal ugyan azon kísérlet kiértékelésekor teljesen eltérő eredmény születhet. Ez a módszer csak abban az esetben ad jó eredményt, ha az inger hatására létrejövő dipólusok mindkét pólusáról közel azonos számú elektródán veszünk mintát. Jelen esetben a felhasznált prototípus ezt nem teszi lehetővé, az átlagból számított virtuális referencia alkalmazása félrevezető lenne az adatok kiértékelésekor. Előnye, hogy az utófeldolgozás során is módosíthatjuk a referencia elektródát.



10. ábra: Virtuális referencia hibás használatának szemléltetése. A virtuális referencia elektróda kialakításában résztvevő elektródák megválasztása az eredményeket nagy mértékben befolyásolják. [11]

## 5 EEG hullámok rövid áttekintése

EEG által mért jeleket ún. grafoelemek sorozataként vizsgálják, melyet a következő hullámparaméterek elemzésével végzik: frekvencia, amplitúdó, lokalizáció (elhelyezkedés), morfológia (alak), időtartam, reagibilitás (megbízhatóság, ismétlődés jellege). A kiváltott agyi válaszreakciók esetén a megismerésük lényeges, mivel az agy működésének lenyomatai és az elemzés során hasznos információt tartalmazhatnak. Jelen dolgozatomban ezekre két részletre bontva újra kitérnék. Elsőnek az alfa ritmus szeretném bemutatni melyet a kiváltott agyi válaszreakciók megfigyelésekor, mint mérést befolyásoló tényezőt fontos megismerni. A későbbiekben az érzelmek felismerése ezen ritmusok mintázatainak megfigyelésén alapul ezért ott részletesen kitérnék a felhasználni kívánt hullámra/ritmusra is.

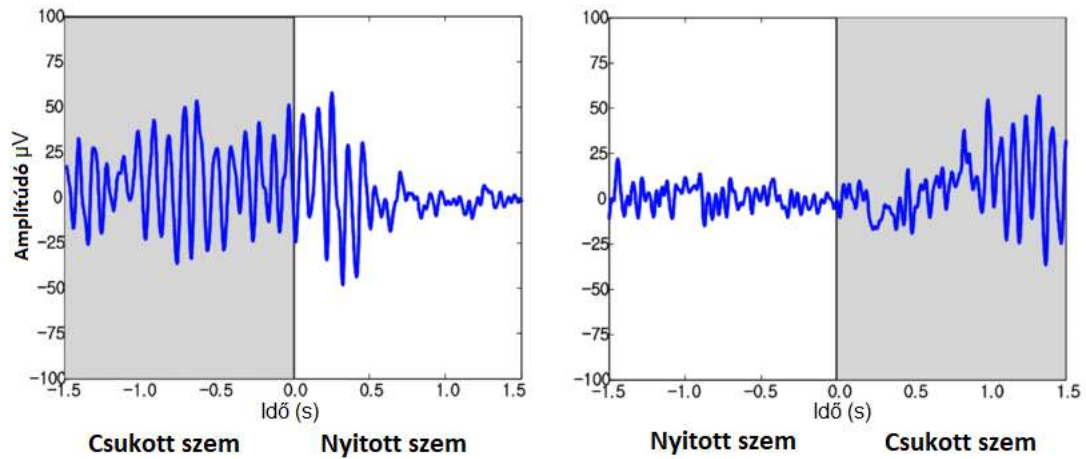
### EEG hullámok fontos jellemzői, frekvenciatartományuk [6]

#### - Alfa-ritmus:

Frekvenciatartománya 8-13 Hz, mely egyénileg ugyan változhat, de az életkor előrehaladtával nem változik jelentősen. Jellemzően  $\pm 1$  Hz-es kitérést mutat.

Amplitúdója bilaterálisan (két agyfélteke között) közel szimmetrikus, az agy parietalis részén (fali lebeny) nagyobb amplitúdóval jelenik meg. Amennyiben bilaterálisan nem szimmetrikus, jellemzően a jobb agyféltekénél nagyobb amplitúdójú. Értéke felnőtt korban átlagosan 30-90  $\mu\text{V}$  közötti (leggyakrabban 50  $\mu\text{V}$  alatti), gyermekeknél ennél magasabb.

Nagy amplitúdója és közel átlagosan 10 Hz-es periodicitása miatt a kiváltott agyi válaszreakciók vizsgálata során a jelenlétét figyelembe kell venni. Különösen az állandó periodicitású inger használata esetén fontos a csökkentése. Fáradás vagy unalom következtében nő, továbbá részben-, vagy teljesen blokkolódik szemnyitás vagy stressz hatására. (11. ábra) Utófeldolgozás során a szűrése nem célravezető, mivel az alfa ritmus tartalmazhat hasznos információkat, mely fontos a kiváltott agyi válaszreakció megfigyeléséhez. Fontosfigyelembe venni mert, ha a kísérleti alany alfa aktivitása nagy, az alany eredményei nem lesznek felhasználhatóak.



11. 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. [14]

- **Lassú alfa variáns:**

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

- **Gyors alfa-variáns:**

Lokalizációja megegyezik, azonban frekvenciája alfa-ritmus felett helyezkedik el.

- **Beta-aktivitás:**

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

Amplitúdója magasabb: álomosság, 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 (. ábra) (gyors alfa-variáns).

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.

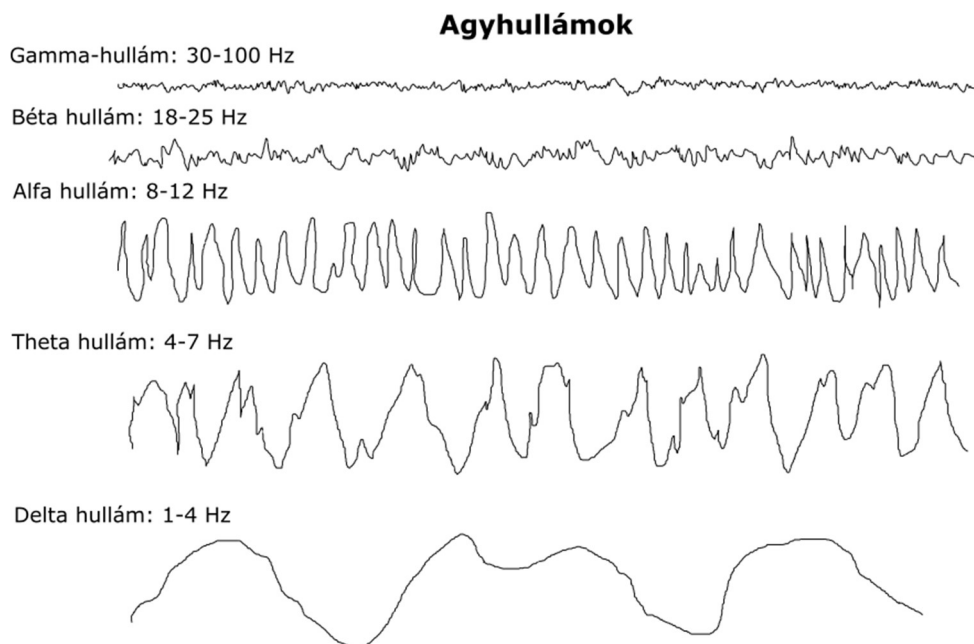
- Szorosan összefügg a motoros viselkedéssel aktív mozgáskor vagy taktilis (tapintáson alapuló) ingerléskor általában a béta-aktivitás gátlódik
- A vizsgálatok elsősorban a vizuális és a szomatomotoros kéregre koncentrálnak

- **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 rendszertelenül fordul elő főleg a frontális kéregben. Feszült koncentráció, kognitív feladatok, érzelmi állapot növeli. Feltehetően az emlékezéssel, emléknymok megerősítésével kapcsolható össze.



12. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése. [20]

Spektrum	Frekvencia (Hz)	Amplitúdó ( $\mu\text{V}$ )	
Delta	0,5-3,5	100-200	- mély alvásban <sup>2</sup> - frontális lebenyhez köthető kognitív feladat
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.

### Műtermékek:

Eredetük szerint két nagy csoportra osztjuk:

- Technikai műtermékek: eredete a környezetből, mérési elrendezésből, származó zajhatás, például hálózati váltakozó feszültség, kábelmozgás.
- Biológiai műtermékek forrása a vizsgált alany. Ezek a szemmozgásból, nyelvmozgásból, vagy vázizom mozgásból származó zajhatás. Jellemzően magas 100 Hz körüli frekvenciájú komponens.

A biológia műtermékek kiküszöböléséhez az alany nyugalmi helyzete szükséges. Célravezető, ha az alany egyenes háttal ül fejét nem előre döntve. Azonban a periodikus ingerre jelentkező reflexszerű izommozgások kiküszöbölése nehéz. Többnyire igyekszünk minél jobban kiszűrni a zavaró hatásokat, ezért utófeldolgozás során a biológiai

---

<sup>2</sup> Delta hullám mély alvásban jelentkezik, ezért az éber állapotban történő vizsgálataim során nem releváns.

műtermékeket 30-100 Hz körüli vágási frekvenciával rendelkező aluláteresztő szűrővel szűrjük. A megvalósított prototípus további fejlesztése következtében gyorsulásérzékelő szenzor beépítésével érzékelhetjük a vázizom mozgását. Ezáltal a biológiai műtermékek hatékonyabb detektálása is megvalósítható. A fejpánt ezen képessége azonban a kísérletek tervezése és a mérések döntő többségénél nem volt elérhető számomra. A műtermékek detektálását végző algoritmuson ezért az összehasonlíthatóság érdekében [3] nem változtattam a későbbiekben sem.

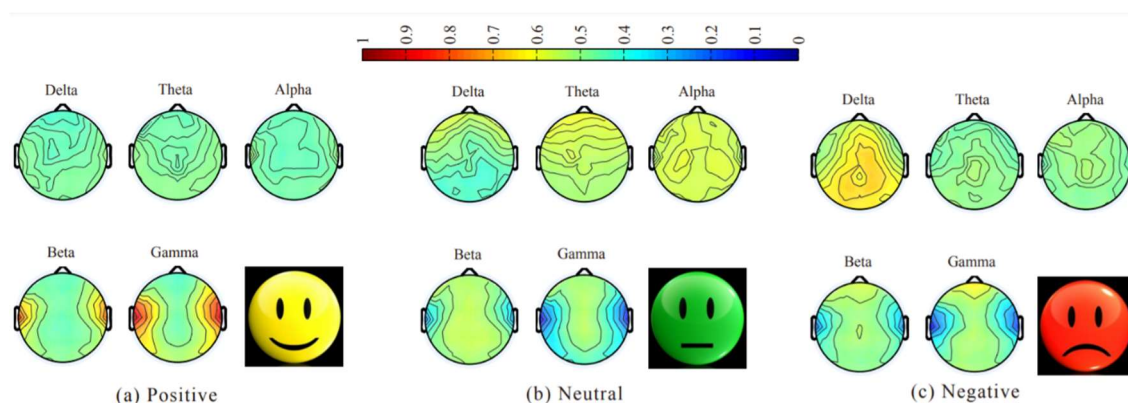


## 6 Érzelmek felismerése

A TDK dolgozatomban bemutatni kívánt P300 mérésénél szerzett tapasztalataim és eredményeim bizonyították, hogy a fejpánt fejlesztéseknek köszönhetően működőképes és várhatóan több agyi folyamat megfigyelésére is alkalmas. Az eredményekből kiindulva a munkát folytatva az érzelmek detektálását tűztem ki jövőbeli célként. Választásom összhangban van az EEG fejpánt létrejöttének fő céljaival az felhasználóbarát kialakítással, a csoportdinamika megfigyelésére való alkalmazhatósággal, valamint a mérési pontosság növelésével. A célom elérése érdekében végzett jövőbeli fejlesztéseim reményeim szerint hasznos hozzáadott értéket képviselnek majd a kutatócsoport számára. Jelenleg a folyamat elején tartok, ezért a téma átfogó bemutatása helyett célom téma rövid áttekintése, mely indokolja a választásomat.

### 6.1 Elméleti bevezetés

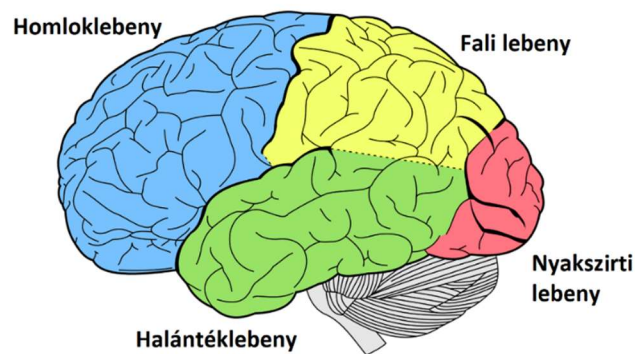
Az alanyok érzelmeinek mérése a különböző EEG hullámok (12. ábra) által kialakított mintázatok alapján történik. Az egyes elektródákon mért EEG jeleket szerinti frekvenciasávokra bontjuk Theta (3–7 [Hz]), Alfa (8–13 [Hz]), Béta (14–29 [Hz]) és Gamma (30–47 [Hz]) [21] majd ezek effektív értékét meghatározva eltérő mintázattokat figyelhetünk meg különböző érzelmek hatására.



13. ábra: Különböző agyi ritmusok amplitudó eloszlása pozitív, semleges és negatív érzelmek hatására. [22]

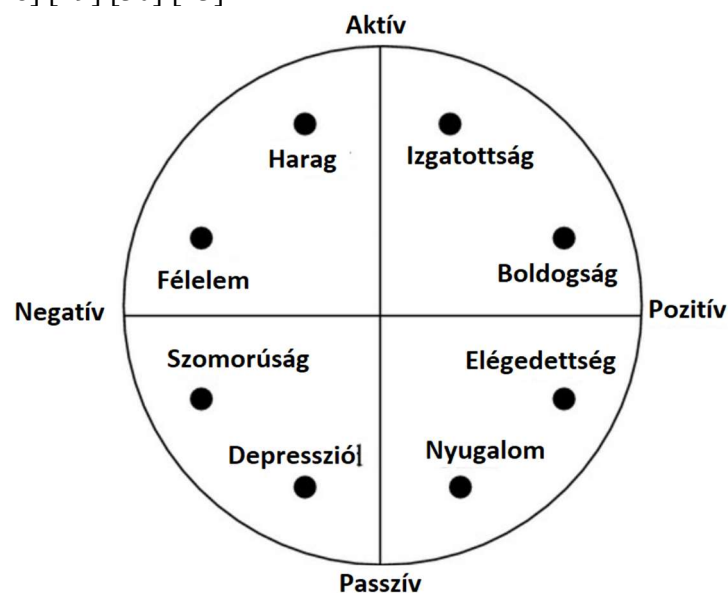
Pozitív érzelmek hatására az oldalsó halántéklebenynél megfigyelhető fokozott meg béta és gamma aktivitás. Semleges érzelmi állapotban oldalsó halántéklebeny béta és gamma aktivitása gyengébb, alfa aktivitás fali- és nyakszirti lebenynél ahogy azt

korábban bemutatam a vártnak megfelelően erősödik. Negatív érzelmi állapot béta és gamma aktivitása hasonló semleges érzelmi állapothoz, homloklebeny elülső részénél a gamma aktivitás felerősödik. A delta aktivitás a fali- és nyakszirti lebenynél felerősödik. Más tanulmány kimutatta negatív érzelmek hatására alfa aktivitás erősödését a jobb oldali homloklebeny elülső részénél. [23] Valamint az alfa ritmus erősödését mutatták a bal oldali homloklebeny elülső részénél. [24] [25]



14. ábra: Négy fő agyterület [26]

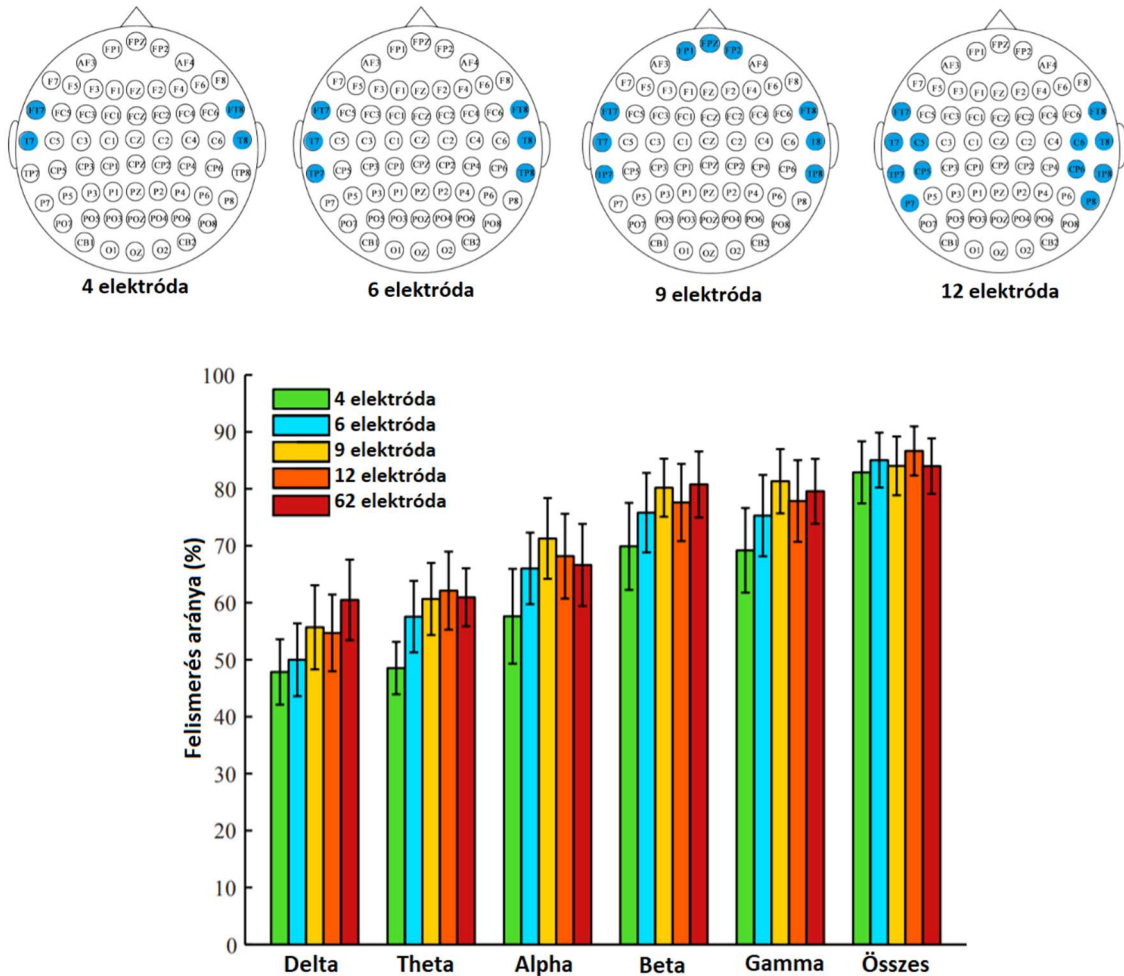
Az érzelmi skála kiegészíthető egy továbbá egy intenzitás skálával. Az alapérzelmeket így két mért skála szerinti elhelyezkedés alapján határozza meg több tanulmány is. [23] [27] Fontos megjegyezni, hogy e leképezés használata helyett több tanulmány is a vizsgált érzelmeket külön-külön figyelte és ez alapján állapított meg hozzájuk köthető mintázatokat. [28] [29] [30] [23]



15. ábra: Érzelmek meghatározásához gyakran alkalmazott egyszerűsített modell.

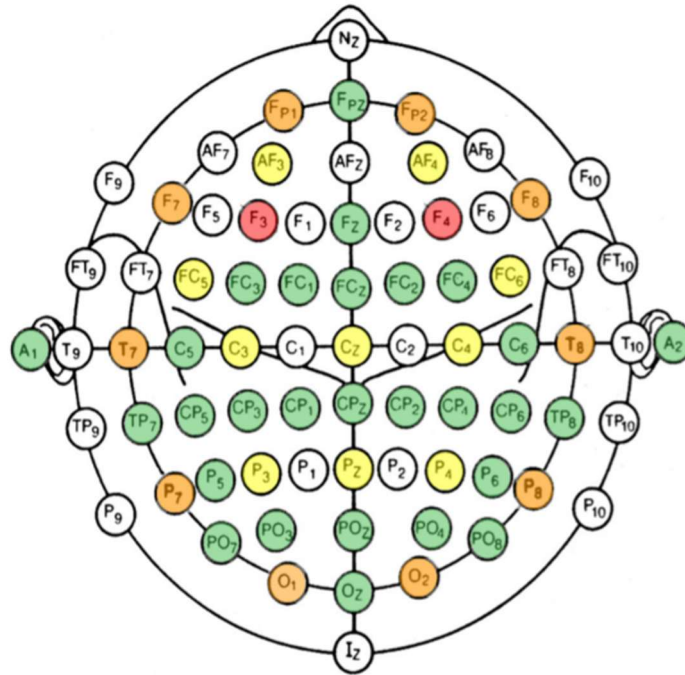
## 6.2 Elektróda elhelyezések

Az alábbi ábrákon az érzelmek felismeréséhez szükséges elektróda elrendezéseket és ezek alapján elérhető felismerési gyakoriság látható. Ezek alapján megállapítható, hogy akár négy elektróda és teljes mérhető frekvenciasávból származó eredmények felhasználásával 80% feletti felismerési arány elérhető. Valamint az ábrák jól szemléltetik az alfa, béta, gamma aktivitás és az érzelmek korrelációját.



16. ábra Különböző elektóda elhelyezési mintázatok valamint a pozitív negatív, semleges érzelem felismerési arányai. [22]

Több tanulmány is eltérő elektróda elrendezést használ, jelenleg nincs egységes megállapodás ennek oka a feltételezhetően az eltérő algoritmusok, eszközök, valamint nemenkénti [31] eltérések, azonban az alábbi ábra jól szemlélteti a használt elektróda elrendezéseket gyakoriságuk alapján.



17. ábra: 99 cikkből összehasonlítása alapján az elektródák gyakorisága. Piros (>75%), Narancssárga (75%-50%), Sárga (50%-25%), Zöld (<25%) [23]

### EEG hullámok érzelmek kapcsolata

- **Alfa- ritmus:**

Negatív érzelmek hatására, mint az undor és a félelem jobb elülső homloklebeny felett mérhető fokozott aktivitás. Pozitív érzelmek hatására, mint a boldogság bal frontális lebenynél mérhető nagyobb amplitúdójú alfa hullám. Az érzelmi modellben az pozitív-negatív tengelyen való elhelyezkedésre is tudunk következtetni. [23]

- **Béta -ritmus:**

Pozitív-negatív tengelyen való elhelyezést segíti. [32] [23]

- **Gamma-ritmus:**

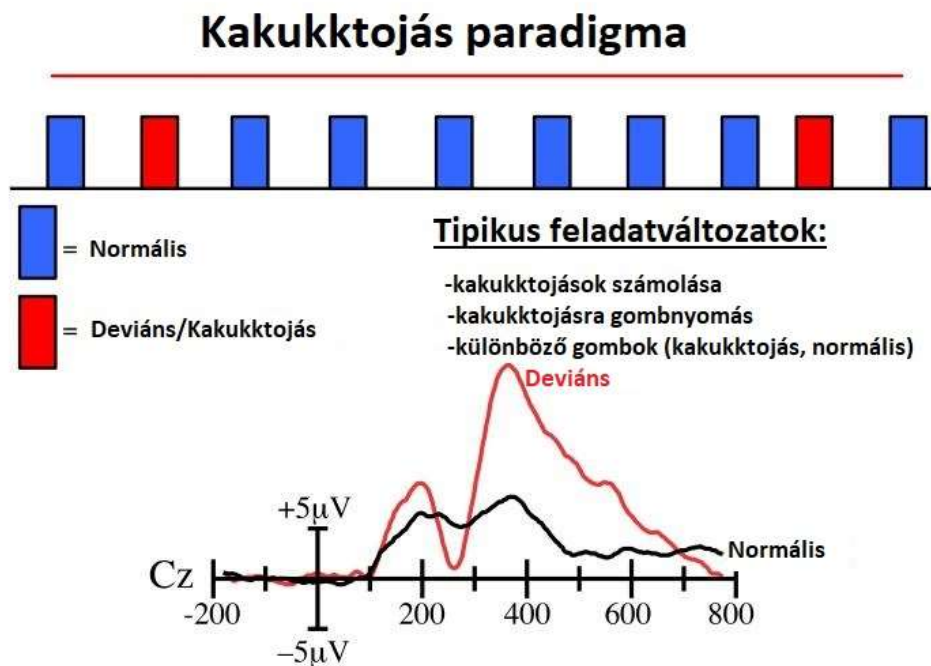
Két a halántéklebeny aktivitásának aszimmetriájából az izgalmi állapotra (aktív-passzív) következtethetünk. [33] Ezen felül a pozitív és negatív érzelmi állapotra is következtethetünk. [23]

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

Az eseményfüggő potenciál valamely szenzoros, vagy motoros inger hatására kiváltott egyszeri potenciálváltozás az EEG hullámban. Szenzoros receptorok, vagy a belőlük kiinduló axonok ingerlését követően a bekövetkező potenciálváltozást 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 (Kakukktojás) paradigmát használják (18. 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 követnie, illetve jelezni előfordulásukat. (19-20. ábra)

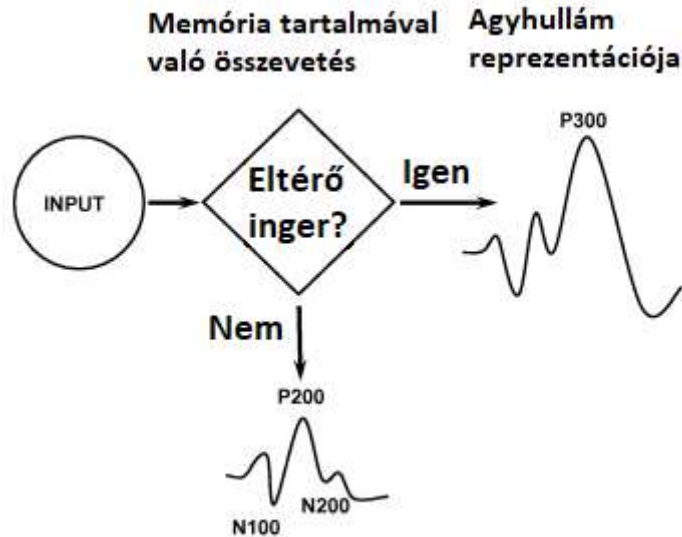


18. ábra: Kakukktojás paradigma, és az általa kiváltott ERP esemény: P300 mely 300-600 ms-mal később éri el a maximumát.

Normális jel valószínűsége 0,8; deviáns jel valószínűsége 0,2. [34]

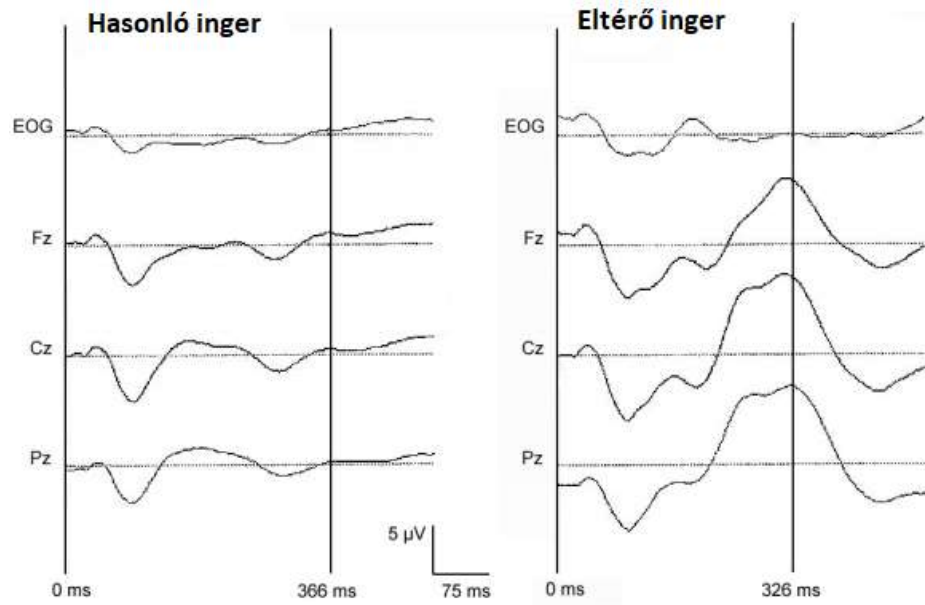
Megkülönböztetjük több komponensét is (P3a, P3b melyekre később kitérek), azonban legtöbbször P300 alatt a P3b komponenst értjük. A P300 döntéshozással, információfeldolgozással áll összefüggésben, azonban tudatos kontrollt nem gyakorolunk felette. Amplitúdója életkorral csökken, modalitásbéli eltérése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

Az alábbi ábrán a P300-on kívül több kiváltott agy válaszreakció is látható, röviden érdemes kitérni ezek elnevezési konvenciójára. N és a P előtag jelöli a negatív és pozitív; a C a változó maximumú EEG hullámokat, a szám pedig a kiváltó ingerhez képesti maximumát jelöli milliszekundumban. Későbbiekben több válaszreakciót megismerve belátható, hogy ez az elnevezés nem pontos, többféle teljesen eltérő folyamat is kiválthat azonos elnevezésű válaszreakciót és a válaszreakció maximuma is változhat. Ahogy azt a P300 bemutatásánál már említettem. Mindezek ellenére a legtöbb esetben a használatos elnevezés nem okoz félreértéseket. [3] Például az alábbi ábrán látható N100 kiváltó inger hatására (mint 0 időpillanat) megjelent negatív amplitúdójú hullám 100 ms-mal később fellépő maximummal.



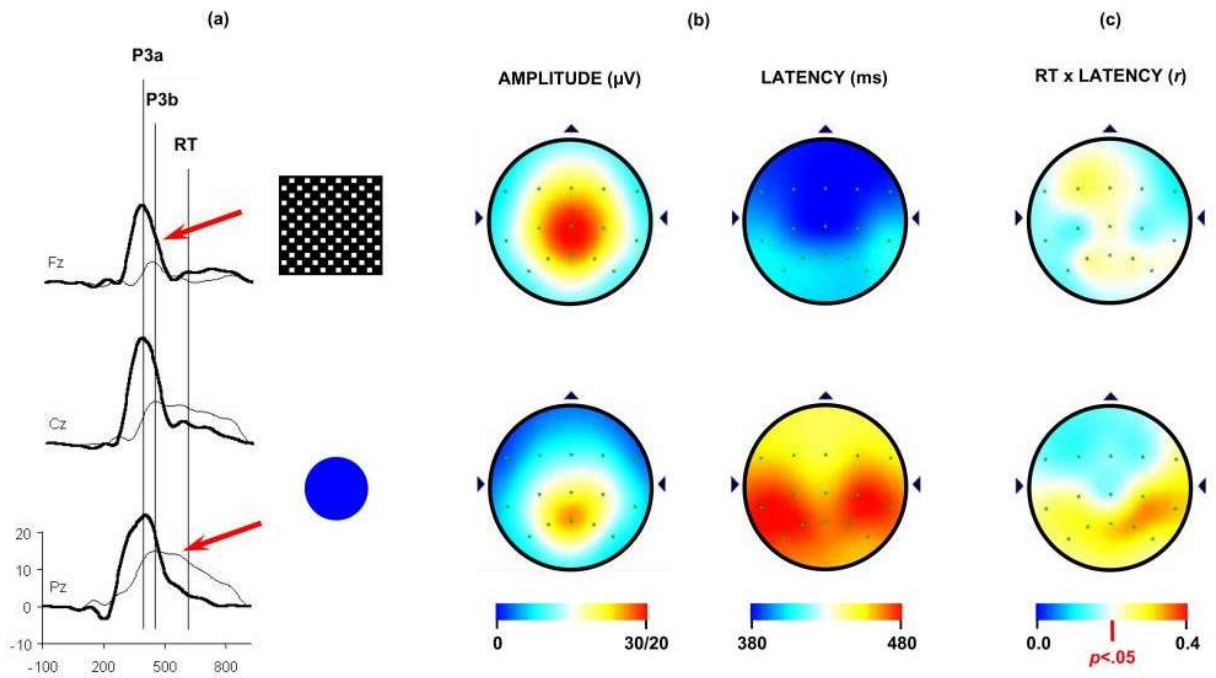
19. ábra: A inger belép az agyba amely a memóriában tárolt előző ingerrel összeveti. Attól függően, hogy az érkező inger eltérő vagy hasonló mint az előző, különböző válaszreakció érkezik. Hasonlóság esetén N100, P200, N200, eltérés esetén az előbbieket a P300 (P3b) követi [35] [36]





20. ábra: Mért agyi válaszreakció a hasonló és az eltérő ingerre. [37]

## 7.1 P300 komponensei



21. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése [38]

### 7.1.1 P3a

Mint az a 21. ábra felső sorában is jól látszik a P3a komponens eloszlása frontocentrális (fejtető elülső része). Érzékeny az inger kontextusára, azonban amplitúdója az ingerhez való hozzászokás következtében csökken, emellett időben hamarabb lecseng. A 22. ábrán látható amplitúdó eloszlás miatt megkíséréltem a fejpánt elkészült változatával való mérését azonban a korai kísérleteim nem vezettek hasznos eredményre. Ezért célként P300b ERP komponens megfigyelését tűztem ki célul, mely megfigyelése egyszerűbb feladat.

### 7.1.2 P3b

Parietális maximumú hullám (21. ábra alsó sor), rendszerint a nagyon meglepő inger hatására jelenik meg, melynek amplitúdója korrelál az inger megjelenésének valószínűségével. Minél meglepőbb, annál nagyobb amplitúdójú, és lassan cseng le. Megjelenése időben függ az inger feldolgozásához szükséges időtől, illetve a feladatba befektetett energiától. A válaszreakció amplitúdója nő a feladat komplexitásától, valamint kísérleti alanytól elvárt feladattól. Az általam módosított fejpánt a tervek szerint P3b hullámot azonosítja.



## 8 EEG Fejpánt

Jelenleg elérhető agy-gép interfészekkel korlátozott számú alany figyelhető meg egyszerre. Hétnél több alany agyhullámain szimultán megfigyelő rendszer építése az elterjedt Bluetooth adatkapcsolat használata miatt (köszönhetően a Bluetooth technológia specifikációnak és korlátainak) nehézkes, több számítógép közbeiktatását igényli. Jelenleg az agy-gép interfésszel történő kísérletek, kutatások szimultán egyetlen kísérleti alanyra koncentrálnak. [39] Azonban nagyobb (hétnél több) létszámú csoport megfigyelésének támogatása utat nyithat jelentős BCI eszközöket felhasználó csoportokat, illetve csoportdinamikát vizsgáló kísérletek létrejöttéhez. Jelenlegi fejlesztések során több személy szimultán megfigyeléséhez vezető úton elsődlegesen egy-egy alany megfigyelése a cél. Az alkalmazott adatátviteli technológiák kiválasztásakor, hardver tervezése során a későbbi többfelhasználós lehetőség szempontként megjelent, azonban a jelenlegi fejlesztési szakaszban nem cél több személy szimultán megfigyelése.

Megoldást jelent a fenti problémákra a széles körben elterjedt 802.11n 2.4 GHz-es wifi szabvány használata, és Lab Streaming Layer (LSL), az agy-gép interfészek által széles körben alkalmazott adatátviteli réteg integrálása egy EEG jeleket vizsgáló fejpántba. A kutatócsoport ezért egy új EEG mérésre alkalmas agy-gép interfész fejlesztésébe kezdett.

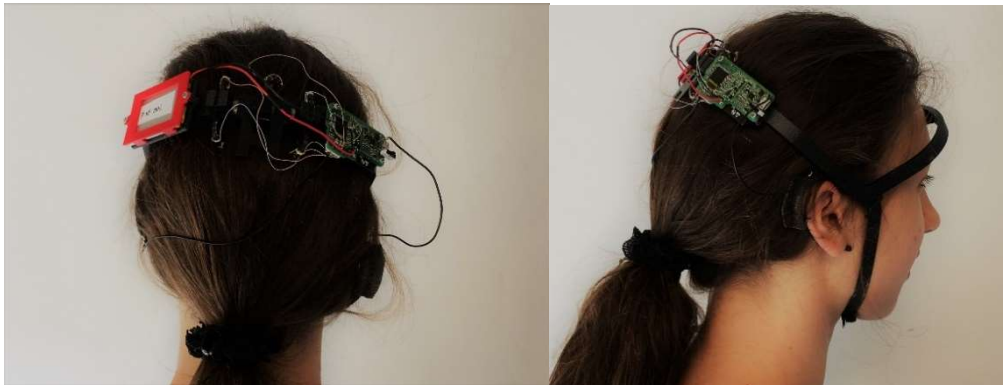
EEG fejpánt (22. ábra) hat szárazelektrodás csatornán és két referencia csatornán keresztül figyeli az agy motorikus funkciókért felelős részeit. A vezető gél elhagyása, valamint az ezüstkloridnál tartósabb platina huzal használata az elektrodáknál jel-zaj viszony romlásához vezet [8] [40] [41]. Ellenben a vezető gél elhagyása és a tartósabb elektrodák használata megkönnyíti a fejpánt alkalmazását. A kényelmes használat és az egyszerű felhelyezés 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. A

méréseim során egy általam módosított prototípusát használtam, melynek elektróda elrendezése az általam elvégzett mérésekhez illeszkedik.



22. ábra: EEG fejpánt elektródái leginkább a motor cortex felett érzékelik az agyi aktivitást. [42]

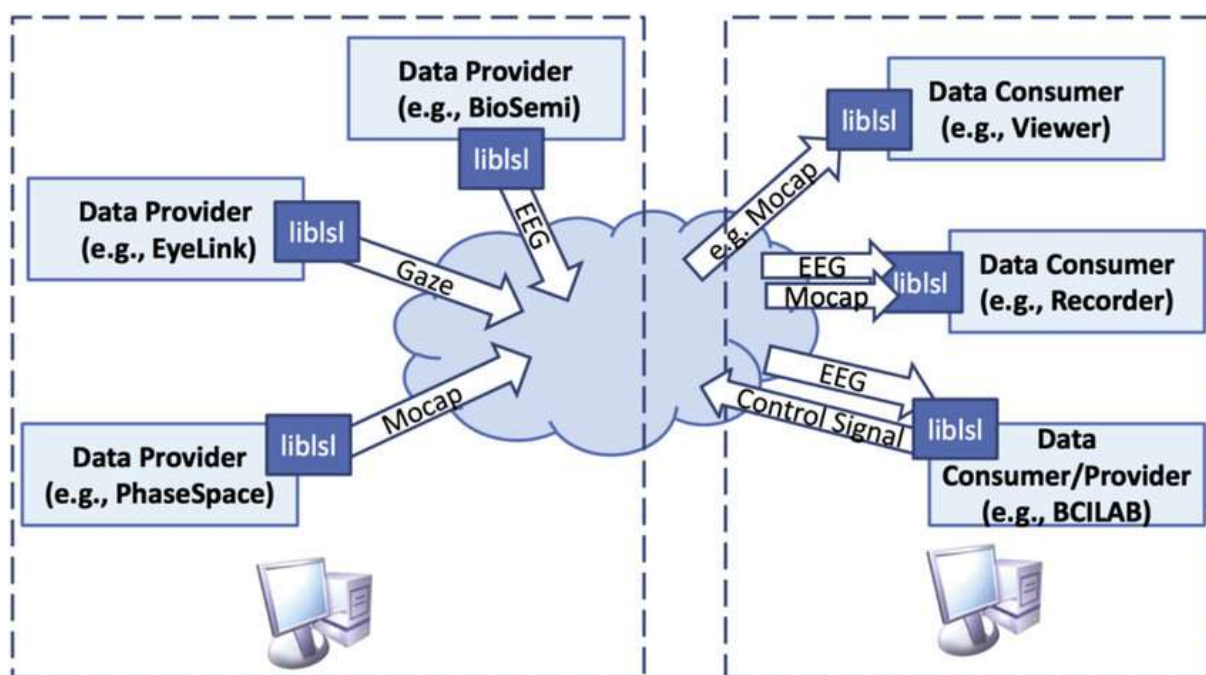


23. ábra: Méréseimhez használt occipitalis EEG fejpánt, melyen a P300 mérések elvégzéséhez szükséges módosításokat elvégeztem. A feltárt problémákat, és a szükséges módosításokat a későbbiekben bemutatom (Pz elektróda, javított firmware és referencia csatorna.)

## 9 Kommunikációs réteg rövid áttekintése

A Lab Streaming Layerert valamint annak integrálását előző TDK-m során bemutattam ezért a főbb pontokat csak röviden részletezném.

Jelenleg a fejpánt access pointként is funkcionál hozzá csatlakozik a PC és a rajta futó kliens szoftver majd a beérkezett adatokat a Lab Streaming Layer (LSL) egy szabványos, több nagy gyártó által támogatott kommunikációs réteg továbbítja a hálózaton további feldolgozáshoz. A feldolgozást jelenleg MATLAB programmal történik, azonban LSL-nek köszönhetően az adatok szabványos multiplatformos támogatással rendelkező adatkapcsolati rétegen továbbítódnak. Ezáltal a programcsomag is könnyedén végezheti a feldolgozást akár további LSL-t használó érzékelőkkel kiegészítve. Például a gyakran használt az EEGLab.



24. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [43]

## 10 Kísérlet P300-as ERP komponens mérésére

A kutatás-fejlesztési munka során korábban feladatomban volt az általam választott kakukktojás paradigmát megvalósító funkció megalkotása és integrálása a meglévő szoftverkörnyezetbe, valamint a választott ERP komponens méréséhez használható elemző környezet létrehozása a koncepció tesztelésére. Ezeket az előző TDK dolgozatomban bemutattam [45], és az ott ismertetett tervem szerint megkezdtem valós körülmények között kísérleteimet. Kezdetben a mért és kiértékelt P300-as kiváltott agyi válaszreakció a kísérletek közel felénél sem hozták a minimálisan elvárt eredményeket, azaz a normális és a deviáns ingerre adott válasz egyértelmű elkülönülését. Ennek okát az alábbi két fő tényezőben kerestem: biológiai műtermékek, illetve technikai műtermékek által okozott zavar.

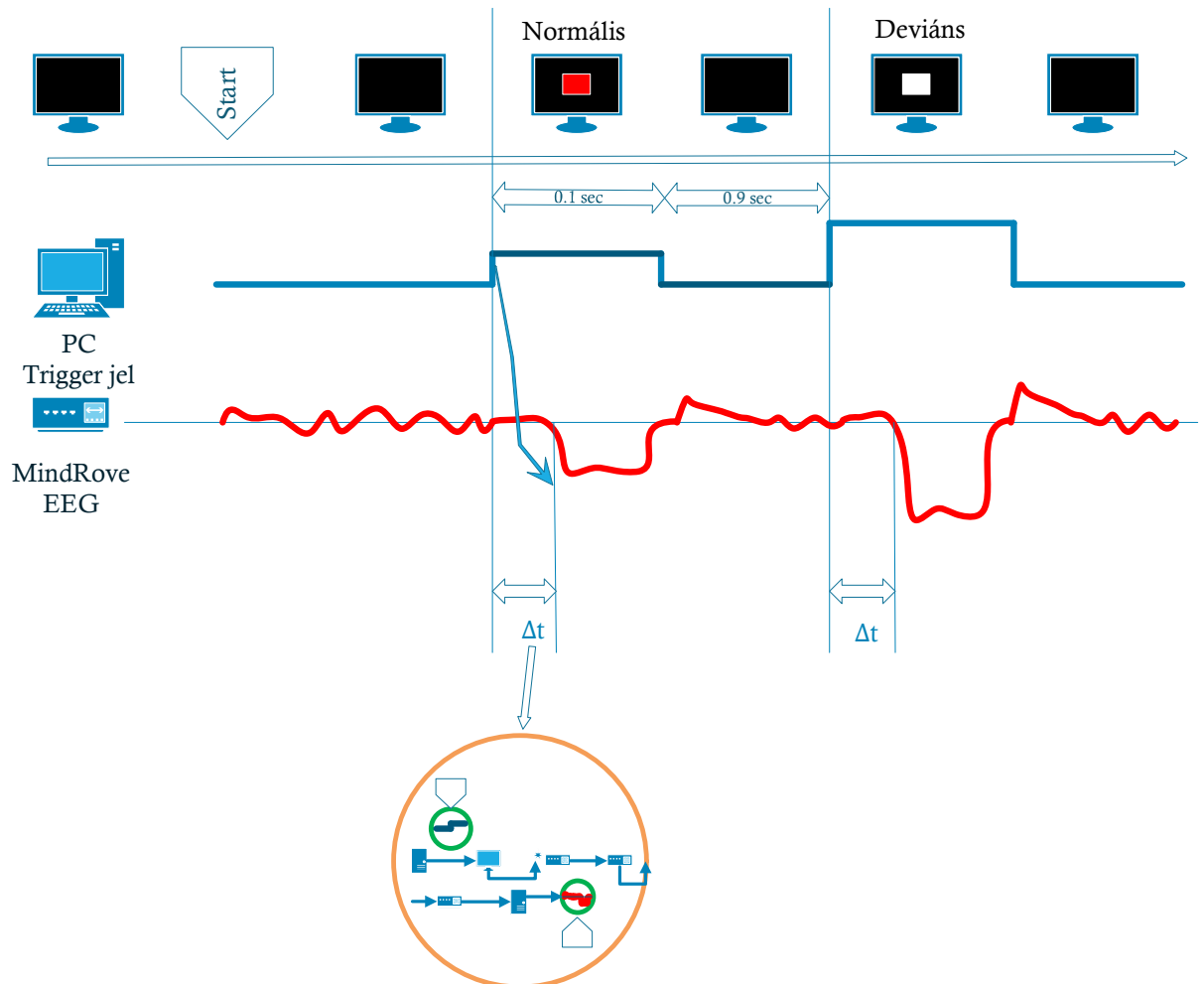
- Biológiai műtermékek kiküszöbölésére a kakukktojás paradigmában mérés során egy egyszeri 60 másodperces pihenőidőt vezettem be. Az ingerek kezdeti 1000 ms-os idejét az inger biztos lecsengését elősegítendő 1400 ms-os periódus időre növeltem és az alfa hullám hatását véletlenszerűen további  $\pm 100$  ms-os intervallumok hozzáadásával csökkentettem.

- Technikai műtermék: csökkentésére három fő kiváltó okot vizsgáltam: az érzékelt gerjesztő jel és a vett jel időbeli eltolódását, a megfelelő bőrkontaktus változásából eredő zajt és az elektródák vezetékeire rakódott zajt. A megfelelő kontaktus létrehozásához a szorosabban illeszkedő occipitalis (nyakszirti) mérésre használható prototípust választottam immár, melynek O1 és O2 pontok körüli mérésre használt elektródáit egy a Pz pont méréséhez használható elektródával egészítettem ki. A kontaktellenállást esetenként az EEG mérésekhez használható Abralyt HiCl 10% vezető gél alkalmazásával csökkentettem. A hasznos jel kiemelésére az elektródán vett hasznos jelet egy előerősítő kapcsolás használatával terveztem növelni, mely kapcsolás első verzióját megvalósítottam és egy EEG teszter segítségével teszteltem, azonban végül a beépítésére nem volt szükség.

A műtermékek csökkentése nem vezetett jobb eredményre. A mérések sikertelenségének okát így máshol, a gerjesztő inger és a mért jel időbeli elcsúszásaiban kellett kerestem.

## 10.1 Korábbi egyszerűsített agymodell eredményei

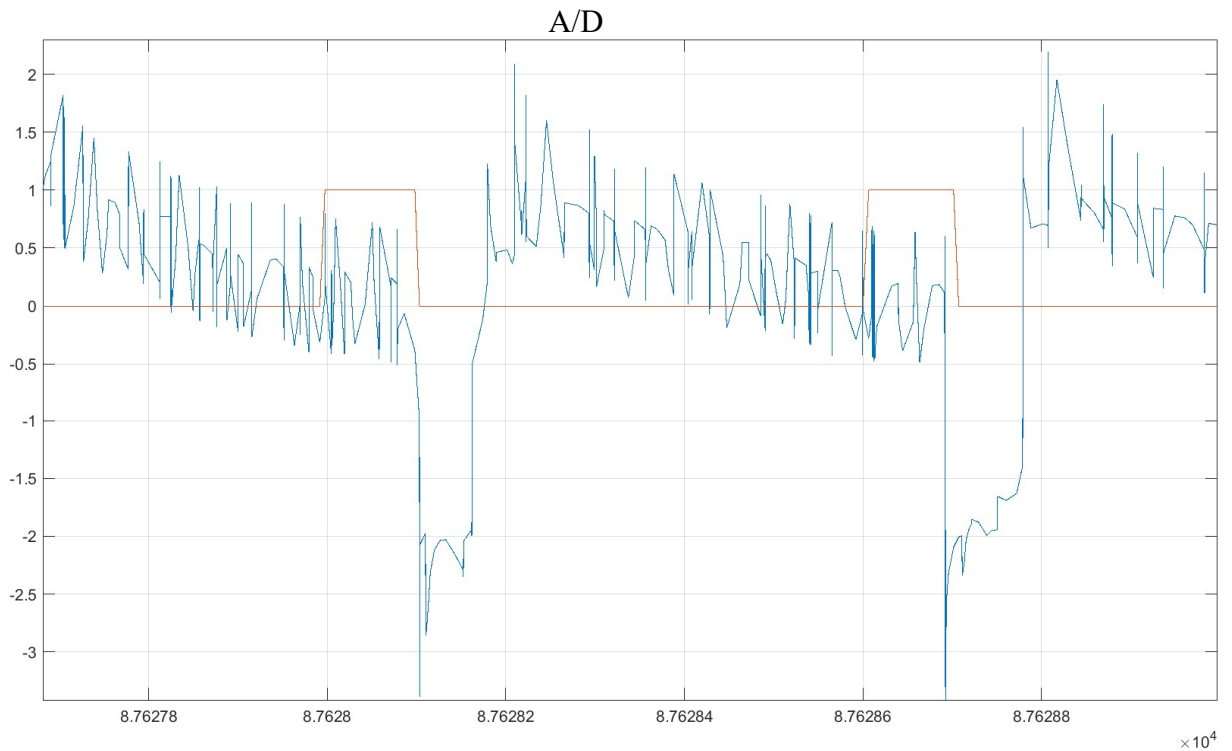
A sikertelen P300 méréseket okozhatta az eltérő  $\Delta t$  idő, ami a fejpánt által küldött EEG jel és a generált trigger jel között eltelt idő. Ez az időkülönbség nem állandó, a minták átlagolása így nem a hasznos jeleket emelte ki, hanem pont ellenkezőleg, összemosta azokat. A jel-zaj viszony ezáltal jelentősen romolhatott (28. ábra 39. oldal), ami miatt az általam végzett korai P300 megfigyelésére irányuló kísérletek nem vezettek eredményre. Korábbi kísérleteim eredményei ideális körülmények között születtek. Az ott feltárt időzítési probléma mélyebb vizsgálata tűnt megfelelő célkitűzésnek. Az alábbiakban röviden ismertetem ezen eredményeket, hogy láthatóvá váljon munkám során miért volt számomra egyértelmű erre visszatérni.



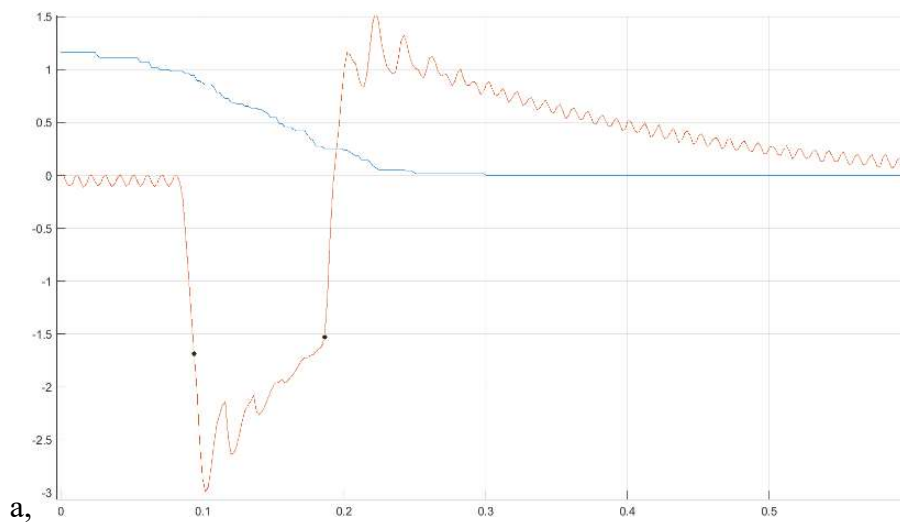
25. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített kakukktojás paradigma, valamint a trigger és a kapott EEG jel között eltelt idő

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

A mért EEG jelet (26. 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.



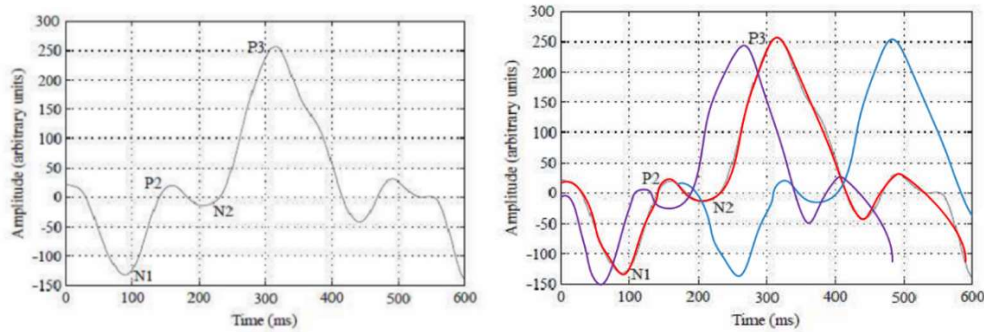
26. ábra: MATLAB által fogadott LSL stream. Piros a trigger jel, kék a MindRove CH2-es bemenetére kapcsolt fotodióda



27. ábra: a, trigger jel (kék) szimulált ERP-jel (piros) a minták átlagolása után

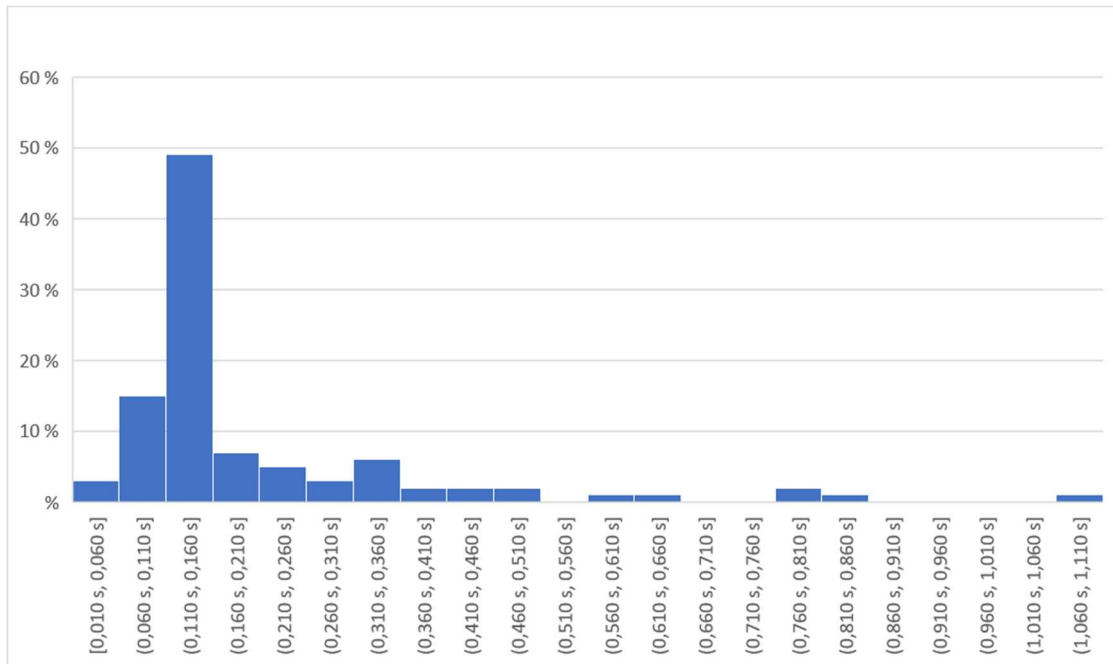
### 10.1.1 Kapott eredmény értelmezése

A minták átlagolása után kapott grafikonon (27. ábra) 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. Ez rontja a P300 detektálását, mivel a jel elcsúszásakor a minták átlagolása után hasznos jel eltűnhet.



28. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [48], jobb oldali ábrán több időben elcsúszott minta

A kellő jel-zaj viszony eléréséhez a gerjesztésre adott válaszoknak a leggyakoribb késleltetéshez képest legfeljebb 100 ms nagyságú időablakban kell elhelyezkedniük. (28 ábra)



29. ábra: A trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintánként

Korábbi vizsgálataim, eredménye fenti hisztogramból (29. ábra) jól kiolvasható, hogy az egyes  $\Delta t$  késleltetések a leggyakrabban a 0,110-0,160 másodperces közel 50 ms széles időablakban helyezkednek el. Ami megfelel az előzetesen megfogalmazott 100 ms-os időablaknak, így a jelfeldolgozás során az ideális esetben jel tűnik el. Azonban valós körülmények között a jelzajviszony csökkenésével együtt már okozhatja a mérés sikertelenségét.

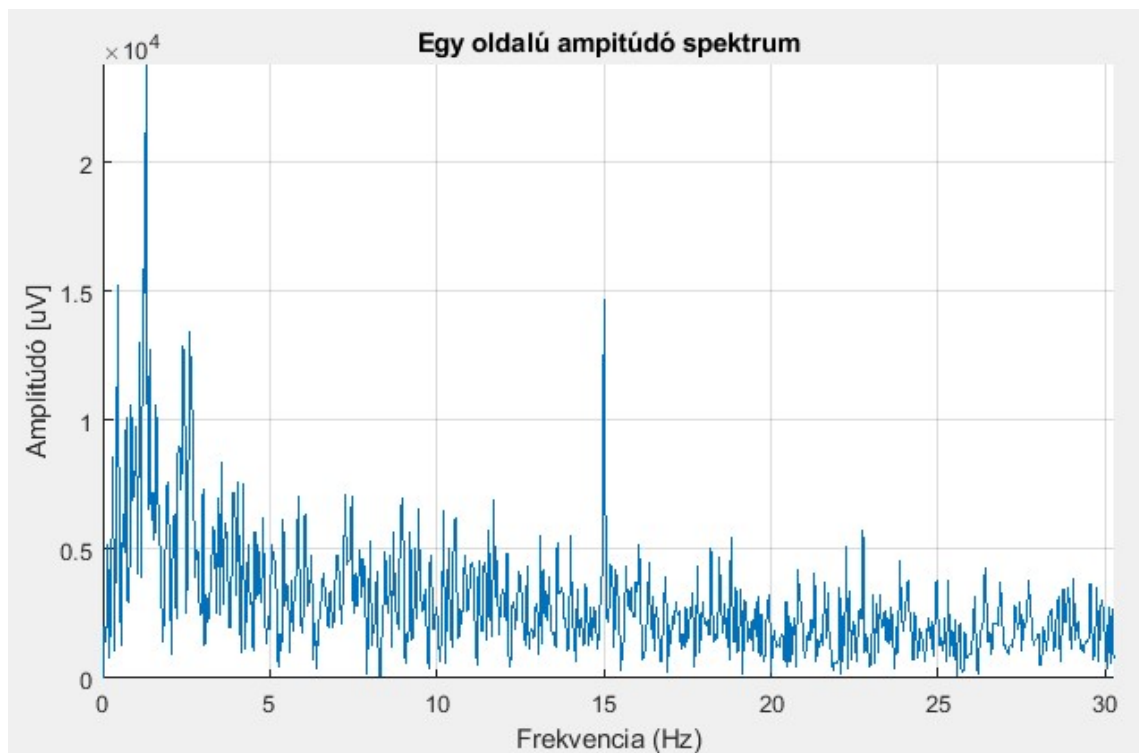
## **10.2 Rendszer vizsgálata időzítéstől független kiváltott agyi potenciálváltozással**

A további vizsgálatokhoz szükség volt egy olyan kiváltott agyi válaszreakció mérésére, mely nem igényli a gerjesztés idejének pontos meghatározását. Ezáltal csak jel-zaj viszony befolyásolja a mérést az időzítési probléma nem. Ennek a kritériumnak megfelel az SSVEP (Steady State Visually Evoked Potential) kiváltott agyi válaszreakció, mely az elsődleges látókéregben (visual cortex) O1, O2 pontoknál váltódik ki és érzékelhető. A retinára érkező periodikus fényinger (3.5–75 Hz) hatására az O1, O2 elektróda pozícióinál, a gerjesztő fényforrás periódusidejével megegyező inger valódik ki. Leginkább a 10 Hz körüli gerjesztésre kapjuk a legnagyobb amplitúdót. Kétféle kísérletet végeztem. Első esetben a gerjesztő jelnek egy LED panelt használtam, melyet függvénygenerátorral vezéreltem. Ennek előnye, hogy a pontos frekvencia beállítást és nagy inger létrehozását tette lehetővé. Második esetben a gerjesztést egy a számítógép monitorán megjelenő fehér kockára cseréltem. Ekkor fontos volt figyelembe vennem a monitor 50Hz-es képfrissítési frekvenciáját, és ehhez igazodva a gerjesztés frekvenciájának ennek egész számú osztóját használnom. Mindkét esetben a mért jelet egy az utófeldolgozás során 1-100Hz-es sáváteresztő szűrővel szűrtem, valamint a hálózati frekvencia 50Hz-es jel komponensét is eltávolítottam. Az adatok feldolgozásához a Lab Streaming Layer-t és MATLAB szoftverkörnyezetet használtam. A kísérletet több gerjesztő frekvencia használatával is elvégeztem. A kiértékelést követően kapott eredmények közül egy-egy eredmény az alábbi 30-os 31-es ábrákon láthatóak. A többi mérés is ehhez hasonló eredménnyel zárult, azonban az eredményeik nem hordoznak plusz információt.



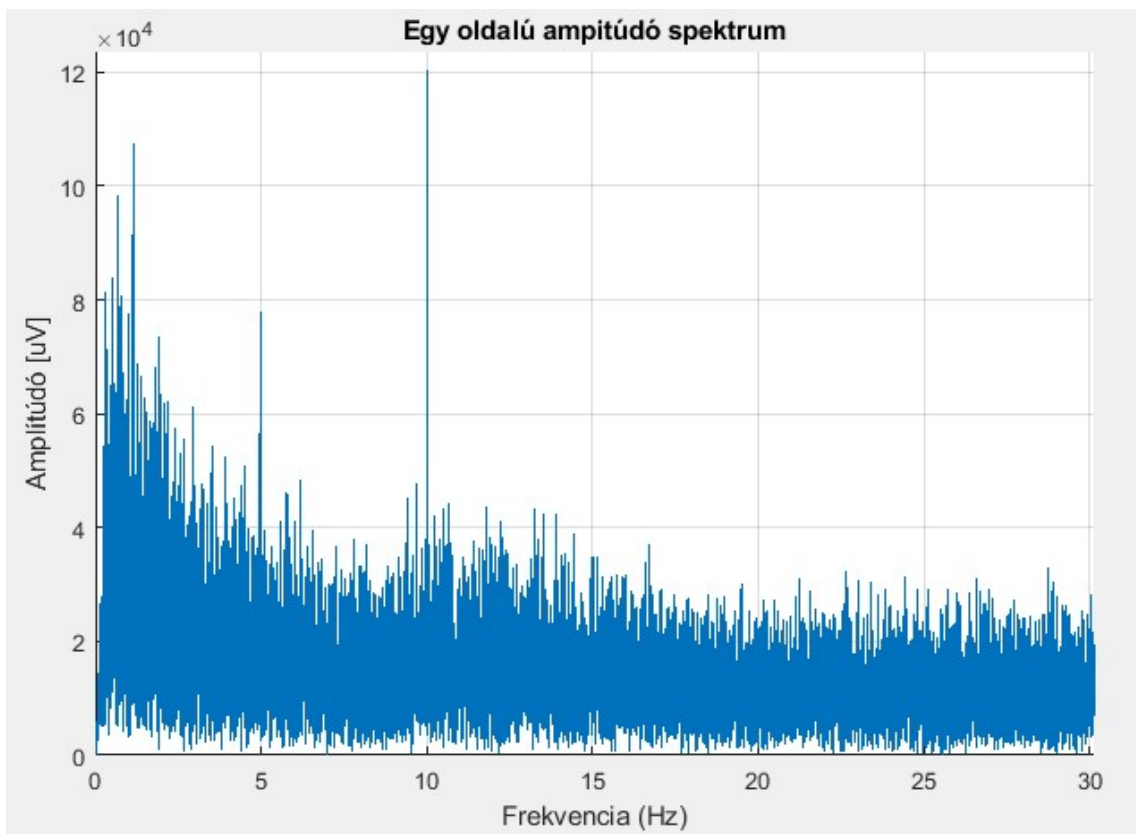
## 10.2.1 Mérés eredmények kiértékelése

1. **LED-del létrehozott gerjesztés:** A várt értékeknek megfelelő jelet mértem a fejpánton. A 15 Hz-es gerjesztő jelnek megfelelően ezen a frekvencián a visual cortex felett mért EEG jelen is egyértelműen megjelenik a frekvencia komponens. Ez tisztán látszik a mért jel amplitúdó spektrumán. A mérés bizonyította az elvárásomat, mely szerint az SSVEP kiváltott agyi válaszreakciót a gerjesztést eddig végző programtól függetlenül mérhető. A fejpánt és mérési eredményeit továbbító, valamint az azokat feldolgozó (kliens program, Lab Streaming Layer, MATLAB program) működőképes.



30. ábra: Gerjesztés LED fényforrás, 15 Hz-es villogási frekvencia. Az ábrán az O1 elektródapontnál mért EEG-jel egy oldalú amplitúdó spektruma látható. A gerjesztő frekvenciával megegyező komponens az amplitúdóspektrumban megjelenik.

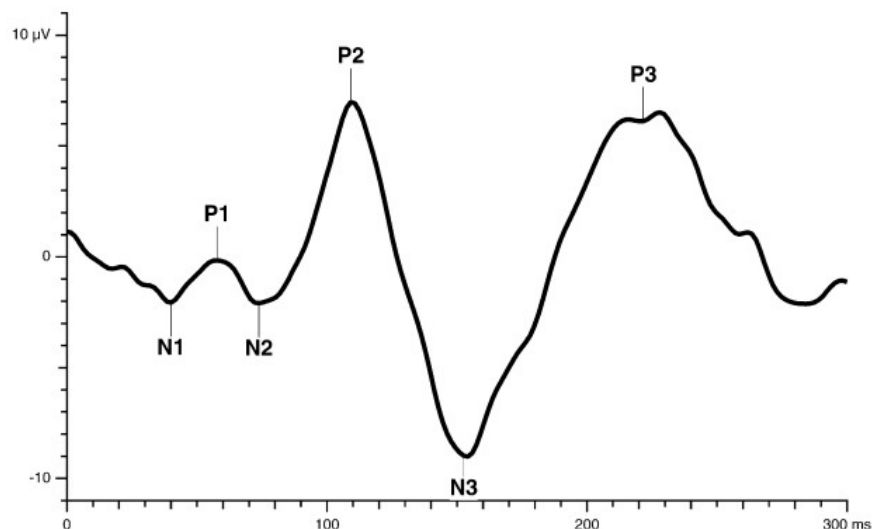
2. A **számítógép monitorán** létrehozott gerjesztés: A monitor megjelenítési frekvenciája korlátozta az alkalmazható gerjesztőfrekvenciát. Azonban a frekvencia helyes megválasztását követően a visual cortex felett mért EEG jel spektrumán a gerjesztő jel frekvenciája egyértelműen megjelent. A mért eredmény a vártnak megfelelő. A mérés az egyszerűsített agymodellt használó kísérlet eredményein túl bizonyította, hogy a gerjesztéshez használt fehér négyzet mérete és fényintenzitása megfelelő. Ez a P300-as méréshez nyújtott támpontot, ám az ott a kiváltott agyi potenciálváltozás elsősorban nem a gerjesztő inger fényintenzitásától függ. Elmondható, hogy a felhasznált képméretet az agy megfelelően érzékeli. Az általam létrehozott P300-mérésre is használt program periódusideje közel állandó. Fontos megjegyezni, hogy az agyat modellező mérés esetén a periódusidőre vonatkoztatva ennél lényegesen pontosabb eredményt adott.



31. ábra: Gerjesztés monitoron megjelenő fehér négyzet, 10 Hz-es villogási frekvencia. Az ábrán az O1 elektróda pontnál mért EEG jel egy oldalú amplitúdóspektruma látható. A gerjesztő frekvenciával megegyező komponens az amplitúdó spektrumban megjelenik.

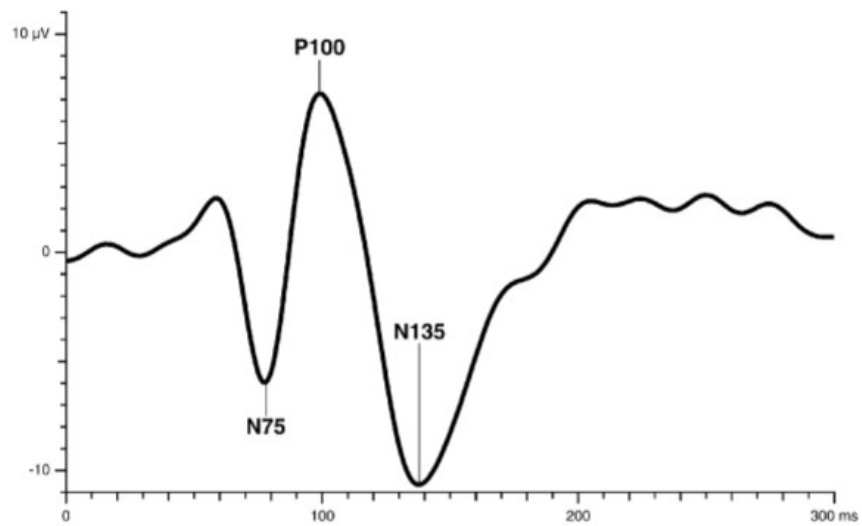
## 10.3A rendszer vizsgálata időzítéstől függő kiváltott agyi válaszreakcióval

Az SSVEP vizsgálatát követően, egy a fenti kísérlethez hasonló, de a kiértékeléshez már az gerjesztés pontos idejét felhasználó kiváltott agyi válaszreakciót kerestem. Választásom a VEP-re (Visual Evoked Potential) esett. Ennek oka, hogy a kiváltott agyi válaszreakció mérése az SSVEP-vel megegyező területen a visual cortex felett történik. Normal VEP kiváltása közben a gerjesztő jel SSVEP-nél használt periodikus fehér négyzög gerjesztés. A válaszreakció jelalakja függ a gerjesztéstől, többek között gerjesztő jel fényerejétől, üres képkocka fényerejétől, gerjesztő jelként alkalmazott négyzet a látótérhez viszonyított relatív nagyságától. A válasz várt jelalakja is szélesebb.

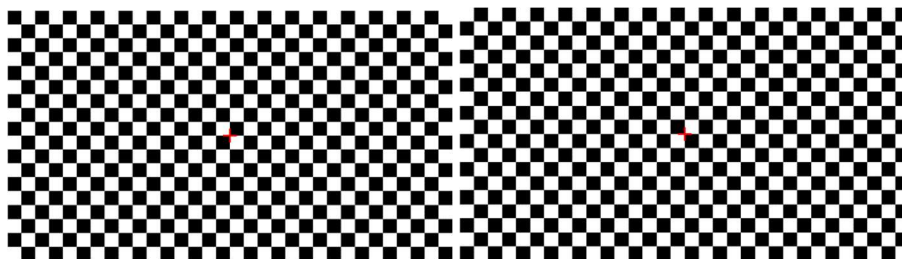


32. ábra: Normal VEP ERP [49]

Ezért a normal VEP helyett pattern reversal VEP-et választottam, melynél a kiváltott agyi válaszreakció morfológiája az inger tulajdonságaitól kevésbé függ. A gerjesztőjel azonos mennyiségben tartalmaz fehér és fekete négyzeteket, a két megjelenített kép egymás inverze, így a monitorból érkező átlag megvilágítás kevésbé változik. Az inger periódusideje 0,5-1,5 Hz között változhat. Én az 1 Hz-hez tartozó periódusidőt választottam.



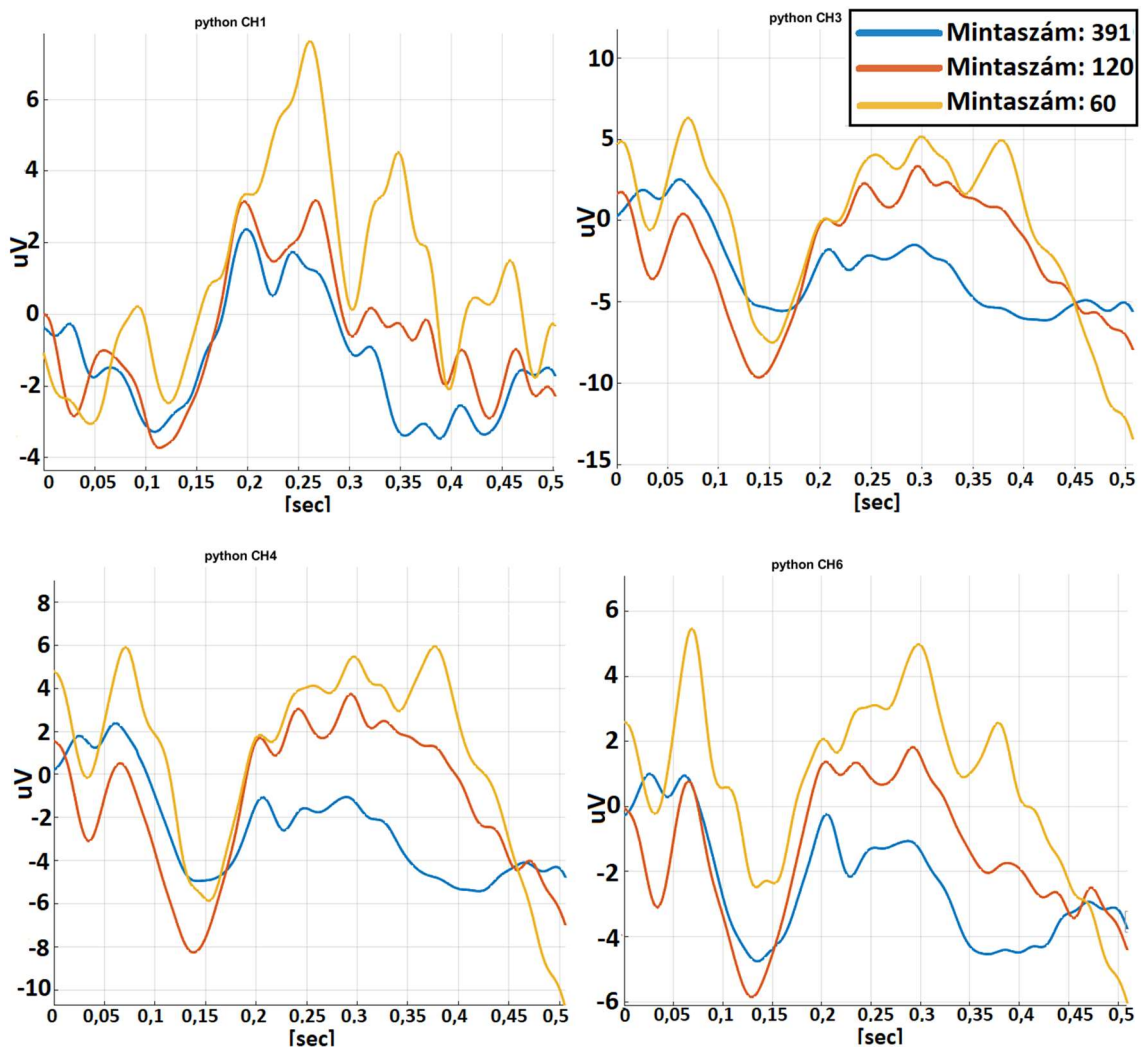
33. ábra: Pattern reversal VEP [49]



34. ábra: Pattern reversal VEP alkalmazott inger

### 10.3.1 Mérés python alapú kliens program használatával

A 35. ábra egy átlagolt és az utófeldolgozáskor 30 Hz-es aluláteresztő szűrővel szűrt eredményeket ábrázol ugyanazon mérésből származó különböző darabszámú mintára kiértékelve. Több kísérlet elvégzését követően is a kapott eredmények jelentősen eltérnek az ideális pattern reversal VEP jelalakjától. Ezért megállapítható, hogy az eddig alkalmazott kliensprogram nem megfelelő. A trigger jel és a kapott válaszjel között eltelt  $\Delta t$  idők közel sem tekinthetők állandónak.



35. ábra: VEP mérési eredmények: occipitalis agyterület felett elektródák jele. Kék: 391 db., piros 120 db., sárga 60 db. minta átlagolásának eredménye. A kísérlet a mintaszám növelésével sem hozta a kívánt eredményt.

### 10.3.1.1 Mérési eredmények javítása külső trigger jel alkalmazásával

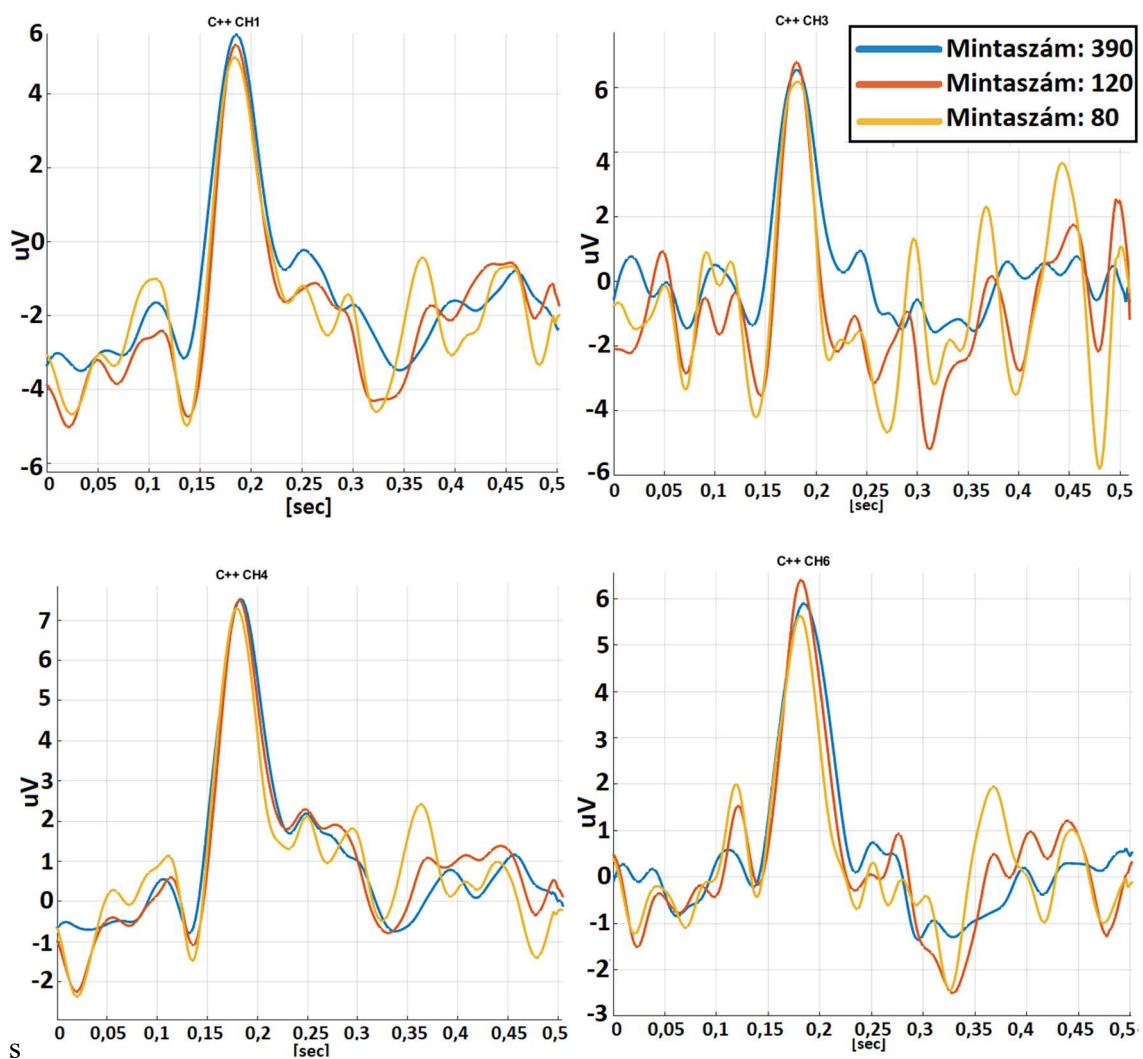
Megállapításaim szerint a gerjesztő kép megjelenítésére kiadott utasítás időpillanata és ennek hatására a monitoron felvillanó kép közti időkülönbség nem tekinthető állandónak. Egyes esetekben a kép a monitoron a vártnál jóval később jelenik meg. A  $\Delta t$  időkülönbség pontosítására, külső trigger jelet használtam, amely a monitoron megjelenő kép alapján ad visszajelzést. A monitoron megjelenő képet egy fényérzékelő dióda érzékelte, melynek jelét egy erősítő áramkörön keresztül az ESP32 A/D konvertere fogadta. Az ESP32 a mért adatokat soros porton keresztül továbbította a kliens program felé. A monitoron megjelenő képeket kiegészítettem az áramkör számára egyértelműen értelmezhető jelzésekkel. Az elkészült áramkör önálló működését sikeresen teszteltem. Azonban a python programozási nyelven megvalósított kliensprogramba történő integrálás nem sikerült, mivel nem tudtam elérni a megfelelően kicsi és stabil  $\Delta t$  értéket. A probléma pontos okát és annak kiküszöbölési módját végül nem találtam meg. Tapasztalataim alapján a kliens program Kivy modulja lassította a folyamatot. A program háttérfolyamatainak és az interpreteres nyelv mélyebb vizsgálata helyett más megoldást választottam.

Az általam megtervezett külső trigger jel használata a későbbiekben ergonómiai okok miatt amúgy sem lett volna megengedhető. A teljes kliens program új, kiszámíthatóbb alapokra történő helyezése vált szükségessé. Emiatt egy teljesen új fejlesztésű C++-ban írt SDK, és a hozzá tartozó tesztprogram készült. A továbbiakban ezt használtam fel, amelyet az általam tervezett kísérletekhez a korábbihoz hasonlóan módosítottam.

- SDK: Függvénykönyvtár mely a fejpánt és a kliens program közötti kommunikációért felel. A fejpánt a mért EEG jeleket és giroszkóp adatait UDP csomagokban továbbítja az SDK-nak. A kapott adatokhoz Lab Streaming Layer (LSL)-en keresztül férhetünk hozzá. Ezen felül képes kétirányú kommunikáció megvalósítására, ezáltal fejpánt beállításait is módosíthatjuk: Csatornák mintavételi frekvenciája, engedélyezése, módváltás (ellenállás mérés, EEG mérés). C++ program: A program által megvalósított paradigmákat a későbbiekben bemutatom. Jelenleg a gerjesztés megjelenítéséért-, valamint ennek megfelelően a trigger impulzus kiadásáért felel. Mely impulzust az SDK részére továbbítja, ami az EEG adatokkal együtt egy LSL csomagot készít.

### 10.3.2 Mérési eredmények az új kliensprogram használatával

Az alábbi 36 ábrán látható az új kliensprogram eredményei az előzőleg ismertetett kísérlettel megegyező feltételek mellett. Gerjesztő inger periódusideje 1 Hz, az utófeldolgozás során 30 Hz-es aluláteresztő szűrővel szűrve. A mintákat azonos darabszámok felhasználásával átlagoltam. A kapott eredmények az ideális pattern reversal VEP eredményeivel összehasonlítva megegyeznek. Az általam felhasznált kliensprogram a célként kitűzött P300-as kiváltott agyi potenciálváltozás mérésére alkalmas.



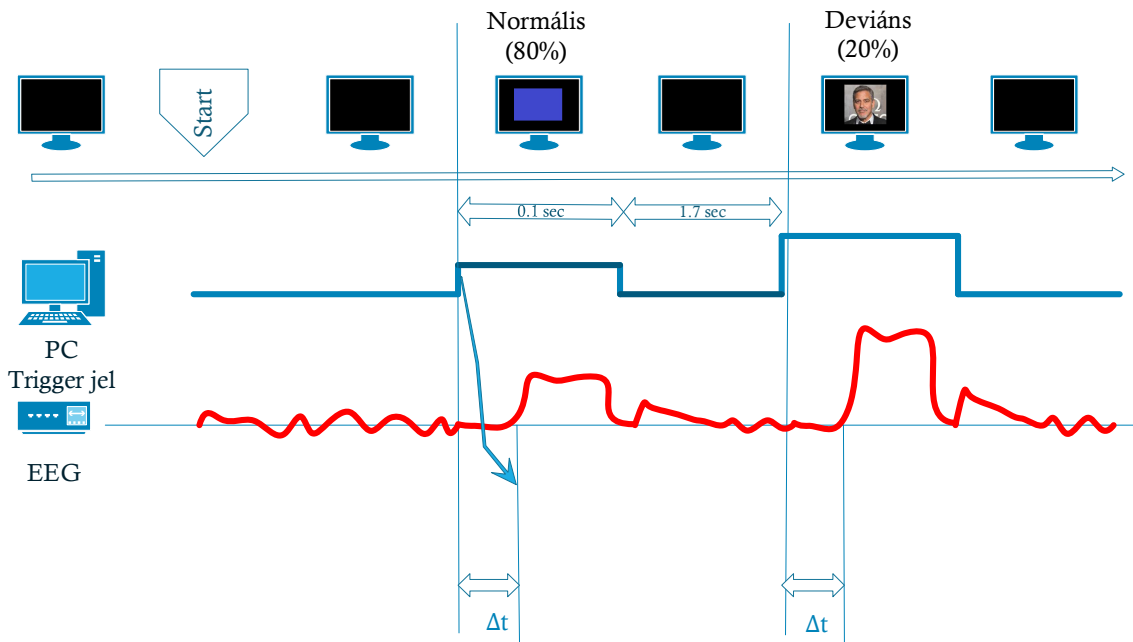
36. ábra: VEP mérési eredmények: occipitalis agyterület felett elektródák C++ alapú kliens program eredményei.

Kék: 391 db., piros 120 db., sárga 60 db. minta átlagolásának eredménye. A mérés alacsony mintaszámok esetén is sikeres volt.

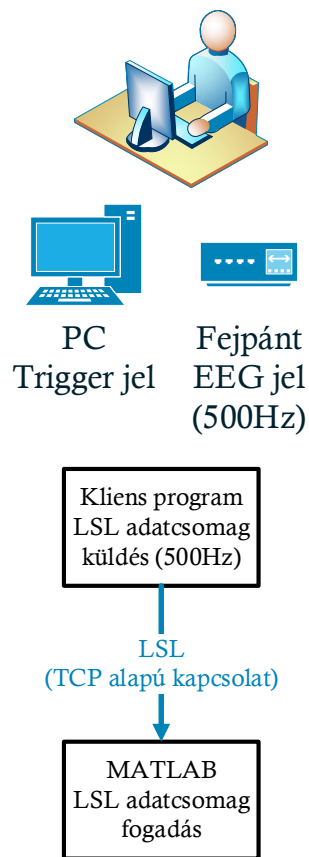
## 11 P300 kiváltott agyi potenciálváltozás mérése

Az alany a kísérlet során nyugalmi ülő testhelyzetben helyezkedik el, feje a 13"-os monitortól 40-50 cm távolságban volt. Feladata a képernyőn megjelenő deviáns ingerek számolása volt. A felhasznált kakukktojás paradigmát a 37. ábra szemlélteti. A deviáns ingerek megjelenési valószínűsége  $P_d=0,2$ . Normális ingerek valószínűsége  $P_n=0,8$ . A kísérlet során az eddig occipitális mérésre használt prototípust módosítottam egy a Pz elektróda pontnál elhelyezett elektróda hozzáadásával. Az 500 Hz-es mintavételi frekvenciával mért EEG jeleket a kakukktojás paradigmát megjelenítő kliensprogram fogadta UDP kapcsolaton keresztül. A kliensprogram a Lab Streaming Layer felhasználásával továbbítottam a mért adatokat és a megjelenített képet jelző trigger jelet. Az adatfolyam tárolását és utófeldolgozását MATLAB segítségével végeztem. A fogadott LSL streamet mátrixban tároltam. Ennek oszlopai a stream csatornái, sorai a fogadott adatok. A mért jelet szoftveresen szűrtem 1-30 Hz-es hasznos jeltartományra. Az 1 Hz-es alsó frekvencia korlát a P300 esetében némi amplitúdó csökkenést okoz, valamint a kapott jelek is torzulhatnak. [3] Ekkor ajánlott a 0,1 Hz vagy 0,5 Hz használata. A kísérleteim során ezt figyelembe vettem, azonban mért eredmények alapján az utófeldolgozás során mégis az 1 Hz használata mellett döntöttem. A mért EEG jelet mintákra daraboltam és az inger típusa szerinti (normális, deviáns) mátrixban tároltam így válogattam őket szét. A kapott mintákon amplitúdó korrekciót végeztem, mely során az ingert jelző triggerjel előtti 100 ms-os időintervallum értékeinek átlagát használtam. A kapott korrigált mintákat műtermékekre szűrtem amplitúdó alapján. A 150  $\mu\text{V}$ -nál, esetenként 200  $\mu\text{V}$ -nál nagyobb amplitúdójú műterméket tartalmazó mintát eltávolítottam. Az így kapott korrigált mintákat átlagoltam. A deviáns és a normális ingerre adott potenciálváltozás jobb összehasonlítása érdekében a normális ingerek átlagolásakor a deviáns ingerrel azonos darabszámú, véletlenül kiválasztott normális inger mintáját használtam fel.

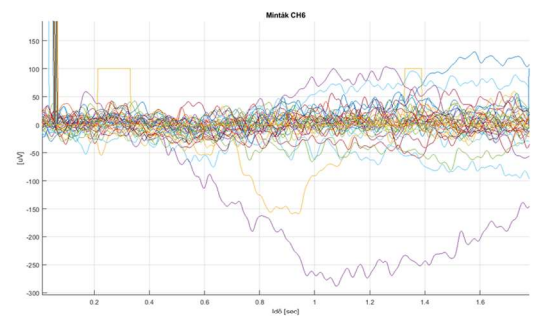
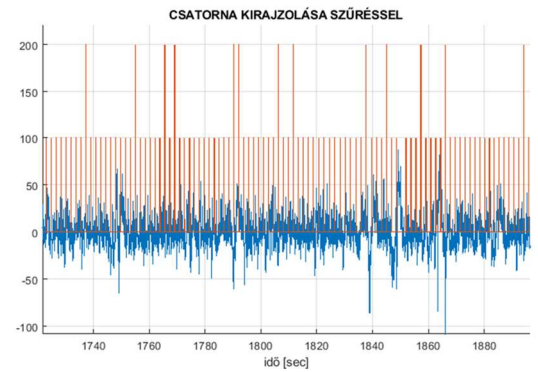
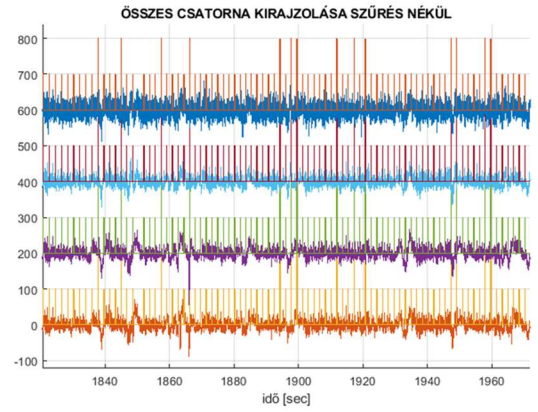
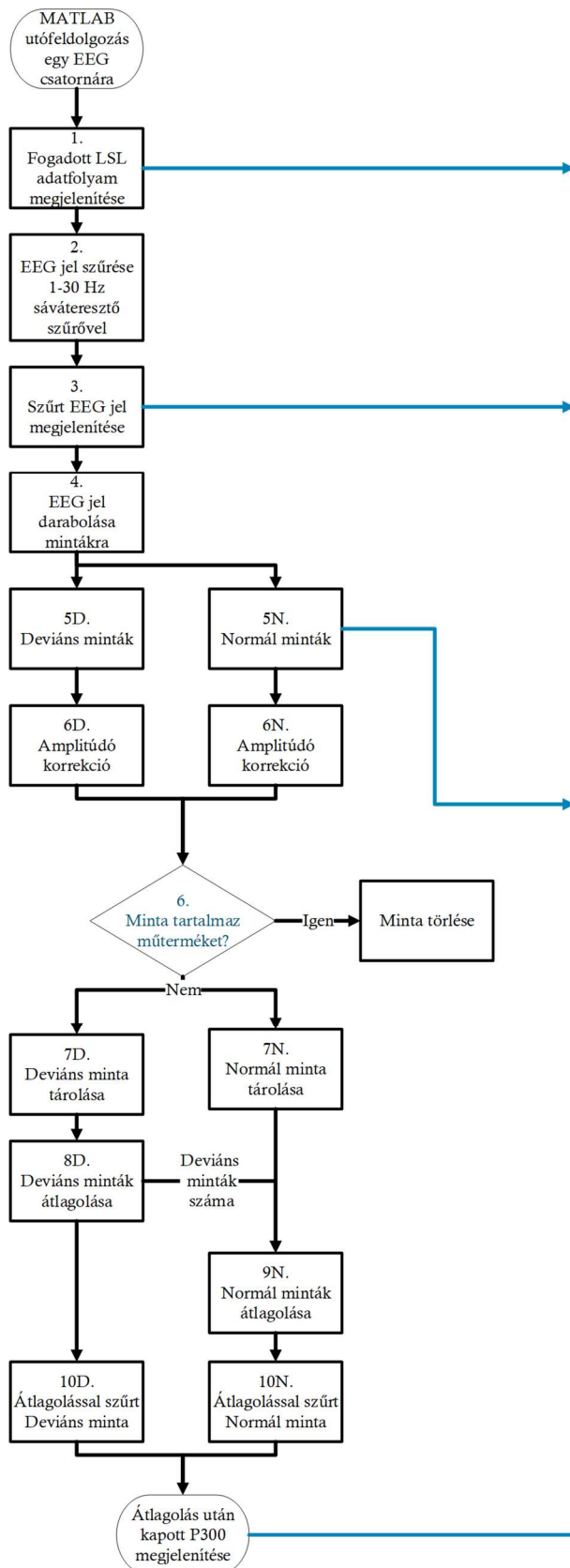




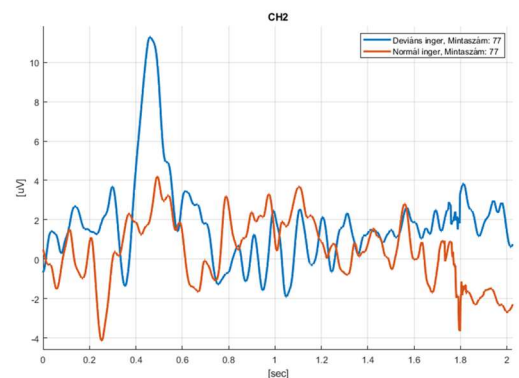
37. ábra: A P300 kiváltott agyi válaszreakció mérésére használt Kakukktojás paradigma sematikus ábrája a Lab Streaming Layer által továbbított jelekkel



38. ábra: P300 kísérlet, az adatok feldolgozásának menete 2/1



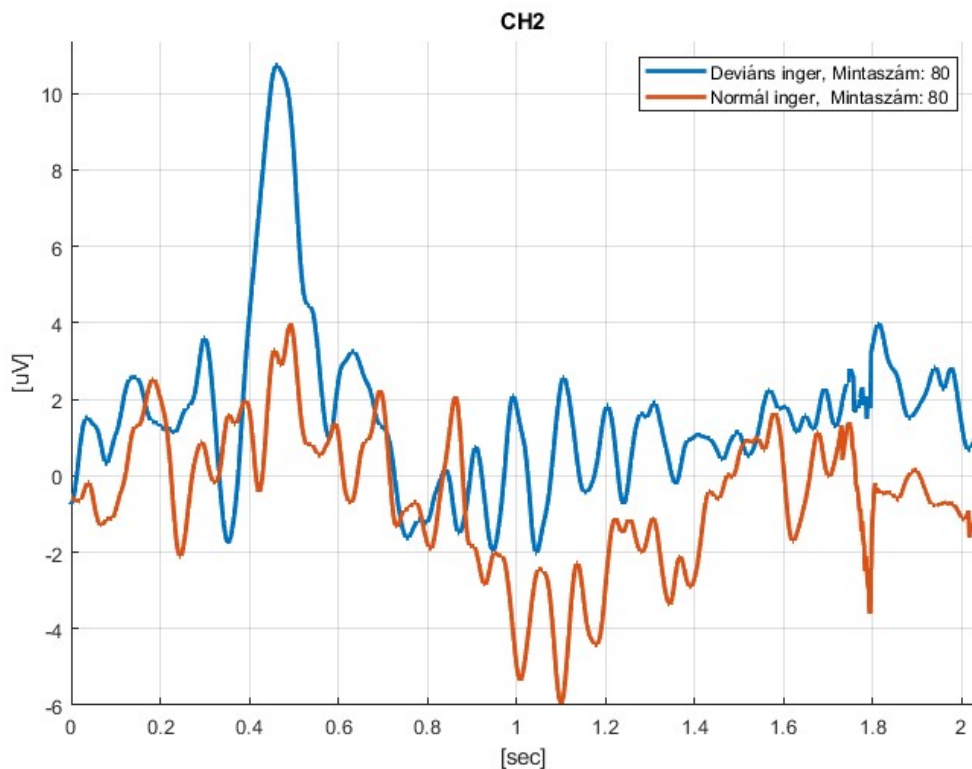
Az ábrán egy Deviáns minta látható, nagy amplitúdójú műterméssel



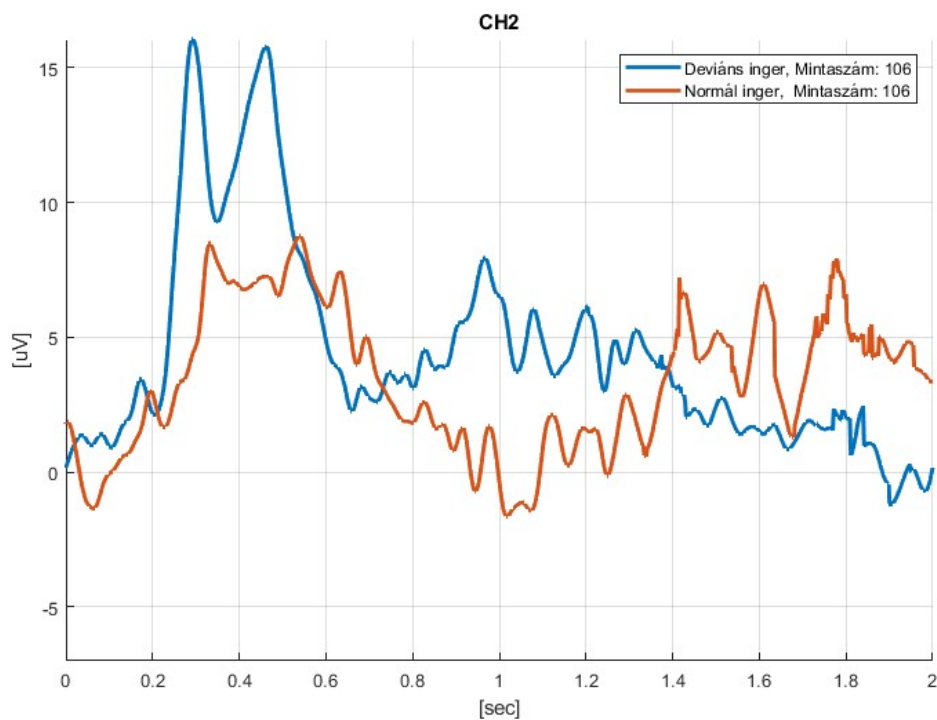
39. ábra: P300 kísérlet, adatok az feldolgozásának menete 2/2

## 11.1 Mérési eredmények

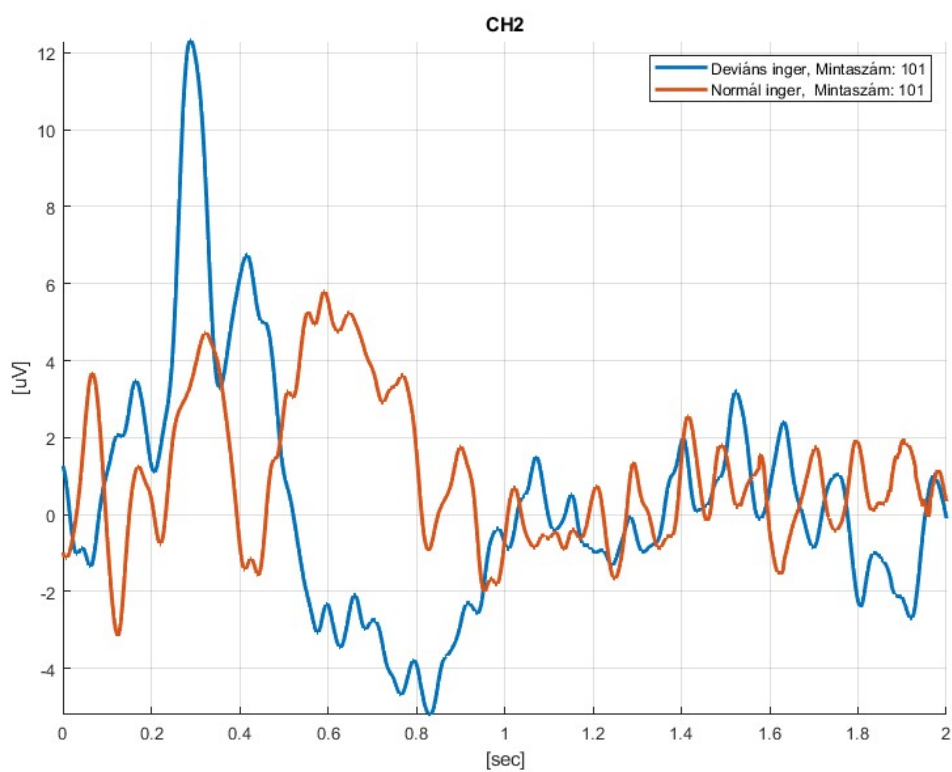
A mérés során az eredmények a várakozásoknak megfelelően javultak, a várt P300-as kiváltott agyi potenciálváltozás három alanyból egy személyt kivéve minden esetben megfigyelhető volt. Nála a fokozott izommozgása következtében csak kevés minta volt az elfogadható értékeken belül. A Pz ponton elhelyezett elektróda mérési eredményeit az alábbi ábrákon láthatóak. A vártnak megfelelően a többi parietalis elektródán is megfigyelhető volt a P300-as kiváltott agyi potenciálváltozás. Esetenként egy elektródát a mérésből kizártam. Ennek az az oka, hogy az adott elektróda egyértelműen nem érintkezett megfelelően. Ez az eredményeket érdemben nem befolyásolta.



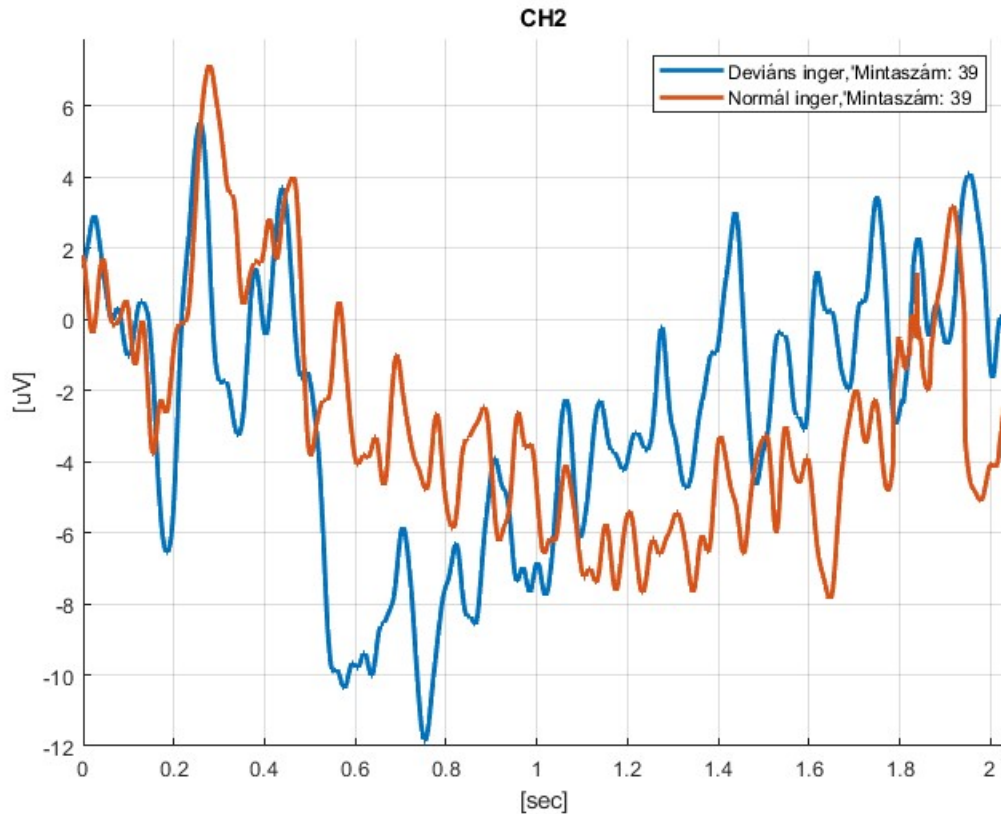
40. ábra: P300: 24 éves férfi, Pz elektróda



41. ábra: P300: 50 év körüli nő Pz elektróda, 1. mérés

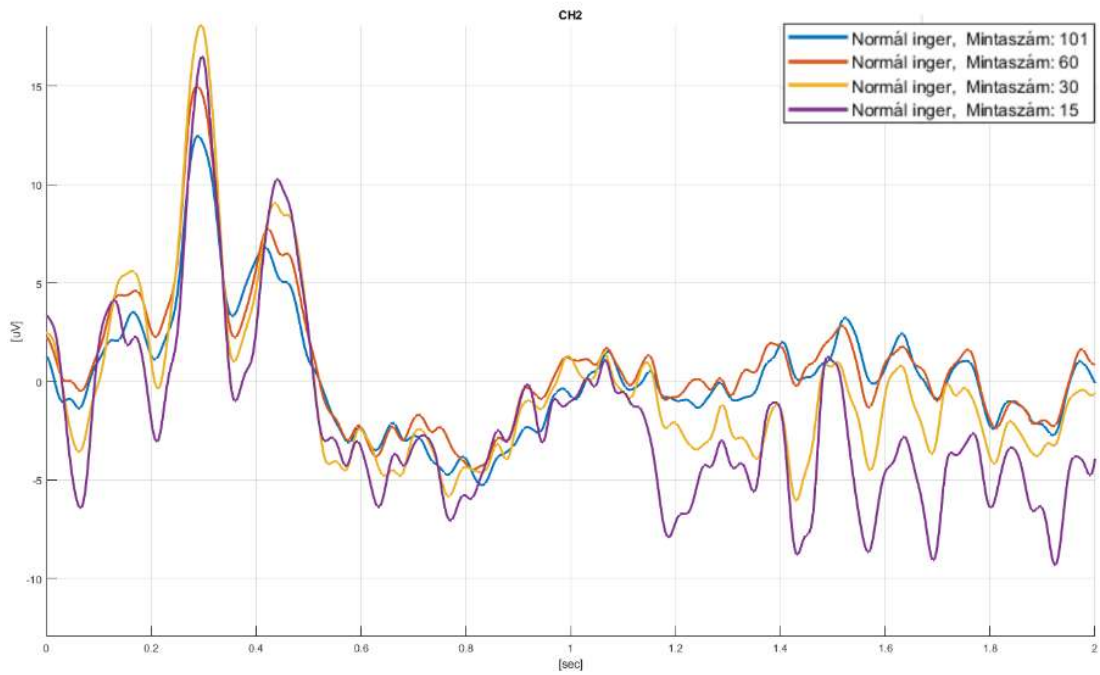


42. ábra: 50 év körüli nő Pz elektróda 2. mérés

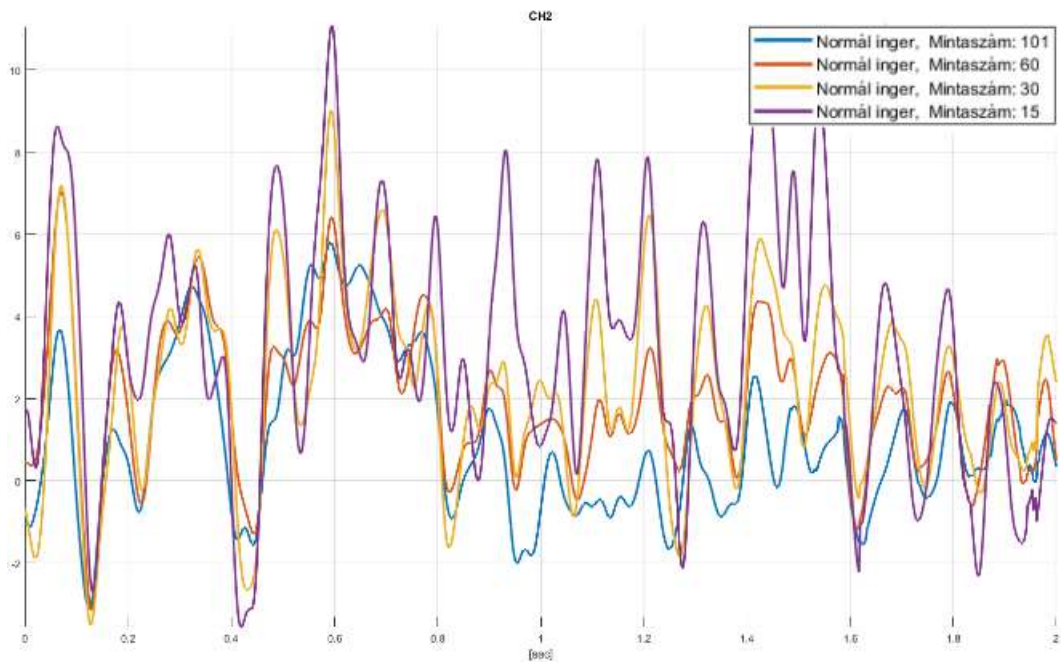


43. ábra: P300 25 éves férfi, értékelésből kizárva a kevés felhasználható minta miatt

Az elvégzett méréseknél a szükséges mintaszámot is elemeztem. A mérések alapján 60 darab minta megfelelőnek bizonyult a megfelelő jel-zaj viszony eléréséhez. Egy egyénnél a 30 és a 15 darabos mintaszám is értékelhető eredményt mutatott, a szükséges mintaszám pontos meghatározásához mindenképp további kísérletek szükségesek. A 15 darabos minta mindenképp figyelemre méltó eredmény, amit érdemes fenntartásokkal kezelni. Azonban az EEG jelet vizsgálva nem láttam ezen kívül kizárásra adó okot. A mintaszám csökkenésével a vártak szerint nőtt a zaj mértéke, kiugró műtermékek a felhasznált jelben nem voltak.



44. ábra: Deviáns ingerre adott válasz különböző darabszámú mintára átlagolva (15, 30, 60, 100)



45. ábra: Normál ingerre adott válasz különböző darabszámú mintára átlagolva (15, 30, 60, 100)

## 12 Érzelmek felismerése

Munkám a P300-hoz hasonlóan az elkészült prototípust és szoftverkönyezetet felhasználva megtervezni az ehhez szükséges kísérleteket, méréseket végezni és detektáló algoritmust készíteni. Mint ismertettem jelenleg a folyamat elején tartok, így az ebben a fejezetben céloom a jelenlegi munkafolyamat aktuális állapotának bemutatása. A közeljövőben a céloom téma mélyebb megismerése, mérési és kiértékelési folyamat továbbfejlesztése, ezáltal egy olyan eszköz létrehozása mely képes meghatározni az adott személy érzelmeit pusztán a mért EEG hullámok alapján. A kísérlet alapötlete két cikk alapján született [27] [50] melyek kereskedelmi forgalomra szánt eego és OpenBCI eszközök felhasználásával értek el eredményeket.

A rövid elméleti bevezetésben látható, hogy az érzelmek meghatározása a főbb EEG hullámok (Alfa, Béta, Gamma, Theta, Delta) alapján történik. Felhasználni kívánt frekvencia komponensek 3-47 Hz közötti frekvenciasávban helyezkednek el, amely mérésére a fejpánt várakozásaim szerint alkalmas. A kiváltott agyi válaszreakciók főbb komponensei ugyan a 1-30 Hz-es frekvenciatartományban helyezkedtek el azonban az eszköz tervezése során cél volt a 100 Hz alatti frekvenciatartomány stabil mérése.

### 12.1 Érzelmek EEG mérése

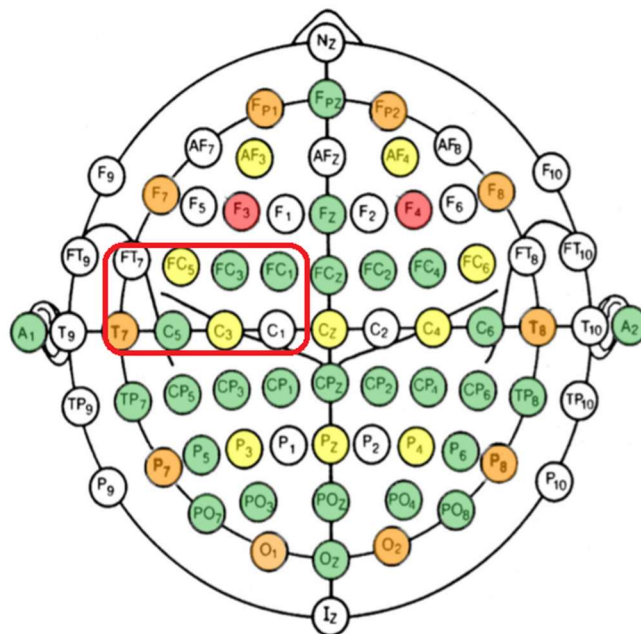
Referencia adatok meghatározásához az alanyt a megfelelő érzelmi állapotba kell hozni, ehhez többféle módszer is létezik. Ezt el lehet érni megfelelő hangulatú zenével, képpel vagy videóval is. [28] [51] Valamint véleményem szerint kifejezetten érdekes egy játék történet mesélése közben, annak bizonyos pillanataiban mérni az érzelmek detektálásához használt referencia mintákat. [27] Ekkor a mérés alatt a kiváltott érzelmek feltételezésem szerint erőteljesebbnek és stabilabbnak ígérkeznek. Azonban ennek megvalósítása, egy hosszabb munkafolyamat ezért egy az alapérzelmek kiváltása tervezett, filmrészletekből összeválogatott adatbázist használtam. [52]

Az adatbázis az alábbi kategóriákba sorolja filmrészleteket, melyek többsége több mint két perc hosszú: szórakoztató, harag, szomorú, szeretet, félelem, undor és semleges. A filmek angol és francia nyelvűek, ezért az alanyok kiválasztásánál a nyelvtudást szükséges figyelembe venni. Terveim szerint a későbbiekben a filmrészletek magyar szinkronos megfelelőjét kívánom használni ezzel is elősegítve a kívánt érzelm átélését.



Mérések során a kiváltott agyi válaszreakciónál bemutatott módszert követtem. Az alany kényelmesen nyugalomban egyenes háttal ült miközben az adatbázisból válogatottan félelem vagy harag kiváltására alkalmas filmrészleteket nézett. [52] Az EEG mérés két fő részre bontva folyamatosan történt. Két perc alaphangulat mérés, majd rövid szünet után a célingernek megfelelő filmrészletet tekintett meg. Amennyiben a filmrészlet két percnél hosszabb volt, csak az utolsó két percben mért adatokat tartottam meg és dolgoztam fel. A mérésre a korábban bemutatott fejpánt egy újabb változatát választottam, melynél az adatátvitel Bluetooth Low Energy 4.0 keresztül történik a jel-zaj viszony tesztelése érdekében. Jelenleg 500 Hz-es mintavétel- és nyolc elektróda helyett az eszköz 120 Hz-es mintavétellel és négy csatornával működőképes. A megvalósított kapcsolat adatátviteli sebességének imitációja miatt. A későbbiekben ezen korlátozás a fejlesztéseknek köszönhetően várhatóan javul.

A kísérlet során az EEG mérés az alábbi 46. ábrán piros téglalappal jelölt elektródapozíciókban történt kiegészítve a bal fülön mért referencia- és bal fülön lévő bias elektródával. Az alkalmazott elektródák nagy felülettel rendelkeztek, ezért egy elektróda a 10-10-es rendszerhez viszonyítva nagyobb felületet fedett le.



46. ábra: Érzelmek mérése során mért terület.

Az elektródákon mért EEG jelet két másodperces egymással nem átfedésben lévő szakaszokra vágtam. Itt megjegyezném, a jel egyszerű vágása helyett simító ablak használata.



A két másodperces EEG szakaszokból a különböző Theta (3–7 [Hz]), Alfa (8-13 [Hz]), Béta (14–29 [Hz]) és Gamma (30–47 [Hz]) ritmusok átlagteljesítményének meghatározása az itt [53] bemutatott algoritmus alapján történt. Eredményként kapott adatok két másodperces időintervallumba mért elektródákra és ritmusokra lebontott adatpontokat szétválogattam az alábbi szempont szerint: Egy-egy hangulatállapot mérés értékeinek (alapállapot, harag, félelem) idő szerinti első 70%-a tartóvektor-gép (SVM -Support Vector Machine) [54] betanító adatát képezte, a maradék 30%-ból a tanulás sikerességét vizsgáló teszt adatsort képeztem. Az alapállaphangulat mérésből származó adat mennyisége kétszerese volt a harag vagy a félelem méréséből származó adatoknak. Ezért csak minden második alaphangulat mérésből származó adatot használtam fel.

A kiértékelés eredményeként az algoritmus 79%-os pontossággal azonosította a haragot, 48%-os pontossággal a félelmet és 73%-os pontossággal az alaphangulatot.

Kezdeti eredmény azonban véleményem szerint nem igazolja az érzelmek detektálásának sikerességét, több sikeres mérésre szükséges ennek eldöntésére. Kezdeti eredmény azonban biztató. A munkát véleményem szerint mindenképp érdemes folytatni.

## 13 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 időszinkronizációja, akkor egy fix értékkel lehet korrigálni az LSL által hozzárendelt időkódot. 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 mikrokontrolleren való felhasználását. Ennek kivitelezése több előnnyel járna: PC-s kliens szoftvertől függetlenül önállóan is működőképessé tehetőek lennének a fejpántok bármilyen LSL-lel kompatibilis adat gyűjtő használatával.

### 3. Fejpánt formájának javítása:

Tapasztalataim szerint a jelenlegi design korlátokba ütközik, a hosszabb távú kényelmes viselés és az elektródák megfelelő érintkezése együttesen még nem megoldott. A jövőben mindenképp egy új design létrehozása szükséges. Ennek megvalósításán a kutatócsoport jelenleg is dolgozik, az elkészült variánsok azonban nem a P300 mérésére lettek megalkotva, így ez mindenképp egy hasznos fejlesztés.

### 4. Elektródák:

Jelenlegi dolgozatomban során bemutattam az alkalmazható elektróda típusokat: aktív-, passzív-, száraz-, és félszáraz elektródákat, valamint azok anyagát. Azonban az elektródák kialakításának javítására nem tettem kísérletet. Azon túl, hogy az általam hozzáadott elektródánál a tapasztalataim szerint legalkalmasabb kialakítást választottam. Mindenképp érdemes az elektródák kialakításán fejleszteni, valamint anyagokat kipróbálni.

5. Műtermékek szűrése, korrigálása:

Dolgozatomban az összetettebb, a műtermékek szofisztikáltabban jelző, szűrő- és korrigáló algoritmusokra nem tértem ki, mivel ezek használata csak jó minőségű EEG jelek esetén javítják tovább a mérési eredményeket.

## 14 Összefoglalás

Munkám során áttekinttem a fontosabb agyhullámokat, azok területi elhelyezkedését, valamint az őket kiváltó agytevékenységeket, illetve agy elektrofiziológiás tulajdonságait. Továbbá irodalomkutatást végeztem az elektroencefalográfiás (EEG) mérések témakörében, 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. A fejpánt működését az általam kiválasztott SSVEP és VEP agyi válaszreakciók mérésével ellenőriztem, valamint megterveztem a P300-agyi válaszreakció mérését. Röviden bemutattam jelenlegi munkám az érzelmek felismerésének aktuális állapotát.

A dolgozatban bemutatott EEG fejpántot fejlesztő kutatócsoport tagjaként célom volt létrehozni és integrálni a meglévő hardver és szoftverkörnyezetbe a P300 méréshez szükséges fejlesztéseket. Ennek keretében megterveztem és létrehoztam a kiváltó ingert megvalósító- és az agy válaszreakcióját feldolgozó szoftvert, amelynek validálására tesztkörnyezetet és ehhez kapcsolódóan a válaszreakciót szimuláló egyszerű modellt készítettem. A kapott eredmények alapján szükséges volt további, a fejpánt működését ellenőrző mérések elvégzésére. Az így szerzett tapasztalatokat felhasználtam a fejlesztés alatt álló fejpánt és a hozzá tartozó szoftverkörnyezet javítására, illetve a kapott eredmények alapján a javítások elvégzésére javaslatot tettem.

Jövőbeli célként a fejpánt további fejlesztését, elsődlegesen az érzelmek detektálását végző, majd az agy kakukktójtás paradigma által kiváltott válaszreakcióját feldolgozó, azt kevés minta alapján is érzékelni képes program létrehozását és integrálását tűztem ki. Ehhez nélkülözhetetlenek további hardveres fejlesztések, ezen belül az aktív elektródák alkalmazása, és az analóg vezetékek a digitális áramköröktől való a jelenleginél jobb elkülönítése tűnik az egyik legfontosabb lépésnek. Ezen felül a műtermékeket detektáló, korrigáló, szűrő algoritmusok használatával is jelentős javulás érhető el.

Készülék fejlesztésének célja főként az egészségügyi felhasználás. A tervünk az, hogy a jelenlegi orvosi diagnosztikai készülékeknek egy olyan alternatíváját hozzuk létre, mely széleskörű felhasználásra ad lehetőséget. Az alacsonyabb előállítási költsége és egyszerű használhatósága miatt pedig ideális alternatíva lehet akár kutatási célokra.

## 15 Ábrák jegyzéke

1. ábra: A neuron az információfeldolgozásra szakosodott aszimmetrikus... [4].....	9
2. ábra: Bal oldalon: serkentő poszt szinaptikus potenciálváltozáshatására... [5] .....	10
3. ábra: 10-20-as elektróda elhelyezés a hajas fejbőrön. [7].....	12
4. ábra: Elektróák szabványos elnevezése pozíciójuk alapján történik. ....	13
5. ábra: Neuronok elektromos dipólusa, ionos vezetés és differenciális mérés. [10].....	14
6. ábra: Különböző elektróda típusok és azok ellenállás modelljei [11] .....	14
7. ábra: EEG mérésre használt differenciálierősítő, valamint a bemeneteire... [10] .....	16
8. ábra: Bipoláris montázs elektódaelrendezés [13] .....	17
9. ábra: Referencia montázs elektóda elrendezés [13].....	18
10. ábra: Virtuális referencia hibás használatának szemléltetése... [11].....	19
11. ábra: Csukott szemmel alfa-hullámok sorozata látszik (alfa-ritmus)... [14].....	21
12. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése. [20].....	22
13. ábra: Különböző agyi ritmusok amplitudó eloszlása pozitív, semleges... [22] .....	25
14. ábra: Négy fő agyterület [26].....	26
15. ábra: Érzelmek meghatározásához gyakran alkalmazott egyszerűsített modell. ....	26
16. ábra Különböző elektóda elhelyezési mintázatok valamint a pozitív... [22] .....	27
17. ábra: 99 cikkből összehasonlítása alapján az elektródák gyakorisága... [23] .....	28
18. ábra: Kakukktójás paradigma, és az általa kiváltott ERP esemény: P300... [34] .....	29
19. ábra: A inger belép az agyba amely a memóriában tárolt előző... [35] [36].....	30
20. ábra: Mért agyi válaszreakció a hasonló és az eltérő ingerre. [37].....	31
21. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése [38].....	31
22. ábra: EEG fejpánt elektródái leginkább a motor cortex felett...[42].....	34
23. ábra: Méréseimhez használt occipitalis EEG fejpánt, melyen.....	34
24. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [43] ...	35
25. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített kakukktójás paradigma.....	37
26. ábra: MATLAB által fogadott LSL stream. Piros a trigger jel, kék a... ..	38
27. ábra: a, trigger jel (kék) szimulált ERP-jel (piros) a minták átlagolása után.....	38
28. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [48], jobb oldali ábrán.....	39
29. ábra: A trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintánkként.....	39
30. ábra: Gerjesztés LED fényforrás, 15 Hz-es villogási frekvencia.....	41
31. ábra: Gerjesztés monitoron megjelenő fehér négyzet, 10 Hz-es villogási.....	42

32. ábra: Normal VEP ERP [49].....	43
33. ábra: Pattern reversal VEP [49] .....	44
34. ábra: Pattern reversal VEP alkalmazott inger .....	44
35. ábra: VEP mérési eredmények: occipitalis agyterület felett elektródák... ..	45
36. ábra: VEP mérési eredmények: oscipitalis agyterület felett elektródák... ..	47
37. ábra: A P300 kiváltott agyi válaszreakció mérésére használt Kakukktójás .....	49
38. ábra: P300 kísérlet, az adatok feldolgozásának menete 2/1.....	49
39. ábra: P300 kísérlet, adatok az feldolgozásának menete 2/2.....	50
40. ábra: P300: 24 éves férfi, Pz elektróda .....	51
41. ábra: P300: 50 év körüli nő Pz elektróda, 1. mérés .....	52
42. ábra: 50 év körüli nő Pz elektróda 2. mérés.....	52
43. ábra: P300 25 éves férfi, értékelésből kizárva a kevés felhasználható minta miatt. 53	
44. ábra: Deviáns ingerre adott válasz különböző darabszámú mintára átlagolva... ..	54
45. ábra: Normál ingerre adott válasz különböző darabszámú mintára átlagolva... ..	54
46. ábra: Érzelmek mérése során mért terület.....	56
1. táblázat: Fontosabb EEG hullámok és tulajdonságaik összefoglalása.....	23

## 16 Irodalomjegyzék

- [1] L. S. C. R. L. C. T. H. F. V. Borís Burle, „Spatial and temporal resolutions of EEG: Is it really black and white? A scalp current density view,” *International Journal of Psychophysiology*, szám 97, pp. 210-220, 2015.
- [2] S. K. Josef Parvizi, „Human Intracranial EEG: Promises and Limitations,” *Nature Neuroscience*, szám 21, pp. 474-483, 2018.
- [3] S. J. Luck, *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*, Massachusetts Institute of Technology, 2014.
- [4] D. S. Dávid, „Beszédakusztikai laboratórium, Kiváltott agyi jelek informatikai feldolgozása,” április 2020. [Online]. Available: <http://lsa.tmit.bme.hu/docs/education/BMEVITMAV43-EA-01-Agyi%20jelek%20biol%C3%B3giai%20h%C3%A1ttere.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 30 április 2020].
- [5] P. Bryn Farnsworth, „EEG (Electroencephalography): The Complete Pocket Guide,” 2019. [Online]. Available: <https://imotions.com/blog/eeg/>. [Hozzáférés dátuma: 04 2020].
- [6] F. Attila, *Az orvosi élettan tankönyve*, Budapest: Medicina könyvkiadó Zrt., 2014.
- [7] 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](https://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop412A/2011-0094_neurologia_hu/ch09s08.html). [Hozzáférés dátuma: 20 9 2019].
- [8] 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.
- [9] D. T. d. I. D. Valer Jurcak, „10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems,” *NeuroImage*, kötet 37, szám 4, pp. 1600-1611, 2007.
- [10] D. S.-M. M. A. Lopez-Gordo, „Dry EEG Electrodes,” *Sensors*, pp. 12847-12870, 14 július 2014.
- [11] J. X. F. Y. V. H. Makinwa, in *Low Power Active Electrode ICs for Wearable EEG Acquisition*, Springer International Publishing, 2018, p. 4.
- [12] A. Devices, „AD7177-2,” 2016. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7177-2.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 30 május 2020].
- [13] „Instrumentation forum ábrája alapján,” [Online]. Available: <https://instrumentationforum.com/t/electrode-10-20-system/5486>. [Hozzáférés dátuma: 12 05 2020].
- [14] 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](https://www.researchgate.net/publication/45666626_The_top-down_function_of_prestimulus_EEG_alpha_activity). [Hozzáférés dátuma: 2 január 2020].
- [15] 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.
- [16] T. R. Wilder Penfield, *The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function*, 1950.
- [17] D. D. László, „Érzőrendszer,” 2018. [Online]. Available: <http://detari.web.elte.hu/printable-SF/erzorendszer.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 5 10 2019].
- [18] 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”.

- [19] „Auditory Cortex,” [Online]. Available: <https://www.assignmentpoint.com/science/biology/auditory-cortex.html>. [Hozzáférés dátuma: 10 2019].
- [20] G. Hunor-László, „Wikipedia,” [Online]. Available: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EEG-hull%C3%A1mok.jpg>. [Hozzáférés dátuma: 11 05 2020].
- [21] N. B. V. C. R. D. Payongkit Lakhan, „Consumer Grade Brain Sensing for,” 9 Augusztus 2019. [Online]. Available: <https://arxiv.org/pdf/1810.04582.pdf>. [Hozzáférés dátuma: Szeptember 2020].
- [22] J.-Y. Z. B.-L. L. Wei-Long Zheng, „Identifying Stable Patterns over Time for Emotion Recognition from EEG,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, kötet 3, 1. szám10, pp. 417 - 429, 2019.
- [23] S. M. Alarcão és M. J. Fonseca, „Emotions Recognition Using EEG Signals: A Survey,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, kötet 10, szám 3, pp. 374 - 393, 2019.
- [24] G. M. Michela Balconi, „Lateralisation effect in comprehension of emotional facial expression: a comparison between EEG alpha band power and behavioural inhibition (BIS) and activation (BAS) systems,” *Laterality*, kötet 6, pp. 1-24, 2009.
- [25] „Brain oscillations and BIS/BAS (behavioral inhibition/activation system) effects on processing masked emotional cues. ERS/ERD and coherence measures of alpha band,” *International Journal of Psychophysiology*, szám 74, pp. 158-165, 2009.
- [26] „Brain Anatomy 101: Major Structures and Functions,” neofect, [Online]. Available: <https://www.neofect.com/us/blog/brain-anatomy-101-major-structures-and-functions>. [Hozzáférés dátuma: 24 10 2020].
- [27] I. Ó. Jónsdóttir, „Predicting Players’ Emotions from Game Telemetry,” Augusztus 2017. [Online]. Available:

<https://skemman.is/bitstream/1946/29741/1/MSc-IngibjorgJonsdottir-2017.pdf>.  
[Hozzáférés dátuma: 09 2020].

- [28] M. R. B. M. J. R. N. S. Y. Murugappan M., „An investigation on visual and audiovisual stimulus based emotion recognition using EEG,” *International Journal of Medical Engineering and Informatics* , 1. kötet 1, szám 3, pp. 342-356, 2009 Január.
- [29] K. Schaaff és T. Schultz, „Towards emotion recognition from electroencephalographic signals,” in *IEEE*, Amsterdam, Netherlands, 2009.
- [30] L. H. Panagiotis Petrantonakis, „Emotion Recognition from Brain Signals Using Hybrid Adaptive Filtering and Higher Order Crossings Analysis,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, kötet 1, 1. szám2, pp. 81-97, 2010.
- [31] J.-Y. Z.-L. Z.-L. Lu, „Cross-subject and Cross-gender Emotion Classification from EEG,” in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Toronto, Canada, 2015.
- [32] S. P.-n. P. I. Noppadon Jatupaiboon, „Emotion Classification using Minimal EEG Channels and Frequency Bands,” in *10th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE)*, 2013.
- [33] C. G. K. K. A. H. Z. Y. P. Dong Huang, „Asymmetric spatial pattern for EEG-based emotion detection,” in *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, Brisbane, QLD, Australia, 2012.
- [34] „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>. [Hozzáférés dátuma: 01. 05. 2020].
- [35] 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.
- [36] J. Polich, „Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b,” *Clinical Neurophysiology*, pp. 2128-2148, október 2007.
- [37] Y. W.-Y. Y. Tien-Wen Lee, „Do resting brain dynamics predict oddball,” *BMC Neuroscience*, 24 november 2011.

- [38] J. P. Matthew A Conroy, „Normative Variation of P3a and P3b from a Large Sample,” *Journal of Psychophysiology*, pp. 22-32, 2007.
- [39] 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.
- [40] 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.
- [41] 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.
- [42] „MinRove,” [Online]. Available: <https://mindrove.com>. [Hozzáférés dátuma: 10 2019].
- [43] 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](https://www.researchgate.net/publication/257204663_Imaging_Natural_Cognition_in_Action). [Hozzáférés dátuma: 01 02 2020].
- [44] C. Boulay, „Lab Streaming Layer wiki,” 26 november 2018. [Online]. Available: <https://github.com/sccn/labstreaminglayer/wiki>. [Hozzáférés dátuma: 10 9 2019].
- [45] S. Á. László, „EEG adattovábbítás LSL felhasználásával a BCI alkalmazások hatékonyságának növelése érdekében,” in *Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem*, Budapest, 2019.
- [46] 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.
- [47] „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/](https://www.osram.com/ecat/CHIPLED%C2%AE%20SFH%202701/com/en/class_pim_web_catalog_103489/global/prd_pim_device_2219628/). [Hozzáférés

dátuma: 10 2019].

- [48] 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](https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface). [Accessed 12 01 202].
- [49] M. B. C. B. M. B. M. F. M. A. P. T. G. E. H. & V. J. Vernon Odom, „Visual evoked potentials standard,” *Kluwer Academic Publishers*, (2004.
- [50] N. B. V. C. R. D. Payongkit Lakhan, „Consumer Grade Brain Sensing for Emotion Recognition,” 9 Augustus 2019. [Online]. Available: <https://arxiv.org/pdf/1810.04582.pdf>. [Hozzáférés dátuma: Szeptember 2020].
- [51] C.-H. W. T.-L. W. Yuan-Pin Lin, „EEG-based emotion recognition in music listening: A comparison of schemes for multiclass support vector machine,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, ICASSP*, Taipei, Taiwan, 2009.
- [52] A. Schaefer, F. Nils és X. & P. Sanchez, „Assessing the effectiveness of a large database of emotion-eliciting films: A new tool for emotion researchers.,” 2010. [Online]. Available: <https://sites.uclouvain.be/ipsp/FilmStim/>. [Hozzáférés dátuma: 15 Szeptember 2020].
- [53] R. Vallat, „Compute the average bandpower of an EEG signal,” Május 2018. [Online]. Available: <https://raphaelvallat.com/bandpower.html>. [Hozzáférés dátuma: 28 10 2020].
- [54] M. S. V. K. Pang-Ning Tan, „Bevezetés az adatbányászatba,” [Online]. Available: [https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0046\\_adatbanyaszat/ch05s05.html](https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0046_adatbanyaszat/ch05s05.html). [Hozzáférés dátuma: 27 Október 2020].
- [55] 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.

- [56] 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>.
- [57] 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](https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface/link/53ee50e30cf26b9b7dc775f7/download).
- [58] D. H. Ferenc, Vezérfonal a neuroanatómiához, Budapest: Semmelweis Kiadó, 2004.
- [59] S. Zoltán, „Az egyedi neuronoktól az EEG hullámokig,” [Online]. Available: <http://cneuro.rmki.kfki.hu/sites/default/files/NeurontolEEGig.pdf>.
- [60] K. Dr. Vicsi, „Kiváltott agyi jelek informatikai feldolgozása,” 2014. [Online]. Available: [http://alpha.tmit.bme.hu/speech/docs/education/Agyi\\_ritmusok\\_ERP.pdf](http://alpha.tmit.bme.hu/speech/docs/education/Agyi_ritmusok_ERP.pdf). [Hozzáférés dátuma: 5 10 2019].