



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Villamosmérnöki és Informatikai Kar
Elektronikus Eszközök Tanszéke

Salamon Ádám László

**P300 AGYI JELEK MÉRÉSÉRE
OPTIMALIZÁLT VEZETÉK
NÉLKÜLI FEJPÁNT FEJLESZTÉSE**

KONZULENS

Dr. Márton Gergely (MTA)

Dr. Bognár György (BME)

BUDAPEST, 2022

1 Tartalomjegyzék

1	Tartalomjegyzék	2
2	Kivonat.....	3
3	Abstract.....	4
4	Agyi tevékenységek áttekintése.....	5
4.1	EEG készülék felépítése	9
4.1.1	Elektrodák.....	10
4.2.1	EEG erősítők.....	20
4.2.2	EEG szűrők.....	21
4.3	Montázsok.....	21
5	EEG hullámok rövid áttekintése	24
6	Érzelmek felismerése	28
6.1	Elméleti bevezetés	28
6.2	Elektroda elhelyezések	30
7	Az eseményfüggő potenciál ERP (Event-Related Potential), P300	32
7.1	P300 komponensei.....	34
7.1.1	P3a	34
7.1.2	P3b	34
8	EEG Fejpánt továbbfejlesztése.....	35
9	Lab Streaming Layer alkalmazása	41
10	Kísérlet P300-as ERP komponens mérésére	42
10.1	Egyszerűsített agymodell eredményei	43
10.1.1	Kapott eredmény értelmezése.....	45
11	P300 kiváltott agyi potenciálváltozás mérése	47
11.1	Mérési eredmények értékelése.....	50
11.2	Mérési eredmények.....	51
11.3	Korábbi eredmények.....	55
12	Érzelmek felismerése	56
12.1	Érzelmek mérésének bemutatása	56
13	Fejlesztési lehetőségek áttekintése	59
14	Összefoglalás.....	60
15	Ábrák jegyzéke.....	61
16	Irodalomjegyzék.....	64

2 Kivonat

Az elmúlt évtizedben felgyorsult az agy-gép interfészek kutatása és fejlesztése, aminek köszönhetően ezen 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.

Diplomamunkám munkám során az agy noninvazív elektroencefalográfias (EEG) vizsgálatára összpontosítottam. A téma széleskörű szakirodalommal rendelkezik, továbbá a neurológia és a kognitív idegtudomány eredményeinek agy-gép interfészekkel történő felhasználására több interdiszciplináris kutatási területeken is fokozott igény mutatkozik.

A Természettudományi Kutatóközpont Összehasonlító Pszichofiziológiai Kutatócsoportjának munkatársai célul tűzték ki egy olyan EEG fejpánt fejlesztését, mely középútat 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 továbbfejlesztése, kísérletek tervezése és megvalósítása, eredmények értelmezése és a kapcsolódó új funkciók és javítások megvalósítása. Az eddigi munkának következő jelentős mérföldköve az iparágban gyakran használt P300-as kiváltott agyi válaszreakcióra optimalizált fejpánt készítése, amelyhez vezető munkát dolgozatomban bemutatom.

Munkám során bekapcsolódtam a prototípus fejlesztésébe, megismerkedtem az agy elektrofiziológiai folyamataival, az elektroencefalográfia gyakorlati mérési és kísérleti módszereivel. Korábbi szakdolgozatomban kijelölt továbbfejlesztési irányt követtem, egyszerűen gyártható, tartós, jó kontaktust adó elektróda kialakításokat fejlesztettem, valamint a tapasztalataimat felhasználva új fejpántot alkottam meg. Ennek érdekében több kiváltott agyi válaszreakció mérésén keresztül, a kísérleti eredményeket értelmezve oldottam meg a felmerült problémákat. Módosítottam az elkészült prototípust és szoftver környezetet, illetve javaslatokat tettem további fejlesztésekre.

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 hard and long application time. Moreover, their signal-noise rate plummet with frequent use.

In the frame of the current Student Scientific Work (TDK), I focused on the investigation of the brain non-invasive Electroencephalography (EEG). The topic has a wide range of academic literature and has been investigated by several research centers. 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, and add possible new functions. Our next milestone was to build and optimize the headband to the P300 brain reaction, which is the industry level's quality indicator. In this paper, I present the work leading to this achievement.

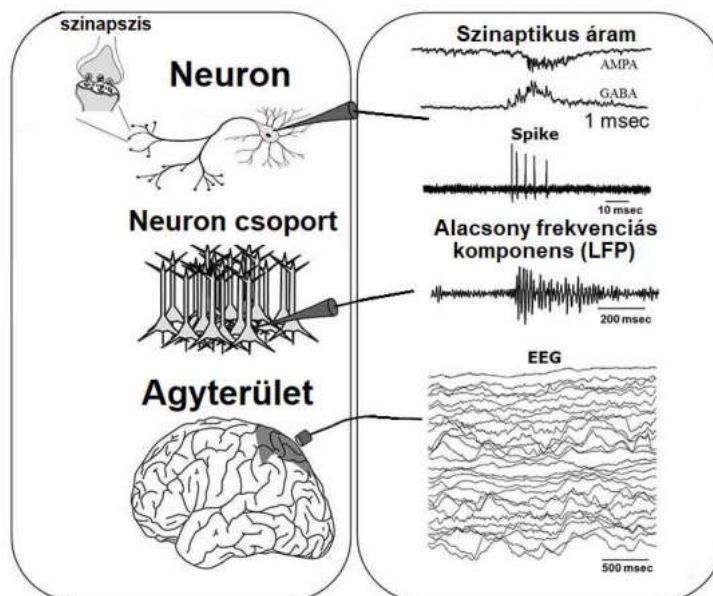
During my work, I got acquainted with the development work phase of the prototype, gained knowledge on the process of brain electrophysiology and applied these in measuring and researching steps of the Electroencephalography. I followed the designated development goal, which was determined in my previous paper, and I have developed electrode designs that are easy to manufacture, durable and give good contact. Using my experience, I created a new headband. 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.

4 Agyi tevékenységek áttekintése

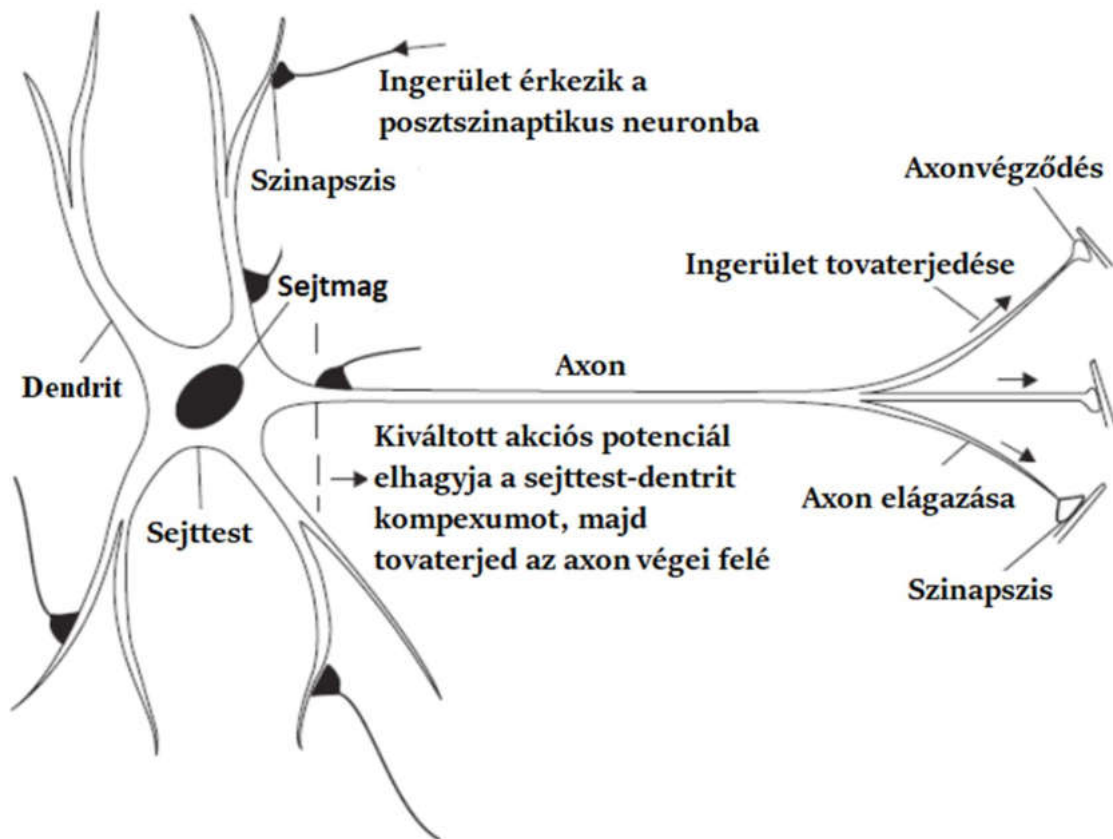
Az agyi folyamatok több szinten vizsgálhatóak. Beszélhetünk az idegsejtek, idegsejtcsoportok illetve agyterületek közti kapcsolatokról is. (1. ábra) Az agy vizsgálatára használt elektrofiziológiai módszerek közül a legelterjedtebb az elektroencefalografiás (EEG) vizsgálat, mely az agytevékenységet kísérő 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. [1] Hátránya az invazív műtéti beavatkozás szükségessége. Ezért az extrakraniális (koponyán kívüli) elektróda elrendezések használata és fejlesztése nélkülözhetetlen. [2] [3]

A felszíni hajjas fejbőrön vett (skalp) EEG jel kialakulását több jelesillapító tényező befolyásolja: a hajjas fejbőr, a koponyacsont, az agyhártya. Ezért legalább 6-10 cm²-nyi agykéreg szinkron potenciálváltozása szükséges az értékelhető jel-zaj viszony eléréséhez [2] [4], ami a vizsgálható agytevékenységek körét jelentősen szűkíti, azonban a non-invazív volta miatt a kutatások és neurológiai vizsgálatok során gyakran használják.



1. ábra: Agy elektromos jelenségeihez kapcsolódó vizsgálatok áttekintése. [5]

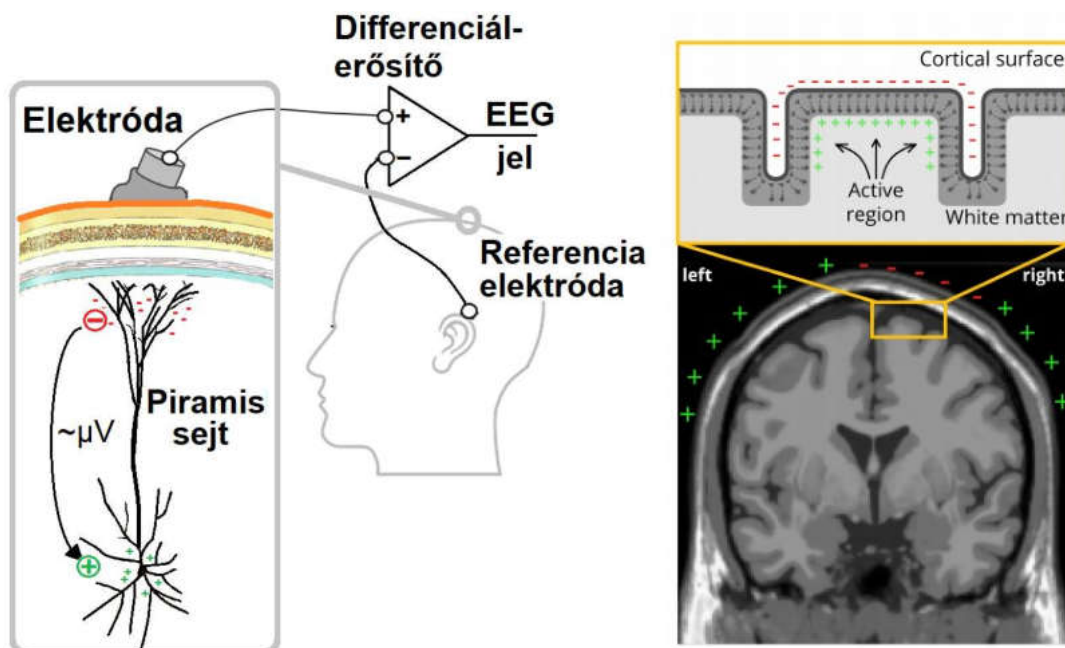


2. ábra: Neuron általános felépítése és működése. [6]

A neuron az információfeldolgozásra szakosodott aszimmetrikus, elnyújtott sejt, mely leegyszerűsítve egy sejtmagot tartalmazó sejttestből, a sejttestből induló szerteágazó az ingerületet a sejttest felé továbbító dendritből, valamint neurononként egy darab axonból áll. Az axon egy hosszabb nyúlvány mely az ingerületet a sejttestből az axon vége felé továbbítja. (2. ábra)

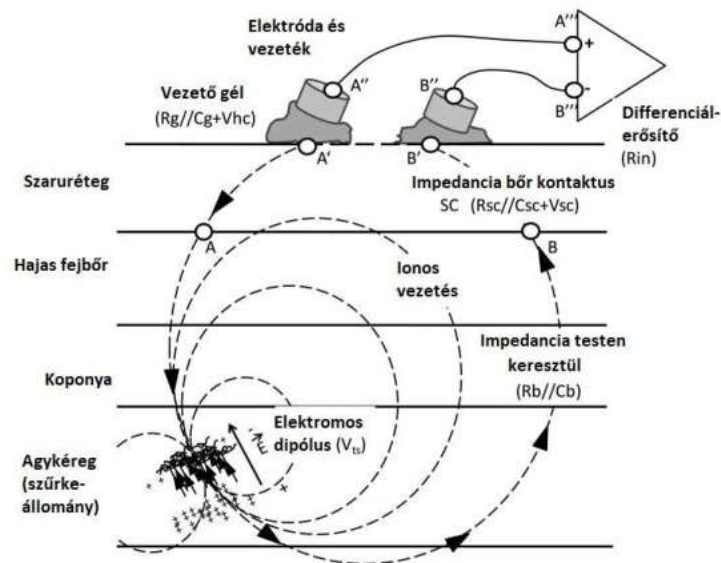
A neuron legfontosabb feladata a bejövő jelek (szinaptikus potenciálok) összegzése és kimenő jelekké (akciós potenciálá) való átalakítása. Akciós potenciál váltódik ki, ha a dendritek felől érkező inger hatására a neuron belső potenciálja eléri a küszöbszint feletti értéket. Ekkor az axonban a sejttestől 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 posztszinaptikus potenciálváltozásai okozzák. Az akciós potenciál hatására beindított neurotranszmisszió során a neurotranszmitterek a posztszinaptikus neuron receptoraihoz kötődnek, ami az ioncsatornákat vezérlik. A 3. ábra egy serkentő neurotranszmitter hatását mutatja be egy piramis sejtben. A serkentő segíti az akciós potenciál létrejöttét. Az idegsejt membránjának a nyugalmi -70mV -os potenciálja a sejt körüli térből a sejtbe folyó pozitív ionok hatására -50mV -ra nő. Ez a sejtben kívüli negatív potenciálváltozást okoz, amit a 3. ábra piros „-” jelöl. 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 posztszinaptikus 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 posztszinaptikus potenciálok hatásainak összegződését és az ezáltal mérhető elektromos mezők létrejöttét. (3. ábra:) [4]



3. ábra: Bal oldalon: serkentő poszt szinaptikus potenciálváltozáshatására létrejött dipólus egy piramis sejténél. Jobb oldalon: a piramis sejteket is tartalmazó agykéreg metszete. A létrejövő dipólusok az agyterület szinkron aktivizálódásakor összegződnek és elektródák által mérhető elektromos teret hoznak létre. [7]

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. (4. ábra) Az elektródák által érzékelt folyamatba természetesen beletartozik a sejteken kívül elhelyezkedő extracelluláris tér és az agykéreg alatti terület potenciálváltozása is. [4] [8] [9]



4. ábra: Neuronok elektromos aktivitásakor létrejött dipólusok összegződnek. Létrejött dipólus elektromos terének érzékelése differenciál erősítővel. [10]

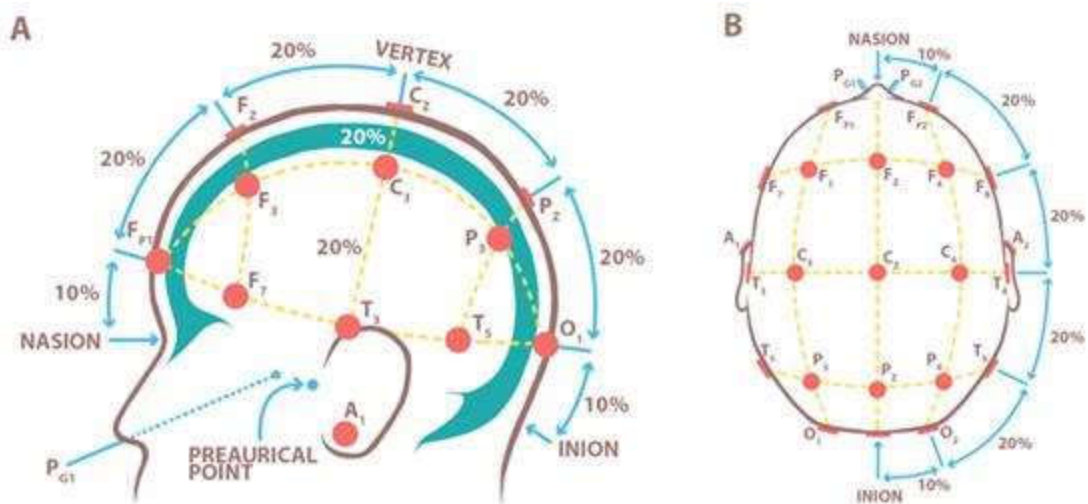
4.1 EEG készülék felépítése

Ebben a fejezetben ismertetem az EEG készülékek általános felépítését és részegységekre bontását kibővítve az általam tervezett és megvalósított fejlesztések bemutatásával.

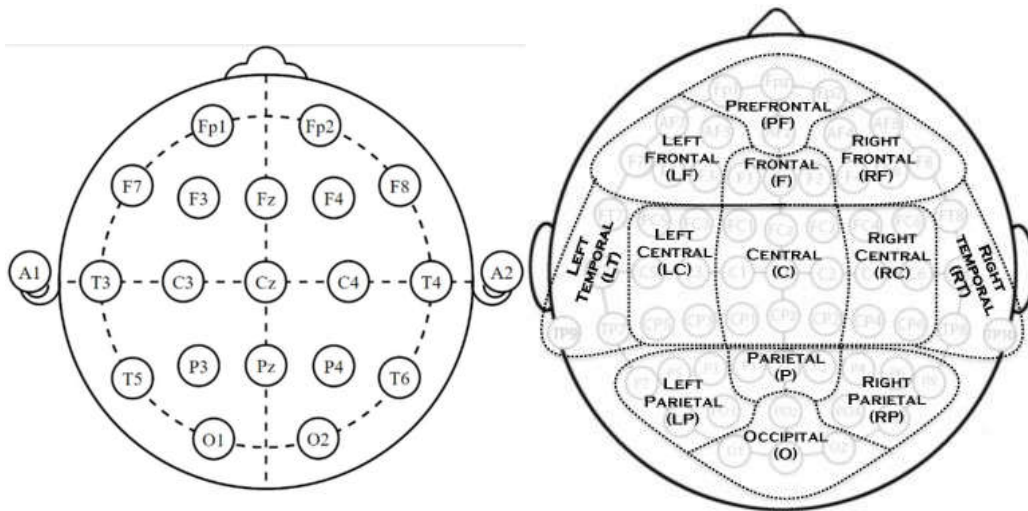
Tiszta EEG jelek vételére való törekvés fontos szempont a kiváltott agyi válaszreakciók mérésekor. Általánosan elmondható, hogy a jel-zaj viszonyt jelentősen meghatározza a felhasznált elektródák anyaga, azok elrendezése és az alkalmazott A/D konverter jellemzői. Számos módszer létezik az adatok utófeldolgozás 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 kezelhetetlenné 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. (5. ábra) A kiváltott agyi potenciálváltozások mérésére sokszor elegendő a kapcsolódó agyterület megfigyelése a felette elhelyezett elektródával. [4] 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 választottam, mely ugyan magasabb ellenállással (7. ábra) és DC ofszet feszültséggel rendelkezik, azonban a vizsgálataim során az EEG jelek lassú 0,5 Hz alatti potenciálváltozásait nem kívánjuk mérni. Ezáltal a DC komponens eltolódása, tehát platina elektróda használatakor nem jelent jelentős hátrányt számomra. [11] 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 becsatoló 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 helyezkednek el. A vezetékeken létrejövő zaj optimális esetben a mérés sikerességét jelentősen nem befolyásolja.



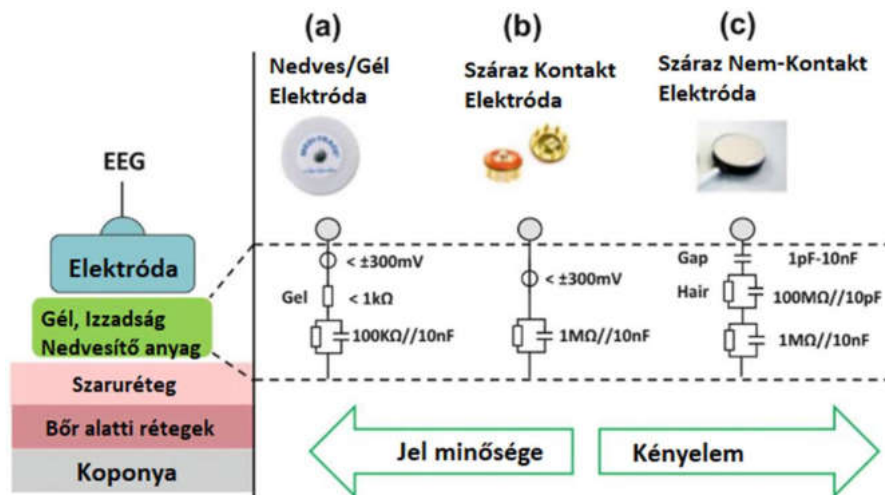
5. ábra: 10-20-as elektróda elhelyezés a hajás fejbőrön. [9]



6. ábra: Elektroák szabványos elnevezése pozíciójuk alapján történtik.

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 áthallásra is figyelemmel kell lenni. [12]

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.



7. ábra: Különböző elektróda típusok és azok ellenállás modelljei. [13]

A hajás fejbőr ellenállása $50\text{ k}\Omega - 1\text{ M}\Omega$ közé tehető. (7. ábra) A fejbőr ellenállását két szomszédos elektróda között mérjük. Ezen ellenállást a verejtékmirigyek által termelt verejték csökkenti. A bőrfelületet kiszáradása, valamint a felületén felhalmozódott elhalt hámsejtek és az elektróda alá kerülő hajszálak a vezetőképességet csökkentik. Ezért ideális esetben a hajás fejbőr ellenállását igyekszünk kifejezetten erre a célra fejlesztett vezető gél alkalmazásával nagyjából $10-100\text{ k}\Omega$ -ra csökkenteni. [14]

Azonban az kutatócsoport a vezető gél alkalmazása nélkül kívánja a fejlesztés alatt álló eszközeit megvalósítani. A gél elhagyásának indoka, hogy a jelentősen felhasználóbarátabb a gélmentes elektródákkal rendelkező EEG fejpántok használata. [15] Vezető gél alternatívájaként a hajás bőrfelszínt ellenállását $0,9\%$ -os NaCl oldattal csökkentjük. NaCl oldat nem hagy nyomot, könnyen hozzáférhető és olcsó megoldás azonban nedvességtartalma elvesztése után fokozottan szárítja a bőrt ezáltal hátrányosan növeli annak ellenállását.

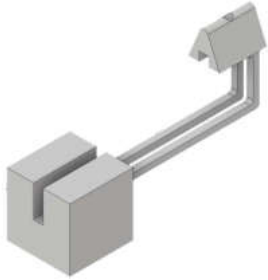
4.1.1.1 Fejlesztési irány kijelölése

Kiváltott agyi válaszreakciókat érzékelőrendszer fejlesztése című OTDK pályamunkámban bemutatott fejpánt prototípusnál bemutattam, hogy a fejpánt kialakítása néhány esetben nem alkalmas az elvárt P300-as kiváltott agyi válaszreakció mérésére. Ennek fő oka volt véleményem szerint, hogy a hosszú haj összefüggő réteget képez a fejbőrön. Ezáltal az elektróda nem képes elfogadható kontaktust létesíteni fejbőrrel, az ellenállás jelentősen megnő, ezáltal jelentősen romlik a jelzajviszonyt. [14]

4.1.1.2 Elektródák jellemzése

Fejpánttal való munkám során a kísérleti alanyokkal a kísérletek előtt és után is tartottam egy kötetlenül beszélgetést melynek fontos célja volt az őszinte véleményük, benyomásaik megismerése. Ezen elbeszélgetés során az elektródával kapcsolatos észrevételeiket és az általam tapasztaltakat az alábbi pontokban foglaltam össze:

1. táblázat: Korábbi elektródák jellemzése

Elektróda típus	Előny	Hátrány
P300: 	<ul style="list-style-type: none">• jó kontaktus• kis területet érzékel	<ul style="list-style-type: none">• hosszú hajnál nem alkalmazható• kényelmetlen• strukturálisan gyengébb• kompatibilitási probléma többi eszközzel

Az 1. táblázatban összefoglalt eredményekből látható, hogy a jelenlegi elektródakialakítás nem képes egyszerre nyújtani a kényelmet és a megfelelő kontaktust. A több hajjal rendelkezőknél pedig a mérési sokszor értékelhetetlen lesz. Fontos megjegyezni, hogy a kísérleti alanyok a kényelmetlen elektródakialakítást miatt hosszabb tesztekbe már csak vonakodva egyeztek bele. Látható tehát, hogy a jelenleg alkalmazott elektródák nem optimálisak. Ezért új elektródakialakításokat fejlesztettem és teszteltem.

4.1.1.3 Hosszú tüskéjű elektróda

Kifejezetten hosszú haj esetén ajánlott a ma már forgalomban lévő száraz elektróda alkalmazása (8. ábra). Anyaga vezetőképes polimer, tüskéi 5 mm hosszúak, könnyen gyártható kialakítással rendelkezik. Azonban hosszabb mérések során az alanyok kényelmetlennek érzik. [16] Kutatócsoport egyik korábbi tagja Kis Áron korábbi kísérletei alapján nem hozta az elvárt impedancia értékeket hosszú haj esetén. Több hasonló kialakítású elektróda prototípus készített, nemcsak eltérő geometriával, hanem eredetinelég lágyabb vezető polimerből is. (9. ábra)

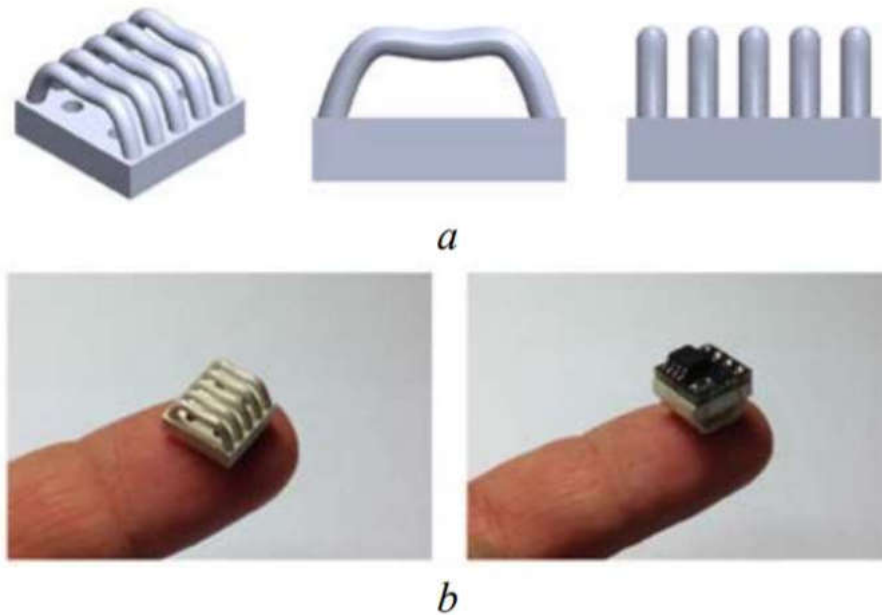


8. ábra: Klasszikus tüske elektróda.



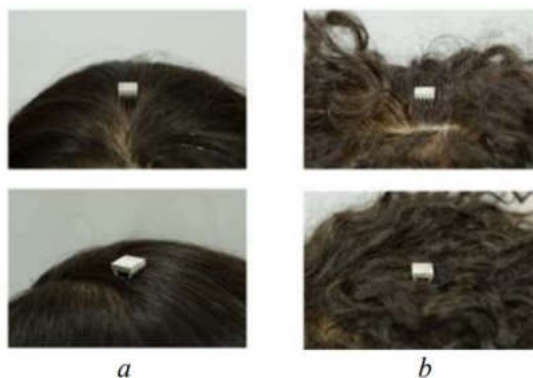
9. ábra: Kutatócsoport korábbi elektróda prototípusai.

4.1.1.4 Fordított ívű, száraz EEG elektróda



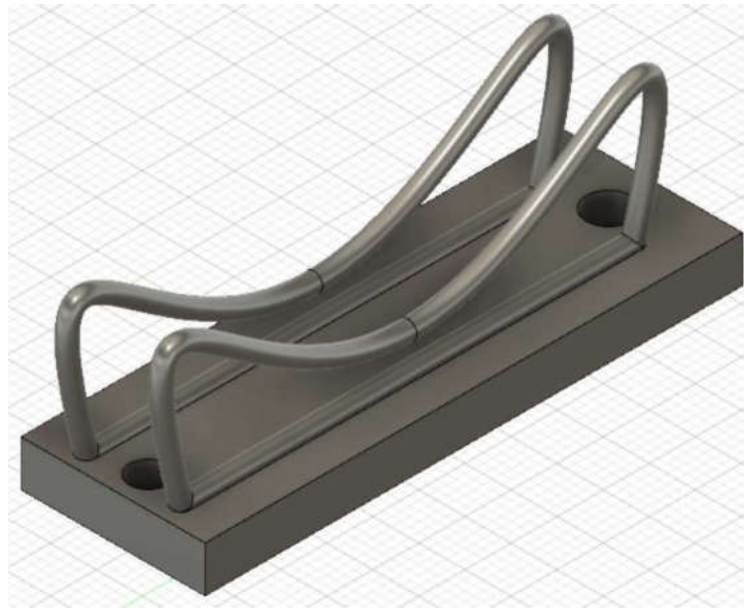
10. ábra: Jeong Su Lee és társai által készített aktív elektróda. [16]
(a) Fordított ívű elektróda modellje.
(b) A megvalósított aktív elektróda.

A fordított ívű, száraz EEG elektróda (10. ábra) fésűszerű kialakítása miatt képes behatolni a hajszálak közé az egyenes hosszú hajjal rendelkező alanyok esetében. A (b) ábrán látható elkészült prototípus 10 x 10 mm széles kocka íveinek átmérője 1,2 mm. Anyaga sterling ezüst mely 92,5% ezüst és 7,5% réz ötvözete. Ötvözet célja, hogy növelje az ötvözet keménységét és szilárdságát. Kialakítása kényelmes impedancia értéke jobb a hosszú tűskéjú elektródánál, azonban nem éri el az ideális ezüst/ezüstklorid elektródáét.



11. ábra: Jeong Su Lee és társai által készített aktív elektróda. [16]
(a) Felhelyezése hosszú egyenes hajnál.
(b) Felhelyezése hosszú göndör hajnál.

A bemutatott fordított ívű, száraz EEG elektróda gyártási és anyagköltsége nem felel meg a kutatócsoport számára ezért olcsóbb 3D nyomtatással megvalósítható tesztelektrodát készítettem. (12. ábra)

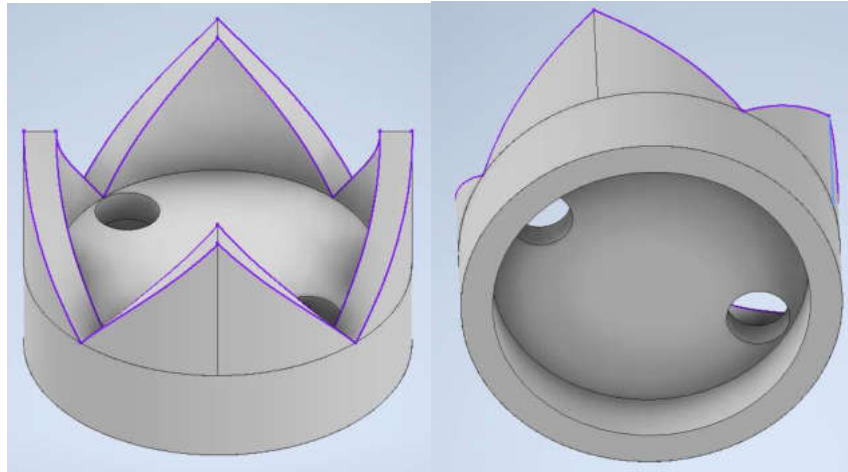


12. ábra: Általam módosított fordított ívű, száraz EEG elektróda.

Tesztelektrodák elkészítése során azonban az elektróda struktúrája nem hozta a kívánt tartósságot, ugyanis az ívek könnyen letörtek. Az általam elkészített elektródák anyaga PLA (Polylactic sav) amely gyárthatóság és költség szempontjából előrelépés a sterling ezüsthöz képest azonban az ív vastagságának növelésével már nem fészülhető be a hajsálak közé. (12. ábra)

4.1.1.5 Saját fejlesztésű henger elektróda

Henger elektróda kialakításakor fontos szempont volt a tartósság és a bőrkontaktus biztosítása hosszú göndör haj esetén. Hegyes kialakítása miatt a rövid hajjal rendelkezők esetén kényelmetlen szűrő érzésről számoltak be az alanyok azonban ez hosszabb hajnál nem jelentkezett zavaró mértékben. Ennek oka véleményem szerint, hogy a hajszálakat még így sem sikerült teljes mértékben kiszorítani, így hajszálak által alkotott rétegen a leszorító erő jobban eloszlik csökkentve a diszkomfort érzetet.



13. ábra: Saját fejlesztésű henger elektróda modellje.



14. ábra: Saját fejlesztésű henger elektróda szerkezete.

Henger elektróda anyaga PLA, elektróda bőrrrel érintkezője platina. A kontaktus tovább javítására nedvesítő szivacs is található rajta, amely kiválóan nedvesíti a fejbőrt. Megakadályozza a NaCl oldat elpárolgását ezáltal gátolja a bőr kiszáradását.

4.1.1.6 Platina szalag elektróda

A jelenleg használatos elektródát a kutatócsoport több lépésben fejlesztette, ezek többségében apróbb inkrementális javítások voltak a formaterv nem változott jelentősen. Ennek oka, a tartós és kényelmes kialakítás, kialakult gyártási folyamat, valamint megfelelő kontaktust képes létesíteni a hajas fejbőrrel. Hátrányai, hogy a gyártása kifejezetten sok időt vesz igénybe, és nem hosszú haj esetén viszont nem használható.

Erre a két problémára kerestem megoldást. Először a gyártási folyamatot optimalizáltam. Ehhez a platina-irídium (Pt90Ir10) szálát cseréltem le szélesebb platina huzalra. Ezzel a gyártási költség 20%-kal csökkent és a gyártáshoz szükséges idő is lényegesen lecsökkent: 90 percről 65 percre. Gyártási költség csökkenésének az oka az irídium magas piaci ára. Gyártási idő csökkenésének oka, hogy megfelelő méretű kontaktus felület kialakítása hosszú időt vesz igénybe a vékony huzalból, ráadásul különös figyelmet kell fordítani a huzal óvatos kezelésére. További előny, hogy a gyártási folyamat egy lépését érinti csak a változtatás, valamint a bevált geometrián nem változtat.



15. ábra: Gyártási időre optimalizált elektróda

Platina szalag alkalmazásának hátránya, hogy összefüggő felületet képez az elektródán ezáltal a vezető szövet nehezen tölti be nedvesítő szerepét. Leginkább szabad bőrfelületen alkalmazva ért el megfelelő kontaktust.

4.1.1.7 Nedvesítés növelése


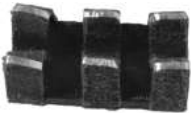

A hajas fejbőr NaCl oldattal történő nedvesítése a vezetőképességére kedvező hatással van. Azonban a NaCl oldat víztartalmának elpárolgása után fokozottan szárítja a bőrfelületet. A fejbőr és az elektróda között lévő kiszáradt hámsejtek és a hajszálak ellenállása megnő. Az elfogadható maximális 50 k Ω alatti bőrellenállás érték akár 450 k Ω felé nőhet, amikor már az EEG fejpánt már nem képes EEG jelek mérésére. Ezért felpattintható nedvesítő szivacsokkal növeltem az elektródák nedvesítő képességét. (16. ábra) Nedvesítő szivacs alkalmazásával jelentősen csökkent a szomszédos elektródák között mérhető ellenállás, hosszú és göndör haj esetén is 50 k Ω alatti impedancia értéket mértem.



16. ábra: Nedvesítő szivaccsal ellátott elektróda.

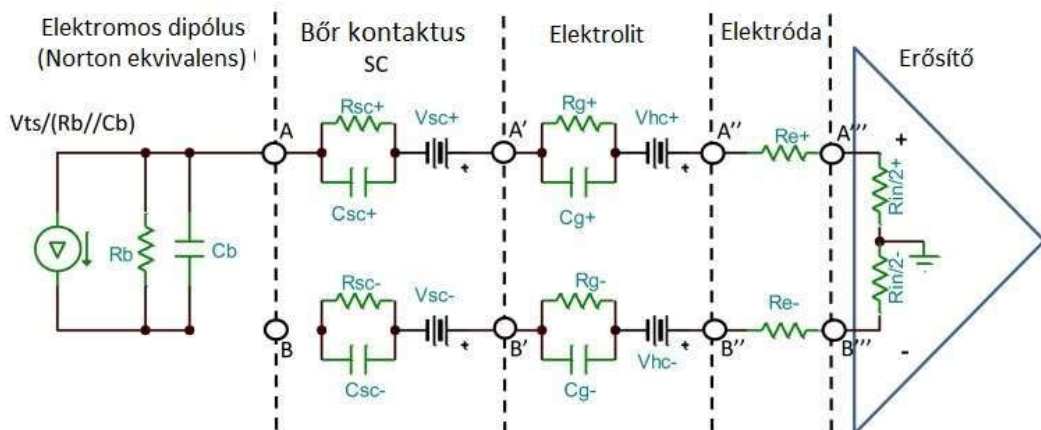
4.2 Elektróda impedanciák összefoglalása

2. táblázat: Elektródatípusok összehasonlítása.

Elektróda típus:	Jósági sorrend	Hosszú egyenes haj	Hosszú göndör haj
Henger elektróda: 	1.	26-60 k Ω	2-8 k Ω
Platina szalag elektróda: 	3.	>450 k Ω	>450 k Ω
Platina szalag elektróda nedvesítő szivaccsal: 	2.	26 k Ω	60-77 k Ω

4.2.1 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. Az erősítés mértéke a legnagyobb 24x-es erősítésre van beállítva a bemeneti tartomány minél jobb kihasználása érdekében. Ezáltal csökkentve a kvantálási zajt. Amennyiben az elektróda vezetékén keletkező zaj mértéke szükségessé teszi, a jel kiemeléséhez az elektróda közvetlen környezetében további erősítő alkalmazása, vezeték árnyékolása szükséges.



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

4.2.2 EEG szűrők

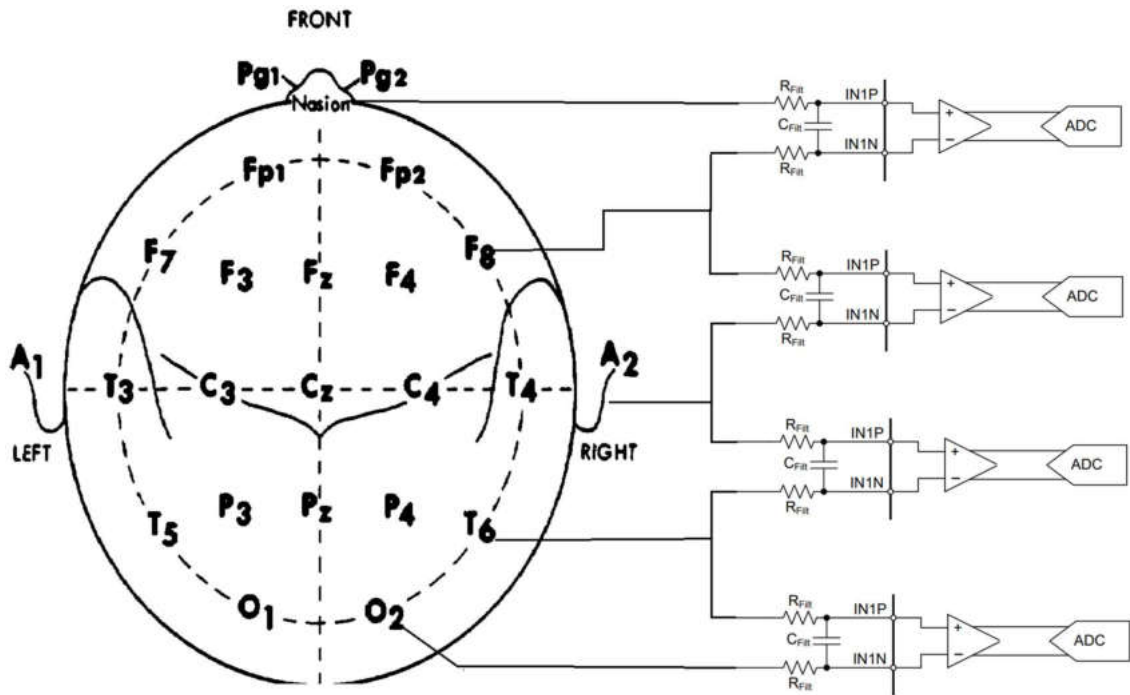
EEG mérés során a hasznos jelek 0,5-100 Hz közötti frekvenciatartományban helyezkednek el, amely frekvenciasávot egy felül- és egy aluláteresztő szűrő egymás után kötésével választjuk ki. Továbbá az elektromos hálózatban használatos váltakozó áram 50 Hz-es (USA: 60 Hz) zavaró komponensét szoftveresen szűrjük. Az 50 Hz-es illetve a 60 Hz frekvenciasávok szűrésére hardveresen is alkalmas az alkalmazott EEG jelek feldolgozására tervezett analóg-digitális átalakító. [17] 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 az ennél magasabb frekvenciatartományok is tartalmazhatnak értékes információkat, ezért a megfelelő szűrési paraméterek kiválasztása a mért jelek utófeldolgozása során történik.

4.3 Montázsok

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

A montázsok két főbb típusa:

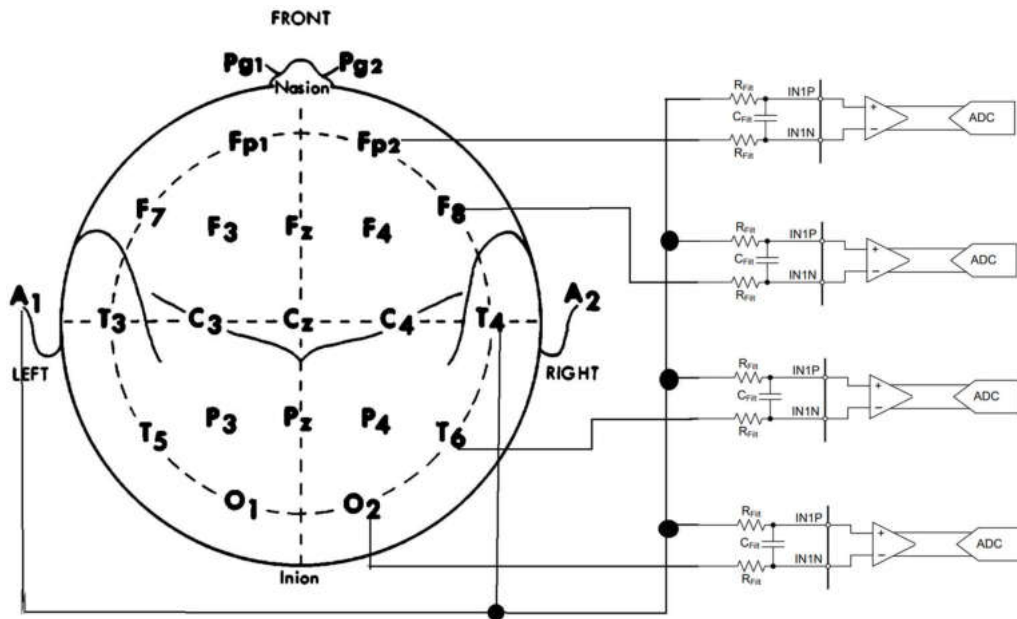
- **Bipoláris montázs:** szomszédos csatornák közös referencia elektródákkal rendelkeznek, azonban nincs olyan referencia elektróda, mely az összes csatorna kialakításában részt vesz. Tipikusan példája a szemmozgás figyelés ez esetben a szemek mozgásából, illetve pislogásból eredő potenciálváltozásokat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



18. ábra: Bipoláris montázs elektódaelrendezés [18]

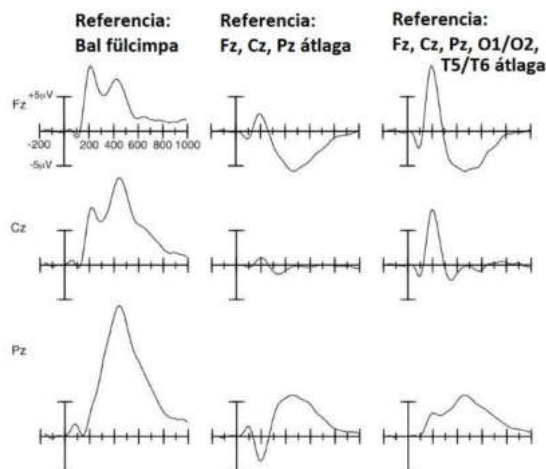
- **Referencia montázs:** csatornák kialakításakor az összes elektróda a számára kijelölt differenciálerősítő + bemenetére kapcsolódik. A referencia elektródát pedig az összes differenciálerősítő – bemenetére kapcsoljuk, tehát a közös referencia elektródához képest mérjük az összes többi jelet.

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 középvonalán elhelyezett például Cz ponton lévő referencia elektróda használata.



19. ábra: Referencia montázs elektóda elrendezés. [18]

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 referenciát adó elektródák megváltoztatásával 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. A virtuális referencia előnye, hogy az utófeldolgozás során is könnyen módosíthatjuk a referencia elektródát.



20. ábra: Virtuális referencia hibás használatának szemléltetése. A virtuális referencia elektróda kialakításában résztvevő elektródák megválasztása az eredményeket nagy mértékben befolyásolják. [13]

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.

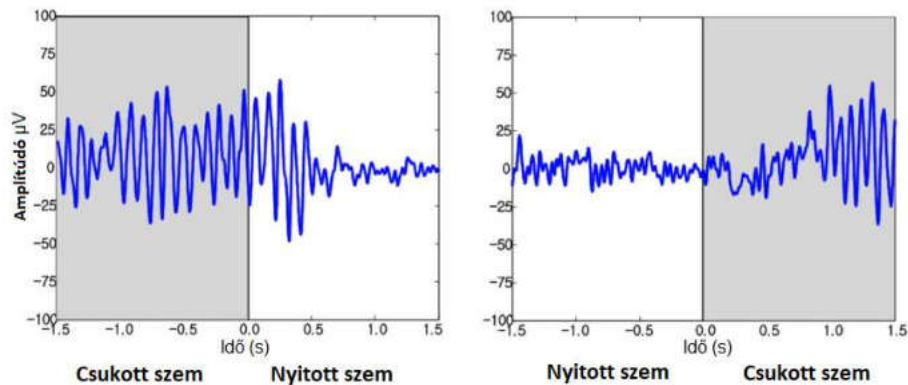
EEG hullámok fontos jellemzői, frekvenciatartományuk [8]

- Alfa-ritmus:

Frekvenciatartománya 8-13 Hz, mely egyénileg ugyan változhat, de az életkor előrehaladtával nem változik jelentősen. Jellemzően ± 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. Amplitúdója felnőtt korban átlagosan 30-90 μV közötti (leggyakrabban 50 μV 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. (21. 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.



21. 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. [19]

- **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 $<20 \mu\text{V}$, alkalmanként $20-30 \mu\text{V}$ is lehet azonban ezt okozhatja a szürkeállomány abnormális viselkedése is.

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

Lokalizációja főleg a frontális lebeny, valamint posterior terület.

A posterior terület tükroneuronokat tartalmaz, melyek az érzékelésért felelős szomatoszenzoros kéregben is megtalálhatóak. Érdekességük, 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.

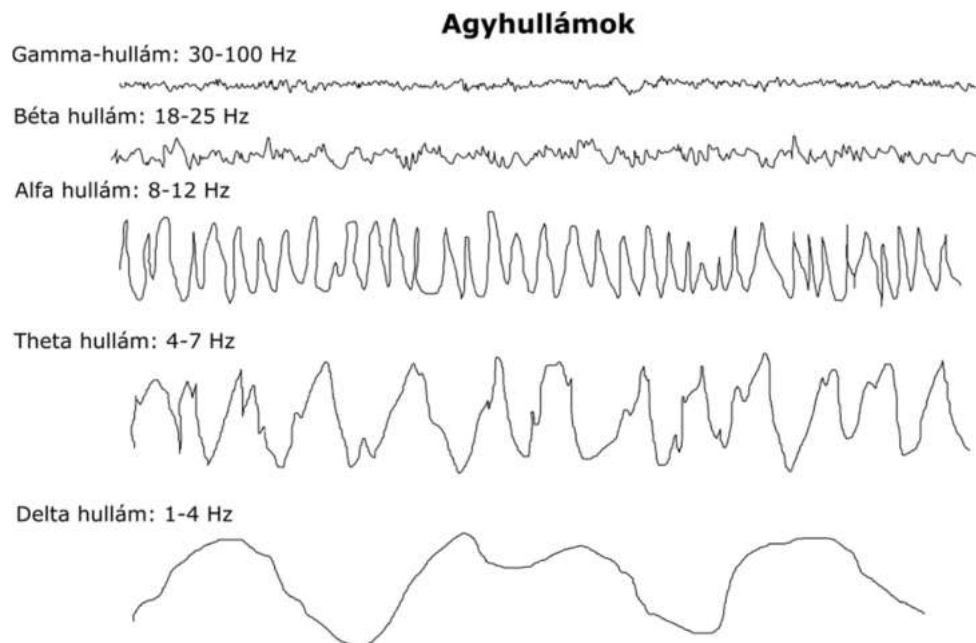
- Szorosan összefügg a motoros viselkedéssel, azonban aktív mozgáskor vagy taktilis (tapintáson alapuló) ingerléskor általában a béta-aktivitás gátlódik.
- A vizsgálatok elsősorban a vizuális és a szomatomotoros kéregre koncentrálnak.

- **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, megnövekedett érzelmi állapot. Feltehetően az emlékezéssel, emléknymok megerősítésével kapcsolható össze.



22. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése. [25]

3. táblázat: Fontosabb EEG hullámok és tulajdonságaik összefoglalása.

Spektrum	Frekvencia (Hz)	Amplitúdó (μV)	
Delta	0,5-3,5	100-200	- mély alvás - 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 alkotkomponenseinek feldolgozása

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.

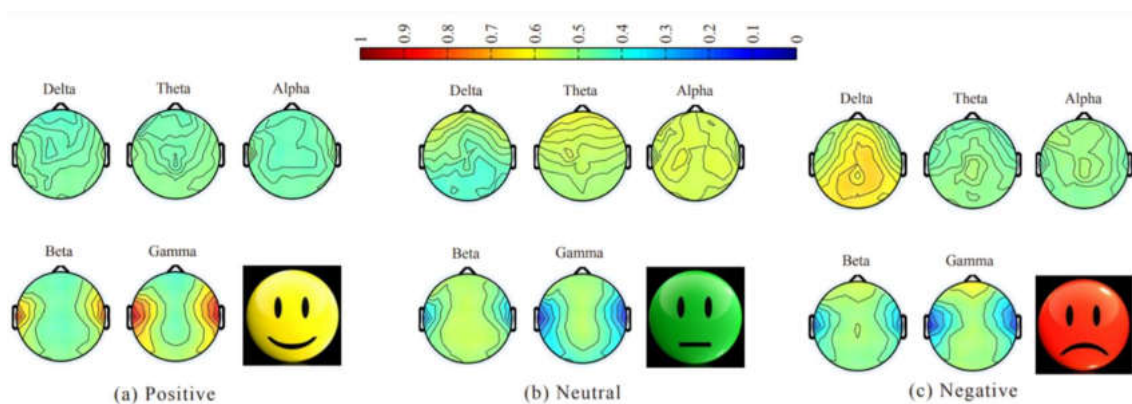
A biológiai műtermékek kiküszöböléséhez az alany nyugalmi helyzete szükséges. Célravezető, ha az alany egyenes háttal ül fejét nem előre döntve. Azonban a periodikus ingerre jelentkező reflexszerű izommozgások kiküszöbölése nehéz. Többnyire igyekszünk minél jobban kiszűrni a zavaró hatásokat, ezért utófeldolgozás során a biológiai műtermékeket 30-100 Hz-es frekvenciasávban elhelyezett aluláteresztő szűrővel szűrjük. A megvalósított prototípus további fejlesztése érdekében 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 [4] nem változtattam a későbbiekben sem.

6 Érzelmek felismerése

A korábbi szakdolgozatomban 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 céloom 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 céloom téma rövid áttekintése, mely indokolja a választásomat.

6.1 Elméleti bevezetés

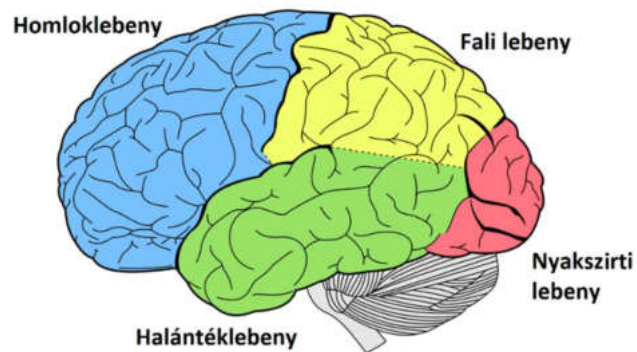
Az alanyok érzelmeinek mérése a különböző EEG hullámok (22. ábra) által kialakított mintázatok alapján történik. Az egyes elektródákon mért EEG jeleket szerinti frekvenciasávokra bontjuk Theta (3–7 [Hz]), Alfa (8–13 [Hz]), Béta (14–29 [Hz]) és Gamma (30–47 [Hz]) [26] majd ezek effektív értékét meghatározva eltérő mintázattokat figyelhetünk meg különböző érzelmek hatására.



23. ábra: Különböző agyi ritmusok amplitudó eloszlása pozitív, semleges és negatív érzelmek hatására. [27]

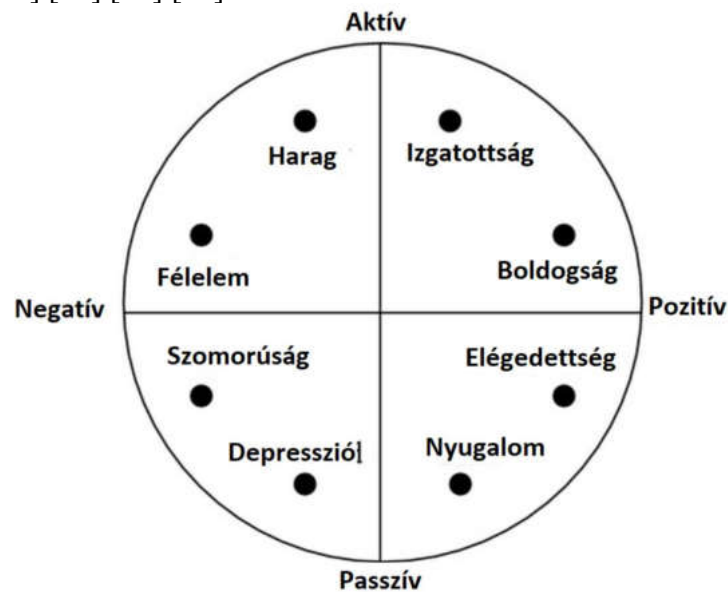
Pozitív érzelmek hatására az oldalsó halántéklebenynél figyelhető meg fokozott béta és gamma aktivitás. Semleges érzelmi állapotban oldalsó halántéklebeny béta és gamma aktivitása gyengébb, alfa aktivitás fali- és nyakszirti lebenynél ahogy azt korábban bemutattam a vártnak megfelelően erősödik. Negatív 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

homloklebény elülső részénél. [28] Valamint az alfa ritmus erősödését mutatták a bal oldali homloklebény elülső részénél. [29] [30]



24. ábra: Négy fő agyterület [31]

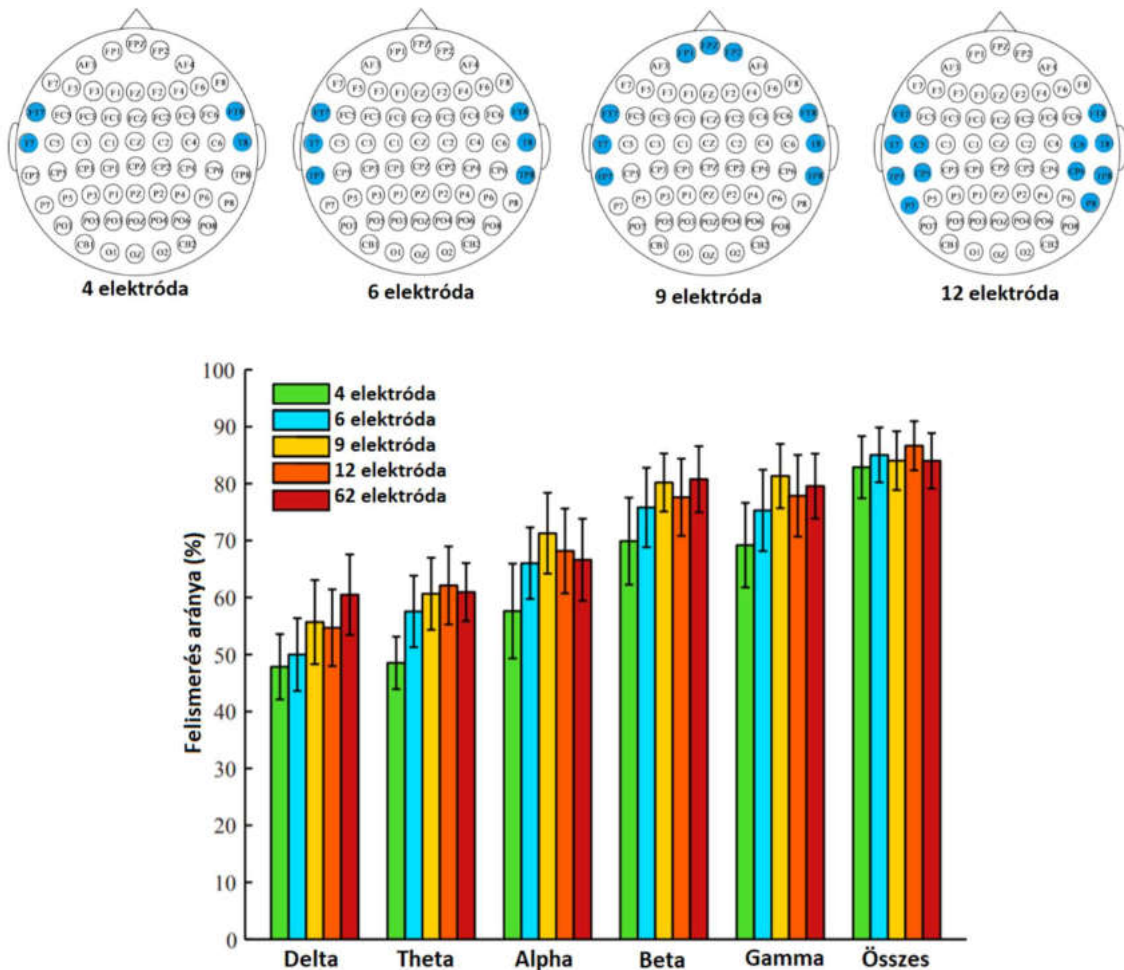
Az érzelmi skála kiegészíthető továbbá egy intenzitás skálával. Az alapérzelmeket így két mért skála szerinti elhelyezkedés alapján határozza meg több tanulmány is. [28] [32] Fontos megjegyezni, hogy e leképezés használata helyett több tanulmány is a vizsgált érzelmeket külön-külön figyelte és ez alapján állapított meg hozzájuk köthető mintázatokat. [33] [34] [35] [28]



25. ábra: Érzelmek meghatározásához gyakran alkalmazott egyszerűsített modell.

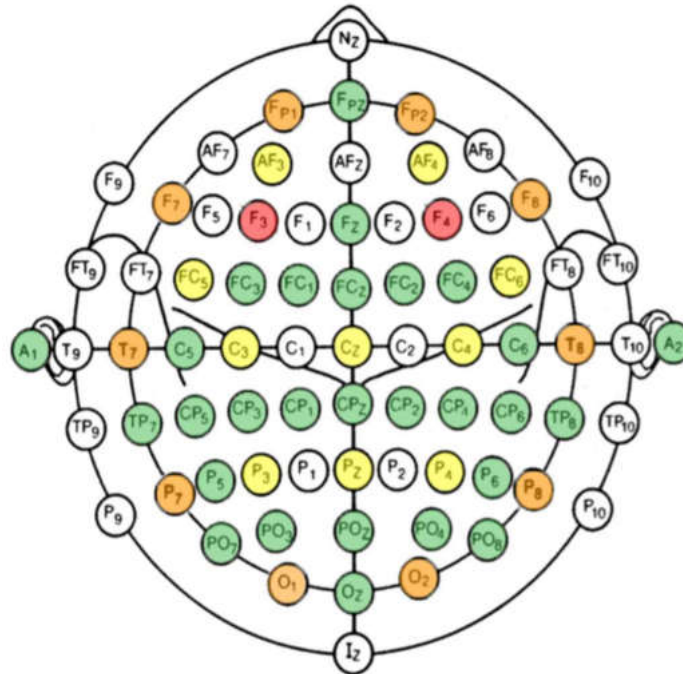
6.2 Elektróda elhelyezések

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.



26. ábra Különböző elektóda elhelyezési mintázatok valamint a pozitív negatív, semleges érzelem felismerési arányai. [27]

Több tanulmány is eltérő elektróda elrendezést használ, jelenleg nincs egységes megállapodás. Ennek oka feltételezhetően az eltérő algoritmusok, eszközök alkalmazása, valamint nemenkénti [36] eltérések figyelembevétele, azonban az alábbi ábra jól szemlélteti a használt elektróda elrendezéseket gyakoriságuk alapján.



27. ábra: 99 cikkből összehasonlítása alapján az elektródák gyakorisága. Piros (>75%), Narancssárga (75%-50%), Sárga (50%-25%), Zöld (<25%) [28]

EEG hullámok érzelmek kapcsolata

- Alfa- ritmus:

Negatív érzelmek hatására, mint az undor és a félelem jobb elülső homloklebény 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. [28]

- Béta -ritmus:

Pozitív-negatív tengelyen való elhelyezést segíti. [37] [28]

- Gamma-ritmus:

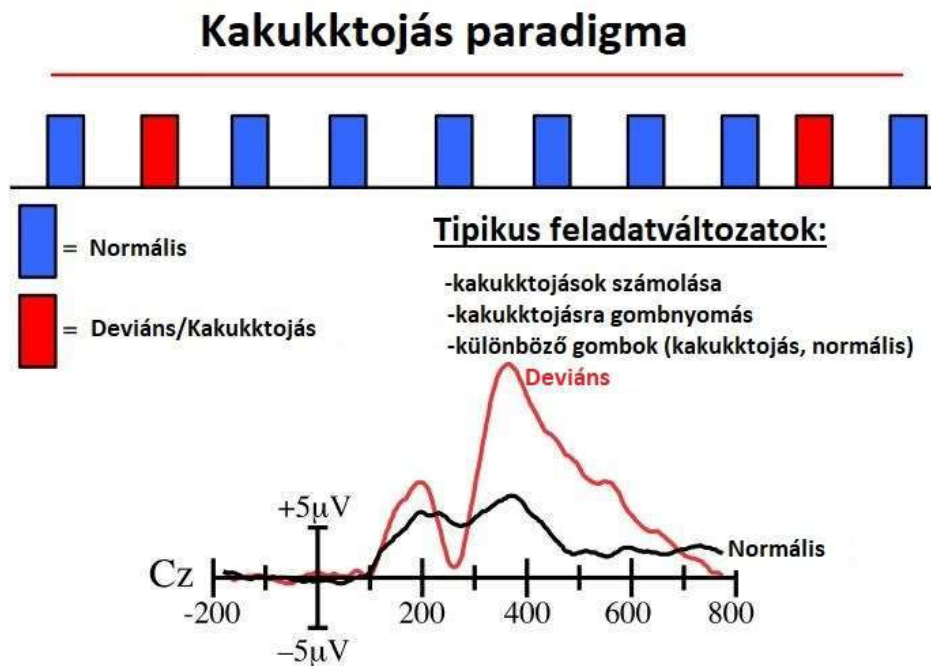
Két a halántéklebény aktivitásának aszimmetriájából az izgalmi állapotra (aktív-passzív) következtethetünk. [38] Ezen felül a pozitív és negatív érzelmi állapotra is következtethetünk. [28]

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.

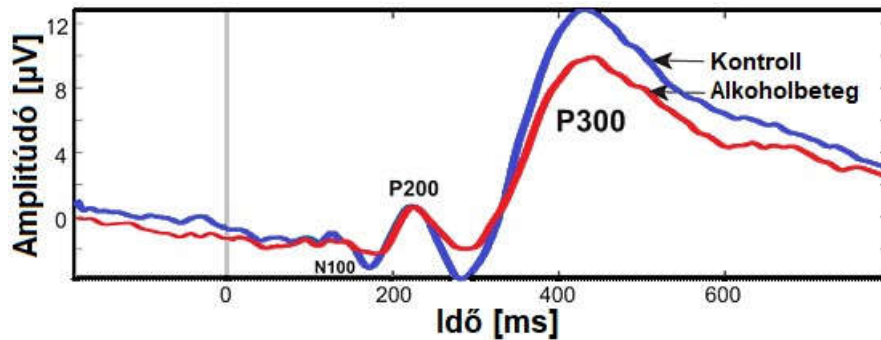
A kiváltott agykérgi potenciálok amplitúdója az EEG ritmusokkal azonos nagyságrendű, ezért ezek kiemelésére legtöbbször átlagolást használnak, mely során több kiváltott potenciál átlagát jelenítjük meg.

Kiváltására legtöbbször az Odd-ball (Kakukktojás) paradigmát használják (28. 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. (30-. ábra)



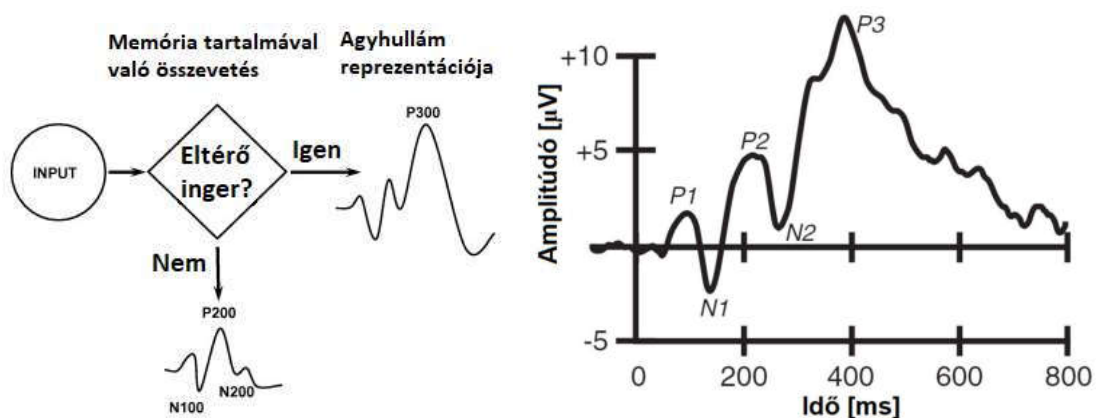
28. ábra: Kakukktojás paradigma, és az általa kiváltott P300 válaszreakció. [39]

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 gyakorlunk felette. Amplitúdója életkorral csökken, modalitásbéli eltérése jelezheti több neurológiai- (Alzheimer-kór, Parkinson-kór, HIV-demencia), vagy pszichiátriai (OCD, skizofrénia, alkoholizmus, depresszió) betegség meglétét.



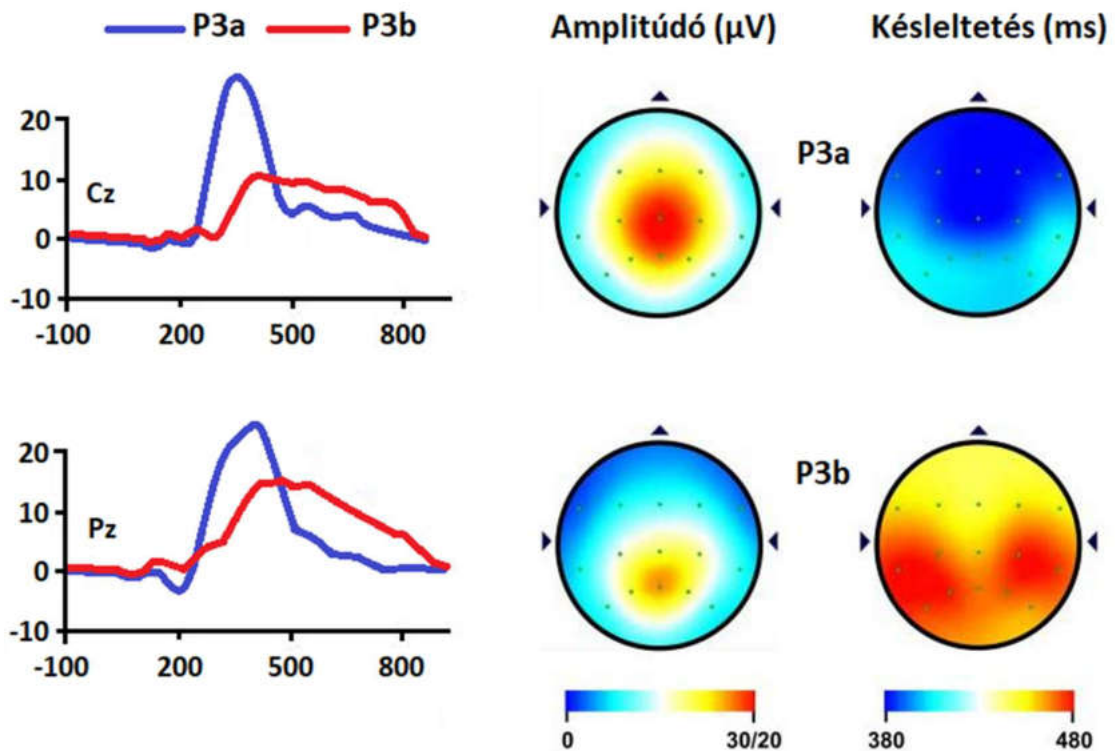
29. ábra: P300 amplitúdójának megváltozása alkoholbetegségben szenvedők esetén. [40]

Az 30. ábraán P300-on kívül több kiváltott agyi válaszreakció is látható, röviden érdemes kitérni ezek elnevezési konvenciójára. Az 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 milliszekundumos-, esetleg rövidítve $\alpha \times 100 \text{ ms}$ -os léptékben. Későbbiekben több válaszreakciót megismerve belátható, hogy ez az elnevezés nem pontos. Többféle teljesen eltérő folyamat is kiválthat azonos elnevezésű válaszreakciót és a válaszreakció ide maximumának az ideje is eltérhet. Ahogy azt a P300 bemutatásánál már említettem. Mindezek ellenére a legtöbb esetben a használatos elnevezés nem okoz félreértéseket. [4] Például az alábbi ábrán látható kiváltó inger hatására megjelennek negatív és pozitív amplitúdójú hullámok az elnevezési konvenció szerint azonos időben. (30. ábra)



30. ábra: Az ingert az agy a memóriában tárolt előző ingerrel összeveti. Attól függően, hogy az érzékelt inger eltérő vagy hasonló mint az előző, különböző válaszreakció érkezik. Hasonlóság esetén N100, P200, N200, eltérés esetén az előbbieket a P300 (P3b) követi [41] [42] [4]

7.1 P300 komponensei



31. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése. [44]

7.1.1 P3a

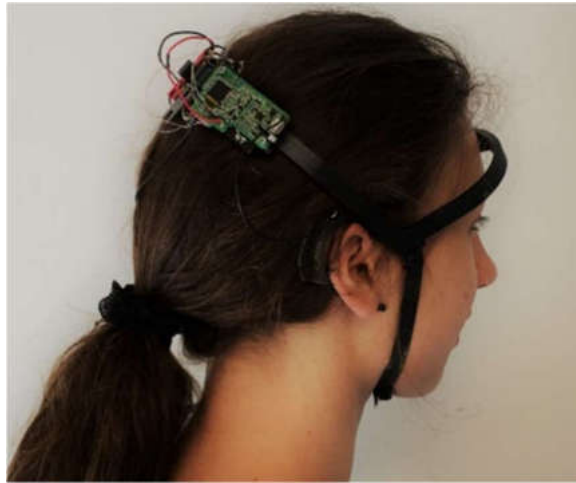
Mint az a 31. ábra felső sorában is jól látszik a P3a komponens eloszlása frontocentrális (fejtető elülső része). Érzékeny az inger kontextusára, azonban amplitúdója az ingerhez való hozzászokás következtében csökken, emellett időben hamarabb lecseng. A 31. ábrán látható amplitúdó eloszlás miatt megkísértem 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

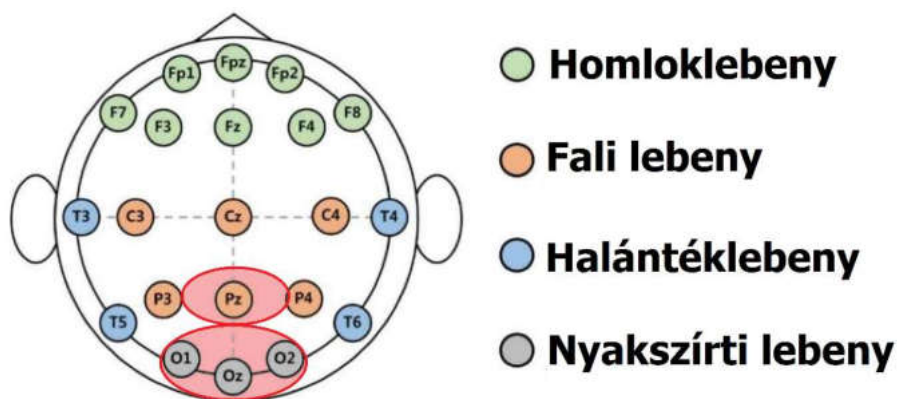
Parietális maximumú hullám (31. ábra alsó sor), rendszerint a nagyon meglepő inger hatására jelenik meg, melynek amplitúdója korrelál az inger megjelenésének valószínűségével. Minél meglepőbb, annál nagyobb amplitúdójú, és lassan cseng le. Megjelenése időben függ az inger feldolgozásához szükséges időtől, 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 továbbfejlesztése

Korábban az általam készített kiváltott agyi válaszreakciók (ERP) mérésére fejlesztett fejpánt prototípus (32. ábra) nagy előnye volt, hogy kialakítása alkalmas volt Steady state visually evoked potential (SSVEP), Visual Evoked Potential (VEP) valamint P300 kiváltott agyi válaszreakciók mérésére. [47] Azonban komoly hátránya volt, hogy nem idomult megfelelően a kísérleti alanyok fejméretéhez. Ez egyes alanyoknál diszkomfort érzetűhöz vezetett. A kiváltott agyi válaszreakciók mérésénél ezt akkor a kísérlet időtartamának csökkentésével, pihenők és hosszabb regenerálódást segítő szünetek beiktatásával igyekeztem orvosolni. Az alanyok visszajelzéseiből is egyértelműen kiderült, a további kísérleteket megelőzően ezt a problémát kezelni kell. Ezért új fejpántkialakítások fejlesztésébe kezdtem.



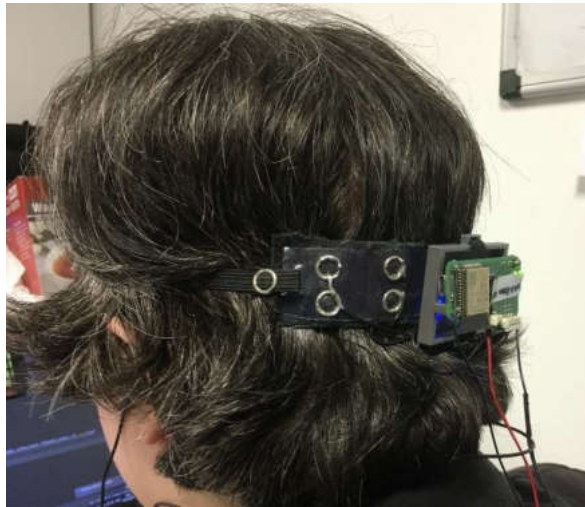
32. ábra: Korábban kiváltott agyi válaszreakciók mérésére használt fejpánt



33. ábra: A fenti képen látható fejpánt prototípus a pirossal jelölt agyterületek megfigyelésére alkalmas. [48]

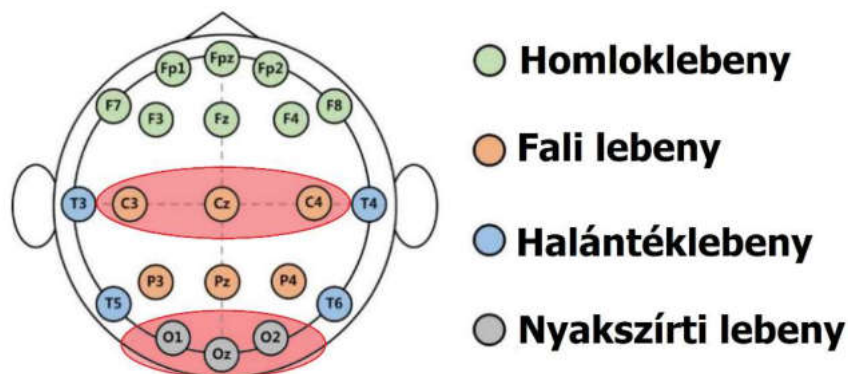
8.1 Rugalmas SSVEP fejpánt

Korábbi fejpánt prototípusnál felmerült problémák kiküszöbölésére egy kizárólag hajlékony anyagból készült fokozatmentesen állítható EEG fejpántot valósítottam meg. A fejpánt kialakításának nagy előnye, hogy a kísérleti alany könnyedén komfortérzetének megfelelően állíthatja be a feszességet, miközben hat darab elektróda a fej vonalát követve stabilan felfekszik a hajás fejbőrre. (34. ábra) Mindemellett fontos szempont volt a lehető legegyszerűbb kialakítás és gyárthatóság. Felhasználhatóságát jól jellemezte, hogy elektróda teszteléshez rajtam kívül más is alkalmazta. A fejpánt hátulján az elektróda kivezetések a tesztelés megkönnyítése érdekében vannak szabadon.



34. ábra: Rugalmas SSVEP fejpánt.

Az elkészült fejpánt motorikus agyterület, valamint a vizuális kéreg felett mérhető SSVEP és VEP kiváltott agyi válaszreakciók mérésére alkalmas. (35. ábra) P300 mérésre azonban alkalmatlan, nem rögzíthető stabilan a kellő pozícióban.



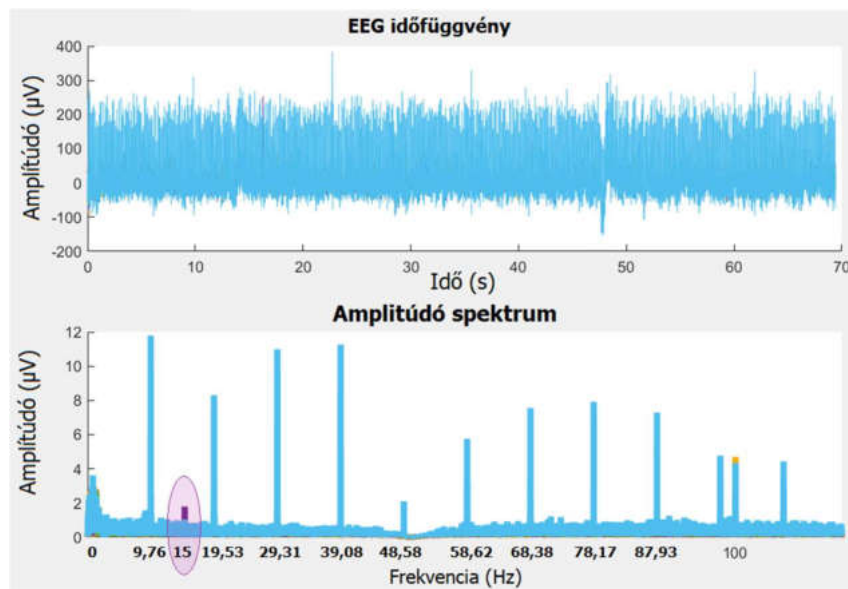
35. ábra: Rugalmas SSVEP fejpánt által megfigyelhető agyterületek. [48]

8.1.1 Fejpánt tesztelésekor felmerült tervezési hiba

Az elkészült fejpántot SSVEP (Steady State Visually Evoked Potential) kiváltott agyi válaszreakcióval teszteltem, mely az elsődleges látókéreg gerjesztésre adott válaszában alapul. [49] [4] A kísérlet során a nyakszirti lebeny felé felhelyezett fejpánt az elsődleges látókéreg (O1, O2) feletti elektródapozíciókban vizsgálta a 15 Hz-es gerjesztőingerre adott választ.

A SSVEP a retinára érkező periodikus gerjesztő fényinger hatására, amely 3.5-75 Hz közötti frekvenciájú lehet. [4] A gerjesztő fényforrás periódusidejével megegyező kiváltott agyi válaszreakció. Leginkább a 10 Hz körüli gerjesztésre váltódik ki a legnagyobb amplitúdóval. [50] Kísérleteim során gerjesztő jelnek egy LED panelt használtam, melyet függvénygenerátorral vezéreltem. Ennek előnye, hogy a pontos frekvencia beállítást és intenzív inger létrehozását tette lehetővé. A mért jelet egy az utófeldolgozás során a hálózati frekvencia 50 Hz-es jel komponensét eltávolítottam. Az adatok feldolgozásához a Lab Streaming Layer [51] és MATLAB szoftverkörnyezetet használtam. A kísérletet több gerjesztő frekvencia használatával is elvégeztem.

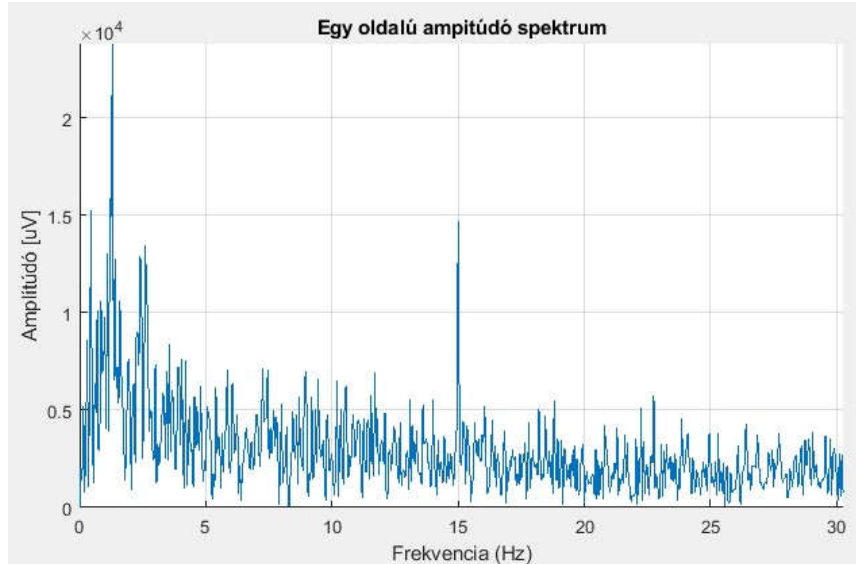
SSVEP-vel való tesztelés alatt fejpánt (34. ábra) nagy amplitúdójú periodikus 9,76 Hz-es zajt mért. (36. ábra) Az alábbi ábrán egy 70 másodperc SSVEP mérés kimenete látható. Felül a mért EEG-jel időtartományban-, alul a jel egyoldalú amplitúdó spektruma látható. A mérést 250 Hz-es mintavételi frekvenciával mintavételeztem.



36. ábra: SSVEP mérés idő és amplitúdó spektruma.

Lila szín: kiváltott SSVEP agyi válaszreakció (hasznos jelkomponens).
Kék szín: EEG mérés során keletkezett periodikus zaj és felharmonikusai.

A fenti ábrán (36. ábra) lilával látható, hogy a mérni kívánt SSVEP 15 Hz-es frekvencia komponens 1,79 μV -os amplitúdóval jelenik meg azonban a periodikus 9,76 Hz-es zaj több felharmonikusa is 11 μV -os amplitúdóval adódik hozzá a hasznos jelhez. Korábbi fejpánt prototípusnál (32. ábra) a most látott zaj nem jelent meg. (37. ábra)



37. ábra: Korábbi fejpánt prototípus SSVEP tesztelése 15 Hz-el villogó LED fényforrással.

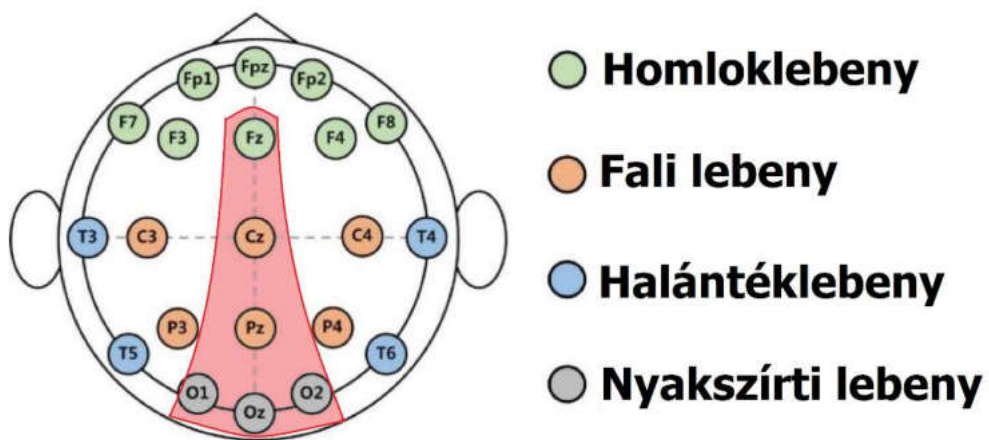
Méréseim és kísérleteim igazolták, hogy az újonnan megjelent zaj oka, hogy az áramköri panel túl közel van az elektródákhoz. Az elektródák antennaként viselkednek, bevezetik a sugárzott az áramkör által kibocsájtott elektromágneses hullámokat. Ezt a bemeneti differenciál erősítő felerősít majd az analóg-digitális átalakító érzékeli. Több árnyékolási mód kipróbálása után a legjobb megoldásnak az bizonyult, ha az áramköri panelt az elektródáktól 15 cm-re távolabb helyeztem.

8.2 Rugalmas P300 fejpánt

Az előző fejpánt erősségeit: a stabilitást, jó elektróda kontaktust, kényelmes testre szabhatóságot megőrző, ugyanakkor az SSVEP fejpánt hátrányát a P300 mérésre való alkalmatlanságot kiküszöbölő fejpántot terveztem. Fontos szempont volt, hogy mindenképp felhasználóbarát legyen a fejpánt és megfelelő stabilitással rendelkezzen. Ugyanakkor törekedtem legegyszerűbb kialakításra. (38. ábra, 40. ábra)



38. ábra: Rugalmas P300 fejpánt felhelyezése.



39. ábra: fejpánt által megfigyelhető agyterületek. [4]



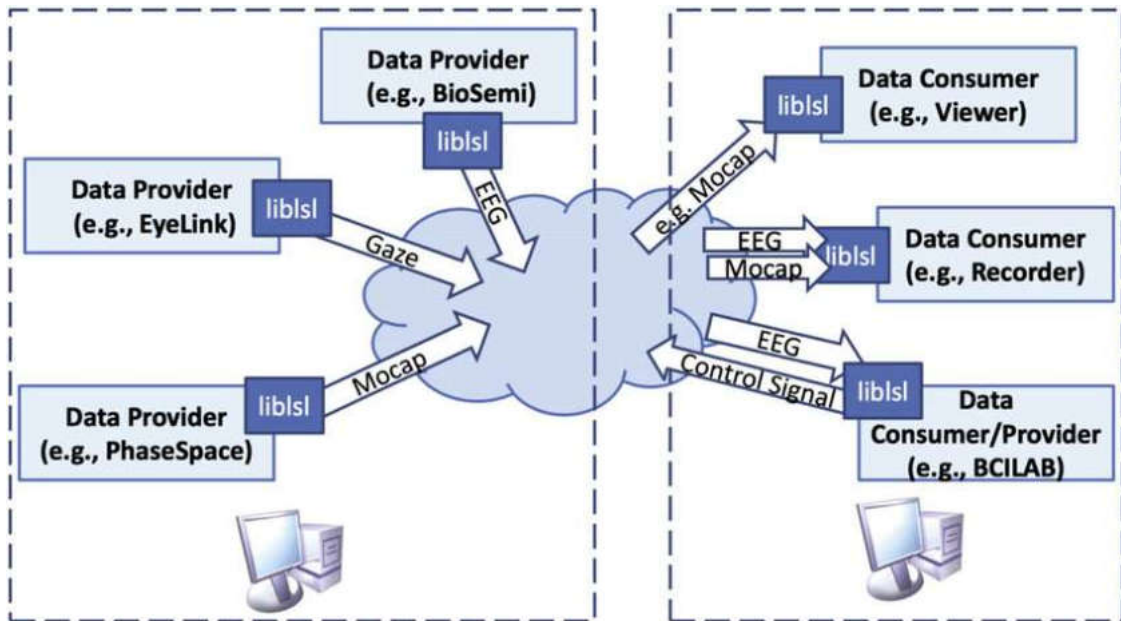
40. ábra: Rugalmas P300 fejpánt.
Három darab állítható lecsatolható elektróda tartóval.

A rugalmas P300 fejpánt mérete állítható, rugalmas anyaga felveszi a fej körvonalát. Három különálló fokozatmentesen állítható elektróda típusal rendelkezik. Eltérő elektródatartók variálhatóak, többféle mérési elrendezést is lehetővé tesznek. Az elektródákat a fej hosszanti középvonala felett helyezhetjük el ezért kiválóan alkalmas P300 mérések megvalósításához. De akár SSVEP mérésre is használható a szélesebb merevített ugyanakkor rugalmas elektródatartóival.

Ahogy az korábban már kifejtettem a P300 egy döntési mechanizmussal összefüggő kiváltott agyi válaszreakció. Kiváltására legtöbbször az kakukktojás paradigmát használják, ennek során az alanyak egy célingert kell detektálnia. Legtöbbször egy ismétlődő hangot vagy vizuális ingeret lát, melyet véletlenszerűen felvált egy eltérő inger a célingert. Az alanyak döntést kell hoznia, hogy a célingert ingeret látta-e vagy hallotta. Elnevezésének oka, hogy az ingerből számított 300 ms-os csúccsal késleltetéssel egy pozitív hullám jelenik meg az EEG jelben. [44]

9 Lab Streaming Layer alkalmazása

Lab Streaming Layer (LSL) egy szabványos, több nagy gyártó által támogatott kommunikációs réteg, amely a különböző forrásokból (műszerekből, eszközökből) származó mérési eredmények gyors és egyszerű közel valós idejű megosztását teszi lehetővé a hálózaton TCP/IP alapon. Széleskörű több gyártó általi támogatása miatt egyszerűsíti a fejlesztést. (41. ábra)



41. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [52]

A Lab Streaming Layer-t integráltam a meglévő szoftverkörnyezetbe, ezáltal az adatelemző programok egyszerűen a többi gyártó által is használt egységes módon fogadhatják a küldött adatokat.

Az EEG fejpánt által küldött adatokat a lokális hálózaton keresztül továbbítja a számítógépen futó szoftver, így azt a hálózatra kapcsolt bármely gép fogadni tudja.

10 Kísérlet P300-as ERP komponens mérésére

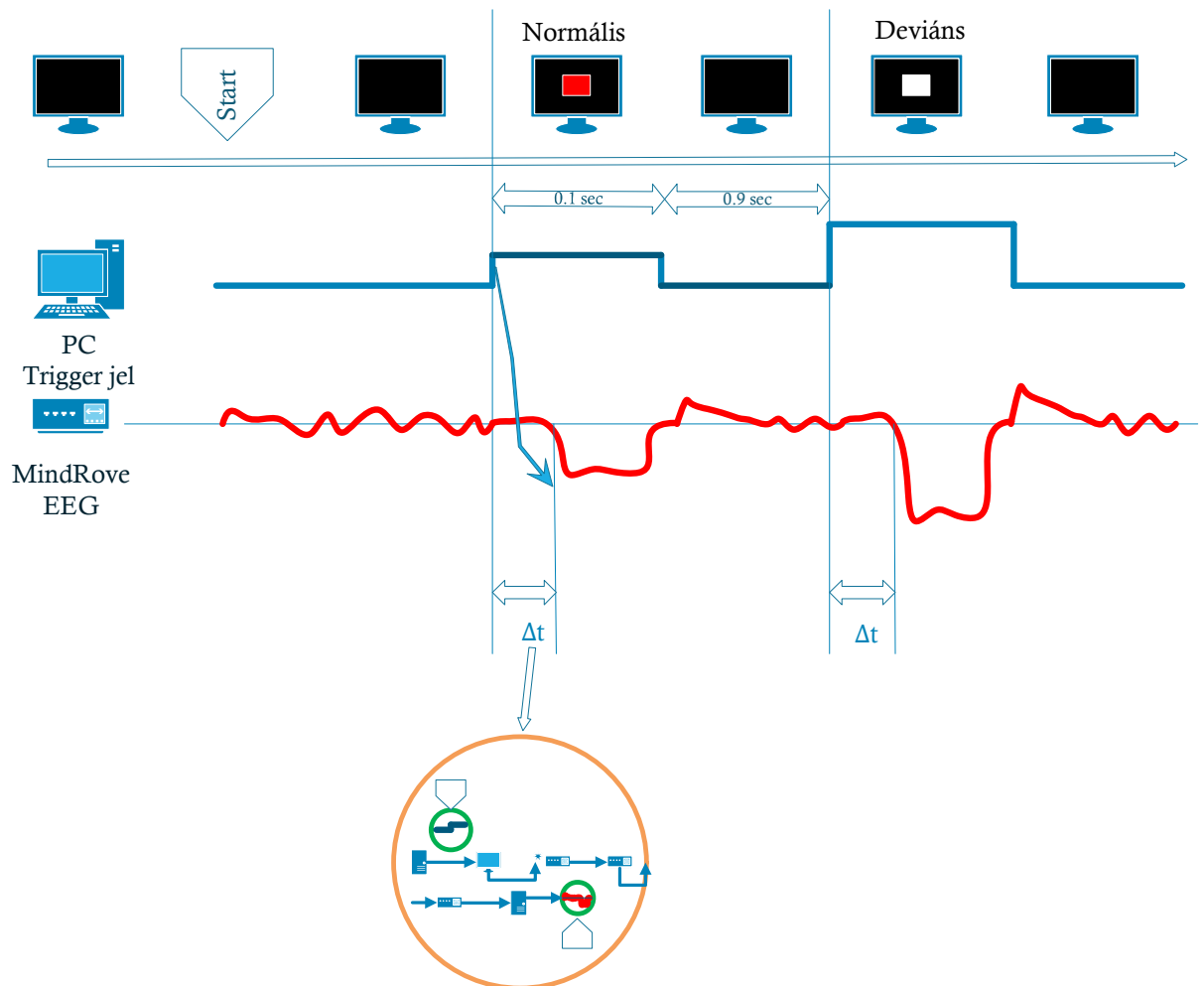
A kutatás-fejlesztési munka során korábban feladatomban volt az általam választott kakukktójás paradigmát megvalósító funkció megalkotása és integrálása a meglévő szoftverkörnyezetbe, valamint a választott ERP komponens méréséhez használható elemző környezet létrehozása a koncepció tesztelésére. Ezeket korábbi változatait az előző OTDK dolgozatomban bemutattam [53], és az ott ismertetett tervem szerint folytattam fejlesztést és a 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 akkor az alábbi két fő tényezőben kerestem: biológia műtermékek, illetve technikai műtermékek által okozott zavar. Jelenlegi fejlesztéseimnek köszönhetően korábbi műtermékek kiküszöbölésére adott megoldásaimon változtatni tudtam.

- Biológiai műtermékek kiküszöbölésére korábban a kakukktójás 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 ± 100 ms-os intervallumok hozzáadásával csökkentettem. Az általam tovább fejlesztett fejpánt tesztelésekor a fenti biológiai műtermék kiküszöbölő módszert is vizsgáltam méréseim szerint az említett módszerek elhagyhatóvá váltak. 1000 ms-os periódus idővel, alfa hullám csökkentése nélkül is mérőképes maradt az eszköz. A lerövidített méréssel a pihenő idő is elhagyhatóvá vált.

- Technikai műtermék: csökkentésére korábban három fő kiváltó okot vizsgáltam: az érzékelt gerjesztő jel és a vett jel időbeli eltolódását, a megfelelő bőrkontaktus változásából eredő zajt és az elektródák vezetékére rakódott zajt. A megfelelő kontaktus létrehozásához korábban Abralyt HiCl 10% vezető gélt alkalmaztam. A vezető gélt az általam fejlesztett elektródákat használva jelen méréseim során a kutatócsoport által preferált rosszabb vezetőképességű NaCl oldatra cseréltem. A bőrkontaktus változását az elektródára szerelt nedvesítő szivaccsal csökkentettem. A gerjesztő jel és a vett jel időbeli eltolódását az azóta végzett jelentős mértékű fejlesztések miatt jelen munkám során is vizsgáltam. Az elektródák vezetékére rakódott zajt jelen dolgozatomban is vizsgáltam. A hasznos jel kiemelésére az elektródán vett hasznos jelet egy előerősítő kapcsolat használatával terveztem növelni. Az általam megvalósított áramkör beépítésére, azonban nem volt szükség.

10.1 Egyszerűsített agymodell eredményei

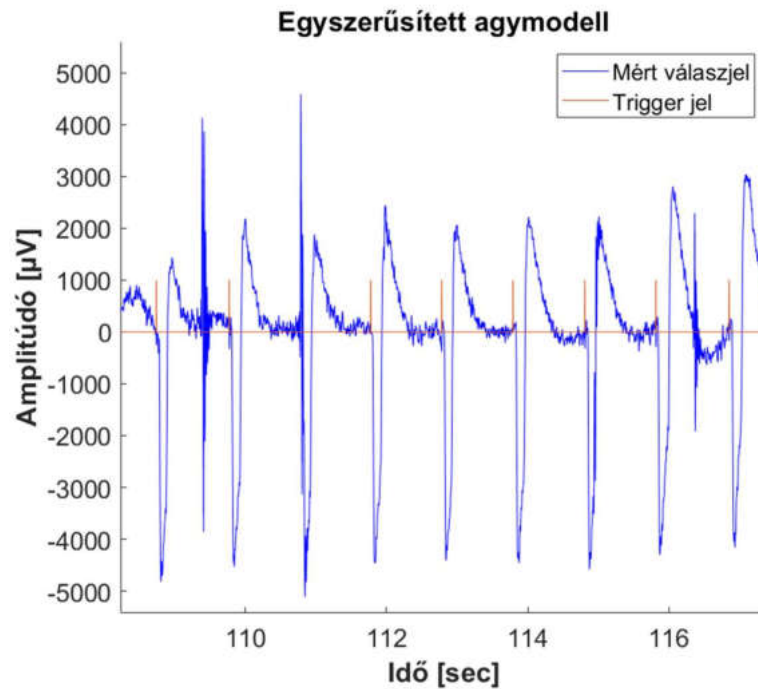
Korábban a sikertelen P300 méréseket okozhatta az változó Δt idő, ami a fejpánt által küldött EEG jel és a generált trigger jel között eltelt idő. Amennyiben ez az időkülönbség nem állandó a teljes mérés során előfordulhat, hogy az adatfeldolgozó algoritmus nem a hasznos jeleket emeli ki. Hanem épp ellenkezőleg, összemosta azokat. Ezáltal a jel-zaj viszony jelentősen romolhat. (45. ábra) A késleltetés (Δt) mértékének változása jelentős jel-zaj viszony romlást okozott a korábbi P300 kísérleteimnél. Munkám során a kiváltó ingert létrehozó és az adatfeldolgozást végző programot is nagy mértékben módosítottam. Valamint a kutatócsoport tagjai több jelentős fejlesztést is végrehajtottak a fejpánton. Ezért az egyszerűsített agymoddellel kontrollált körülmények között újra elvégeztem a késleltetés vizsgálatot. Az alábbiakban röviden ismertetem a korábbi és a jelenlegi eredményeket.



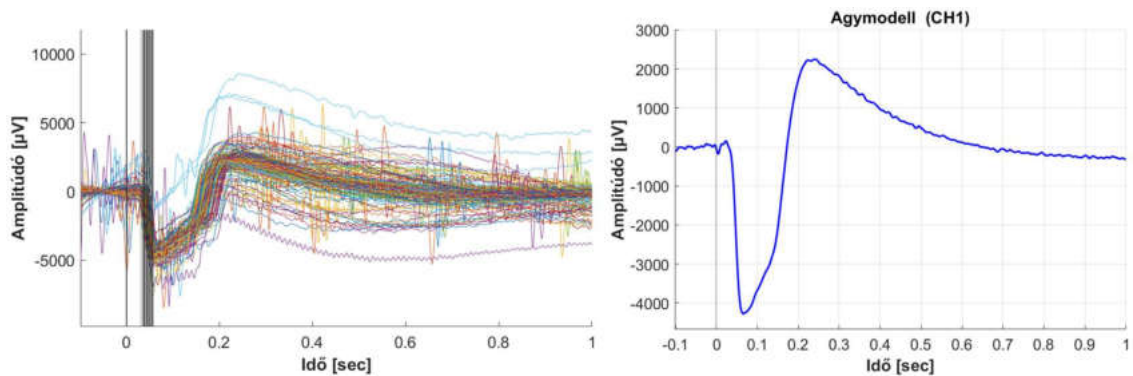
42. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített kakukktojás paradigma, valamint a trigger és a kapott EEG jel között eltelt idő

EEG jelből az adatfeldolgozás során a többi kiváltott agyi válaszreakcióhoz hasonlóan P300 ERP hullámok több minta átlagolásával szűrhetők ki jeleníthetők meg és detektálhatók legegyszerűbben.

A mért EEG jelet (43. ábra) mintákra daraboljuk: a trigger jel felfutó éléhez viszonyított $[-0,1 \text{ mp} - 1 \text{ pm}]$ -es időintervallumban lévő EEG jelet tekintjük egy mintának. A mintákat ezután átlagoljuk.



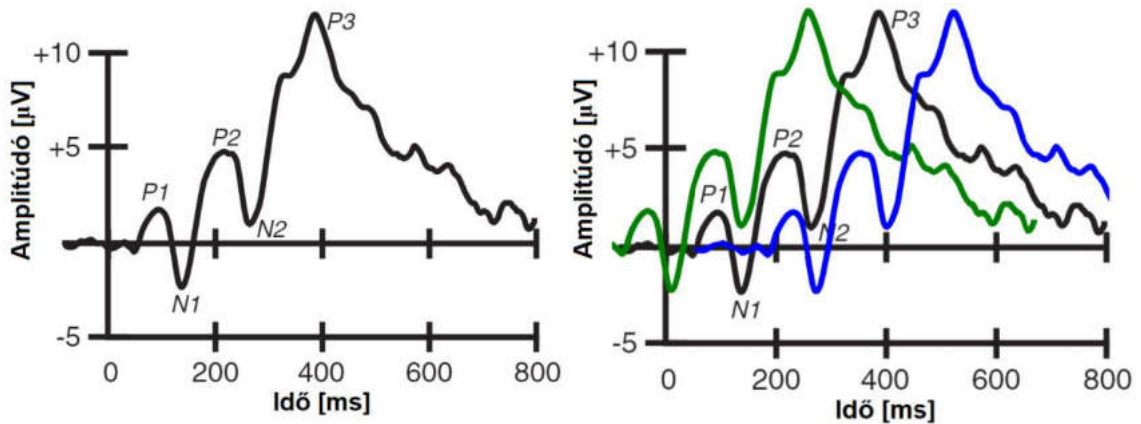
43. ábra: Agymodell gerjesztésre adott válaszjele. Piros a trigger jel, kék a CH1-es bemenetére kapcsolt fotodióda.



44. ábra: Agymodell gerjesztésre adott válaszjelek minták darabolása és a jel szűrése után, fekete vonalak az egyes Δt késleltetéseket jelölik (bal oldal). További adatfeldolgozás után a minták átlagolása után kapott eredmény (jobb oldal).

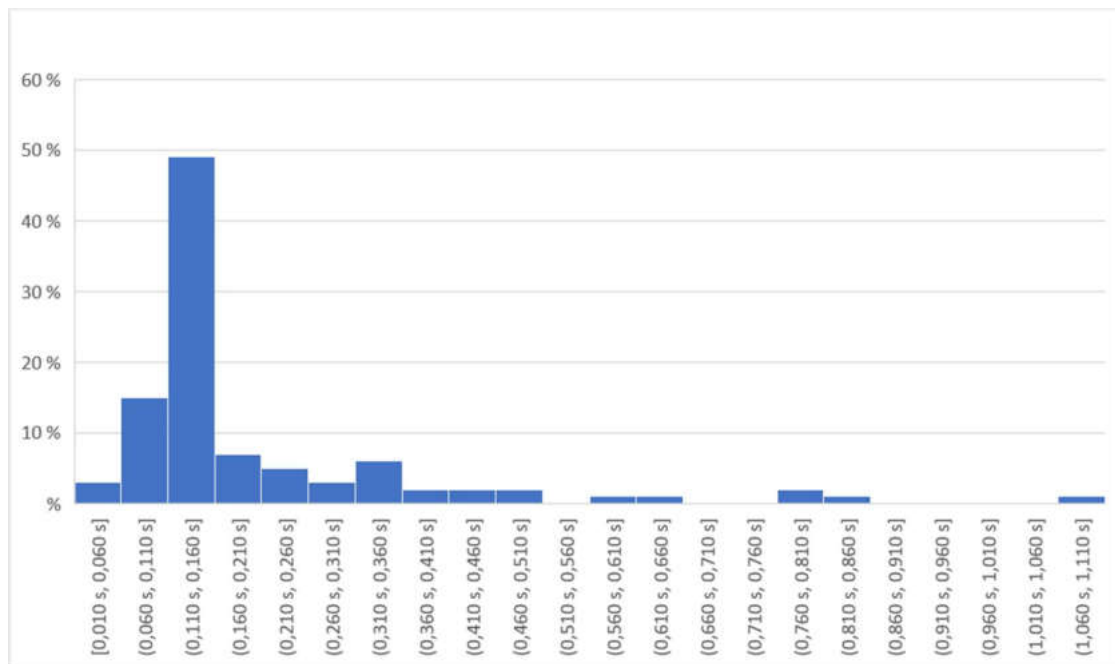
10.1.1 Kapott eredmény értelmezése

A minták átlagolása után kapott grafikonon (44. ábra) látható átlagolt jel ahogy korábban is hűen visszaadja a várt látott jelalakot. Azonban, ha az egyes mintákat nézzük, akkor az egyes esetben a gerjesztésre adott válaszok korábban jól láthatóan késtek a trigger jelhez képest. (46. ábra) Ez rontja a P300 detektálását, mivel a jel elcsúszásakor a minták átlagolása után hasznos jel eltűnhet.



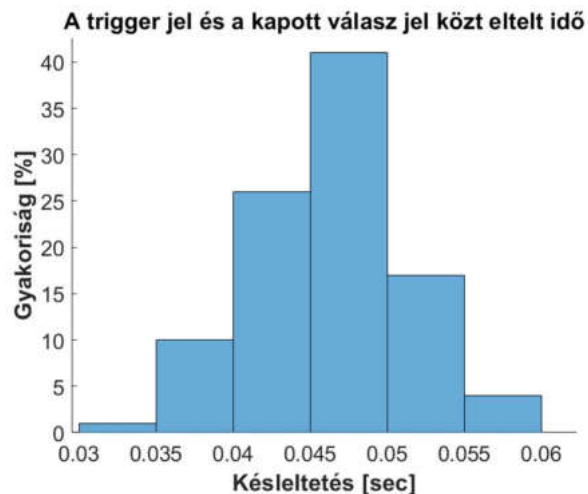
45. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [4] [56], jobb oldali ábrán több időben elcsúszott minta.

A kellő jel-zaj viszony eléréséhez a gerjesztésre adott válaszoknak a leggyakoribb késleltetéshez képest legfeljebb 100 ms nagyságú időablakban kell elhelyezkedniük. (45 ábra)



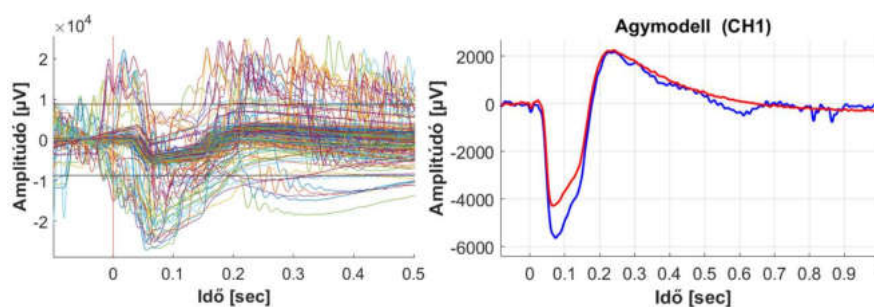
46. ábra: A trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintáinként. (Korábbi vizsgálat eredménye.)

Korábbi vizsgálataim eredménye alapján látható, hogy az egyes Δt késleltetések a leggyakrabban a 0,110-0,160 másodperces közel 50 ms széles időablakban helyezkednek el. (46. ábra) Ami megfelel az előzetesen megfogalmazott 100 ms-os követelménynek. Azonban igen jelentős jelzajviszony romlást okoz. Ekkor az EEG jel a feldolgozás során hasznos jel tűnik el. Különösen, hogy mutatkoztak jelentős eltérések az ideális intervallumhoz képest. Valós körülmények között ez a jelzajviszony további csökkenésével együtt már a mérés sikertelenségét okozza.



47. ábra: Agymodell válasza és a gerjesztésre adott válaszjel között eltelt Δt késleltetések gyakorisága fejlesztések után.

Az EEG fejpánt firmware-jét és a kliens szoftvert is a kutatócsoport jelentősen tovább fejlesztette a korábbi agymodellel végzett vizsgálatimhoz képest mely programba integráltam az általam fejlesztett P300 modult. Ennek a munkának az eredménye látható a fenti ábrán. (47. ábra) A korábbi 50 ms-os leggyakoribb Δt időablak hozzávetőlegesen 5 ms-os időablakká rövidült. Továbbá jelentős előrelépés, hogy a minták összessége tudta tartani a 30 ms-os időintervallumot. Mindenképp meg kell jegyezni, hogy az adatfeldolgozás közben ahogy a P300 mérésnél is zajszűrést hajtottam végre, ami javított a bemutatott eredményen. A zajjal erősen terhelt, az átlagosnál kétszer nagyobb amplitúdójú mintákat eltávolítottam. A zajszűrés okozta információvesztésről külön megvizsgálva nem volt jelentős mértékű.



48. ábra: Szűretlen minták szemafor ábrája szűrőhatárral. (bal oldali kép). Szűretlen (kék) és szűrt (piros) minták átlagának összehasonlítása (jobb oldali kép).

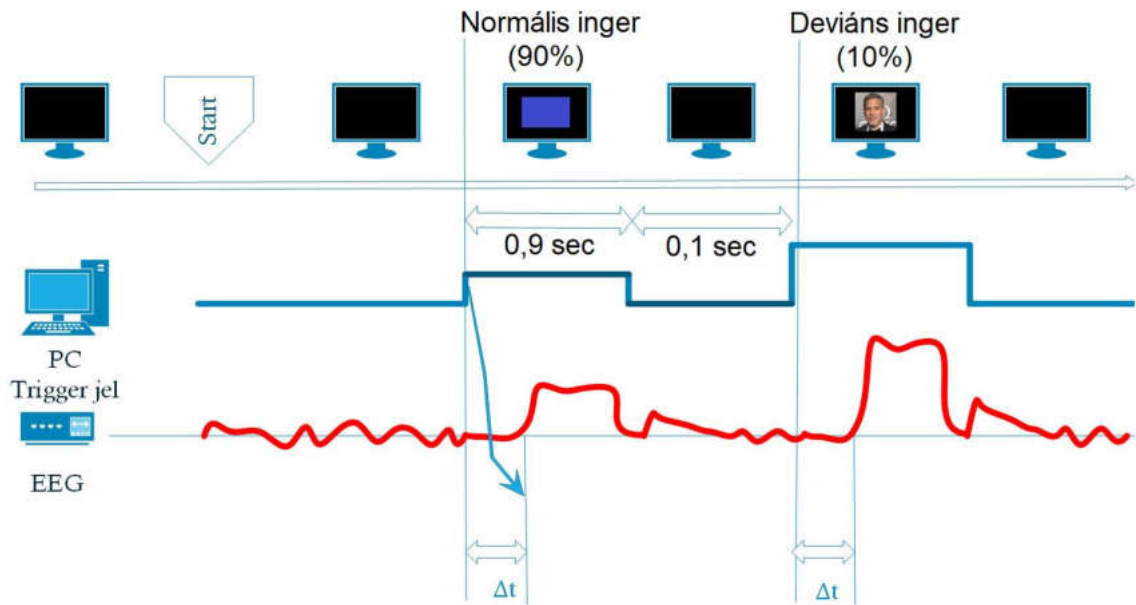
11 P300 kiváltott agyi potenciálváltozás mérése

Az alany a kísérlet során nyugalmi ülő testhelyzetben helyezkedik el, feje a 15"-os monitortól 40-50 cm távolságban volt. Feladata a képernyőn megjelenő deviáns ingerek számolása volt. A felhasznált kakukktójtás paradigmát a 49. ábra szemlélteti. A deviáns ingerek megjelenési valószínűségét a korábban bemutatott $P_d=0,2$ -ről $P_d=0,1$ -re ettől a P300 amplitúdójának növekedését vártam. Normális ingerek valószínűsége $P_n=0,9$.

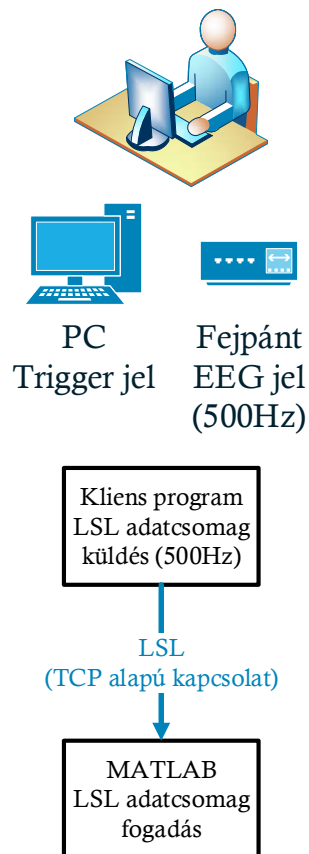
A kísérlet során az általam elkészített rugalmas P300 fejpántot használtam a Pz elektróda pontnál elhelyezett henger elektródával. Valamint a kutatócsoport által fejlesztett kliens programba integráltam az általam fejlesztett P300 modult. Az 500 Hz-es mintavételi frekvenciával mért EEG jeleket a kakukktójtás paradigmát megjelenítő kétirányú kommunikációt megvalósító kliensprogram fogadta UDP kapcsolaton keresztül. A kliensprogram az adatokat Lab Streaming Layer felhasználásával megosztottam a hálózaton. Az adatfolyam tárolását és utófeldolgozását MATLAB segítségével sikeresen teszteltem. Ezután a kliens programból exportált adatokkal dolgoztam az adatmentés egyszerűsítése okán. Az általam írt adatfeldolgozó szoftver az így exportált adatokra fel volt készítve. Azonban ezen adatok más szoftverbe (EEGLab) importálva tapasztalataim szerint kompatibilitási problémákat okoz melyre megoldás az LSL használata.

A mért jelet szoftveresen szűrtem 1-90 Hz-es hasznos jeltartományra. Az 1 Hz-es alsó frekvencia korlát a P300 esetében némi amplitúdó csökkenést okoz, valamint a kapott jelalak is torzulhat. [4] Ekkor ajánlott a 0,1 Hz vagy 0,5 Hz alsó frekvencia 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 ingerhez viszonyított [-0,1 ms – 1000 ms] -os időintervallumú mintákra daraboltam. Az inger típusa szerint (normális, deviáns) a mintákat szétválogatva tároltam.

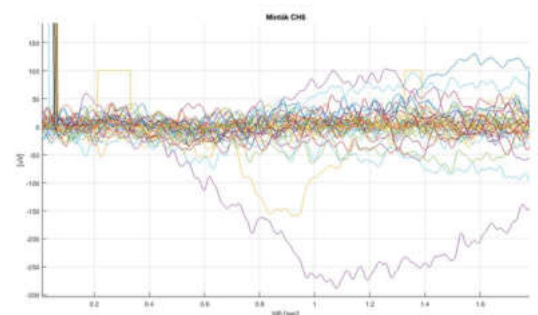
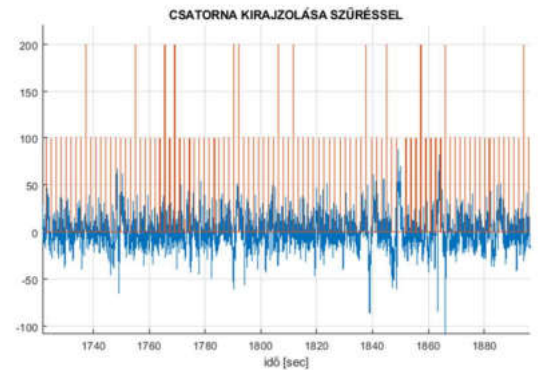
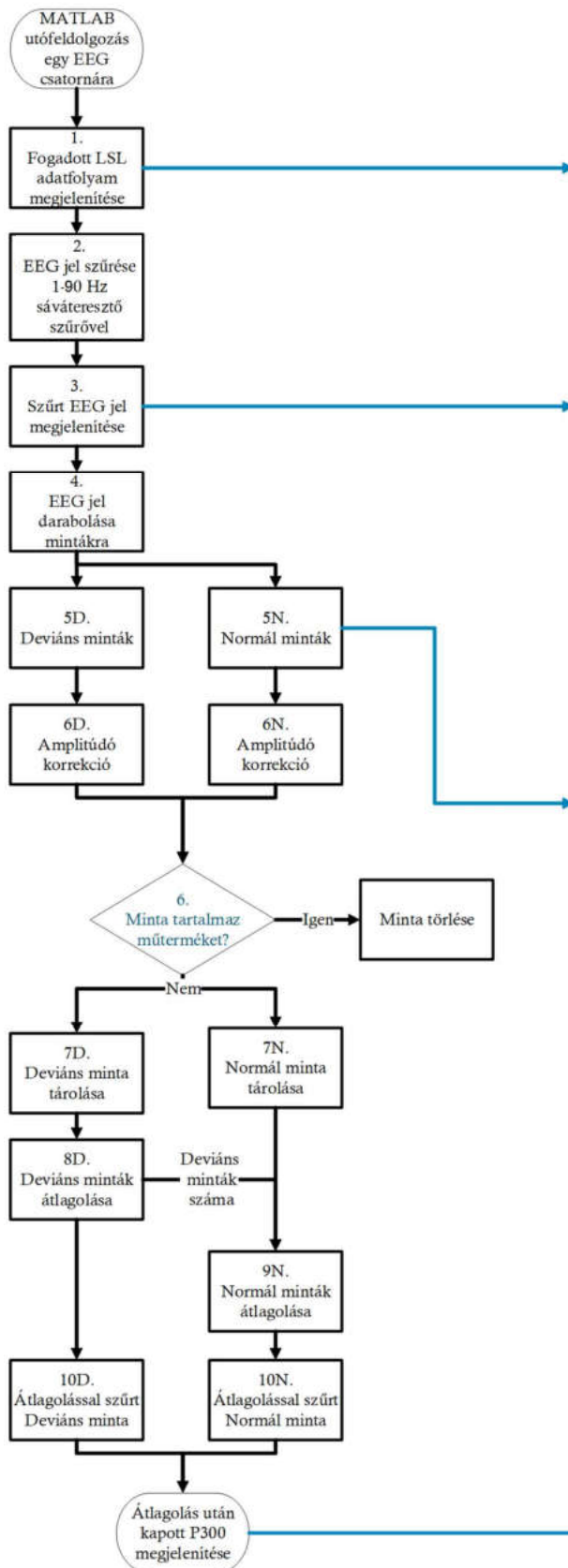
A kapott mintákon amplitúdó korrekciót végeztem, mely során az ingert jelző triggerjel előtti 100 ms-os időintervallum értékeinek átlagát használtam. A kapott korrigált mintákat műtermékekre szűrtem a mért jel amplitúdója alapján. A 100 μ V-nál nagyobb amplitúdójú műterméket tartalmazó mintát eltávolítottam. 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.



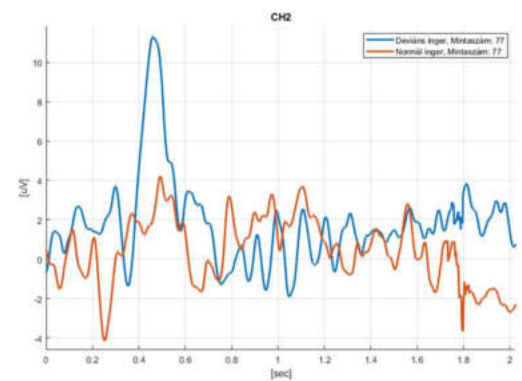
49. ábra: A P300 kiváltott agyi válaszreakció mérésére használt Kakukktójás paradigma sematikus ábrája a Lab Streaming Layer által továbbított jelekkel.



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



Az ábrán egy Deviáns minta látható, nagy amplitúdójú műtermékkal

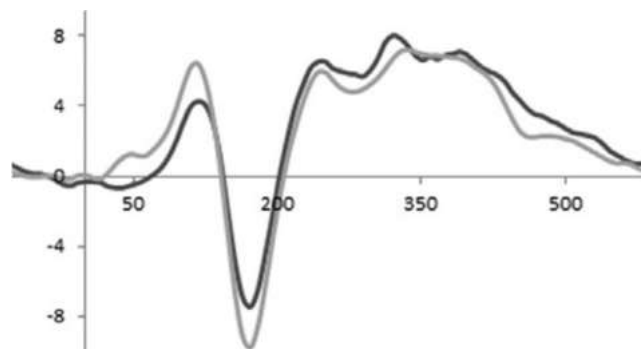


51. ábra: P300 kísérlet, adatok az feldolgozásának menete. 2/2

11.1 Mérés eredmények értékelése

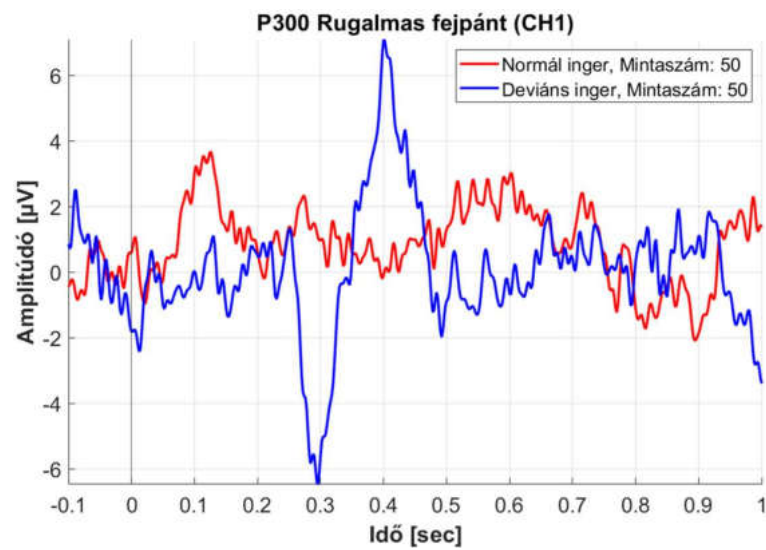
A mérés során az eredmények általánosan a várakozásaimnak megfelelően alakultak. Az korábbi munkámban bemutatott P300 mérés eredményeivel összevetve általánosan romlott az adatok kiértékelése után kapott eredmény. Azonban korábban bemutatott jel-zaj viszonyt rontó módosítások: (vezető gél NaCl oldatra cserélése, rövidebb mérési idő ezáltal általánosan fele mennyiségű mintaszám, alfa hullám korrekció elhagyása). Valamint a jel-zaj javító módosítások: (új elektródák és fejpánt, szoftveres fejlesztéseknek köszönhető stabil Δt késleltetés). Együttesen fejtik ki a hatásukat ezáltal általánosan mindenképp pozitív eredmény született. A fejlesztések igazolták várt a jel-zaj viszony javulást.

Négy alanyál egyértelműen megfigyelhető volt a mérni kívánt P300 válaszreakció. Egy alanyánál nem születtek értékelhető eredmények, valamint egy alanyánál a P300 helyett meglátásom az emberi arcra látványára kivágódó N170-es válaszreakció volt mérhető. Bár lokálisan eltérő helyen többek között a P7, P8 elektróda pozíciókon szokás mérni [57] mégis a jelalak erre enged következtetni. Az eltérő ingerek hatására létrejövő potenciálváltozások egyszerre jelennek meg. A mérési eredményeket vizsgálva máshol is feltételezhető a P300 deviáns ingereként használt N170 kiváltott agyi válaszreakció hatása. Következtetésemet érdemes további vizsgálatokkal alátámasztani.

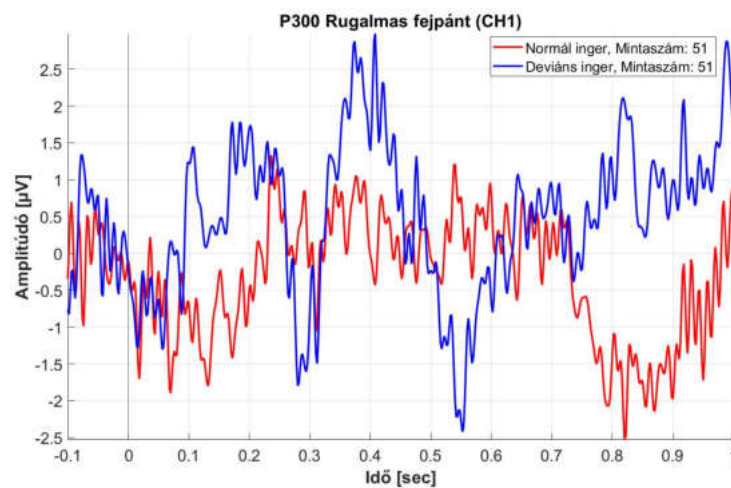


52. ábra: N170 kiváltott agyi válaszreakció. [57]

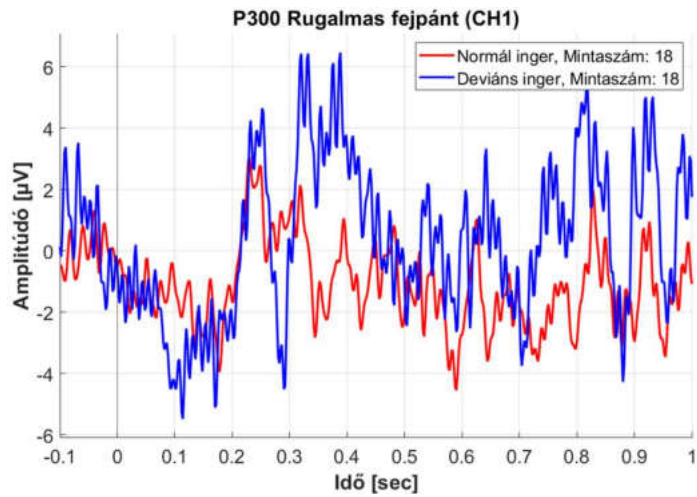
11.2 Mérési eredmények



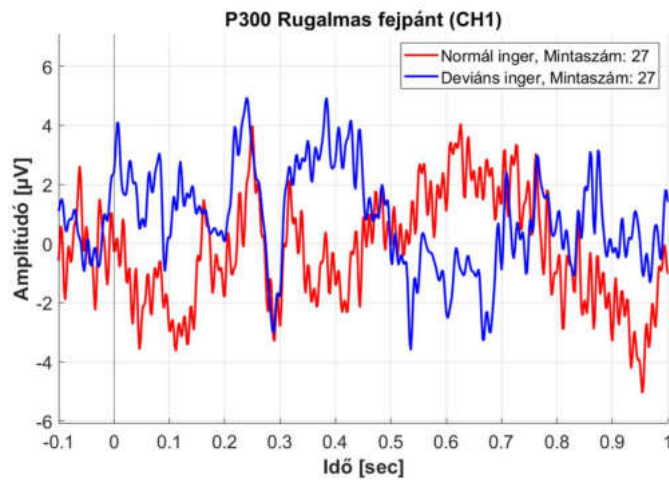
53. ábra: Alany 02/1: 30 év körüli férfi, rövid haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 kΩ.



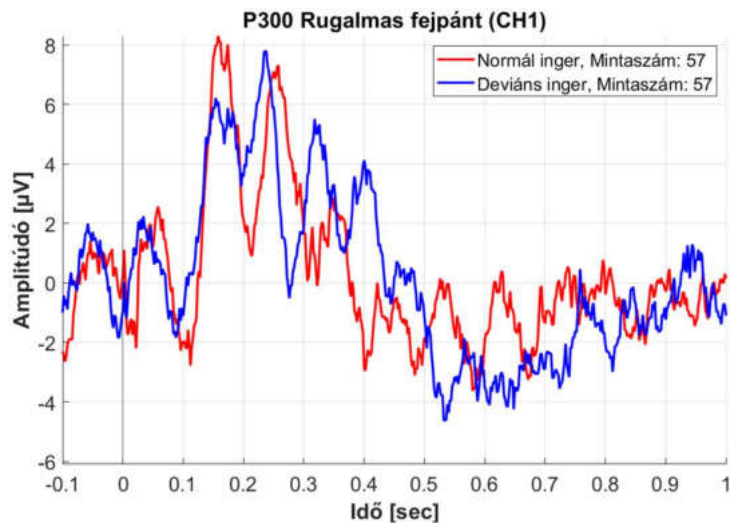
54. ábra: Alany 02/2: 30 év körüli férfi, rövid haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 30 kΩ.



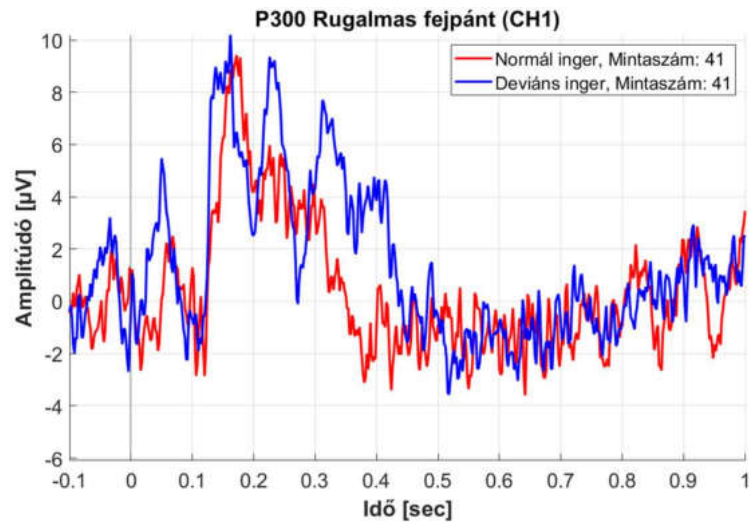
55. ábra: Alany 03/1: 25 év körüli férfi, rövid haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 17 k Ω .



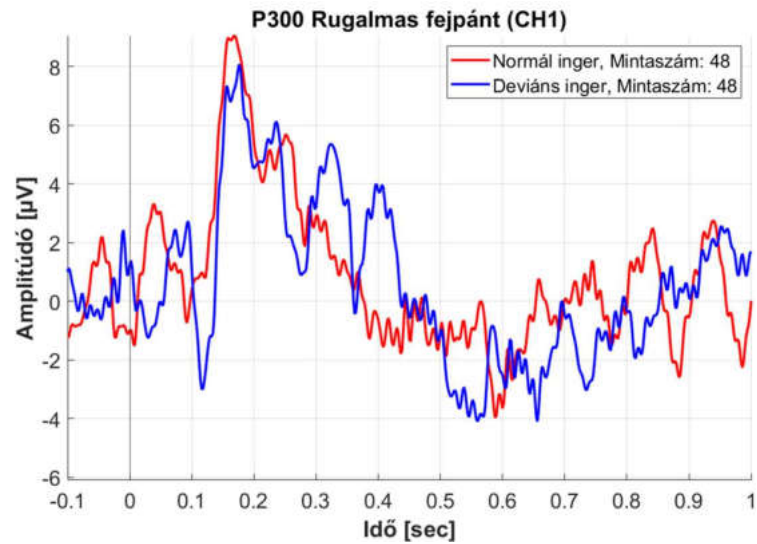
56. ábra: Alany 03/2: 25 év körüli férfi, rövid haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 18 k Ω .



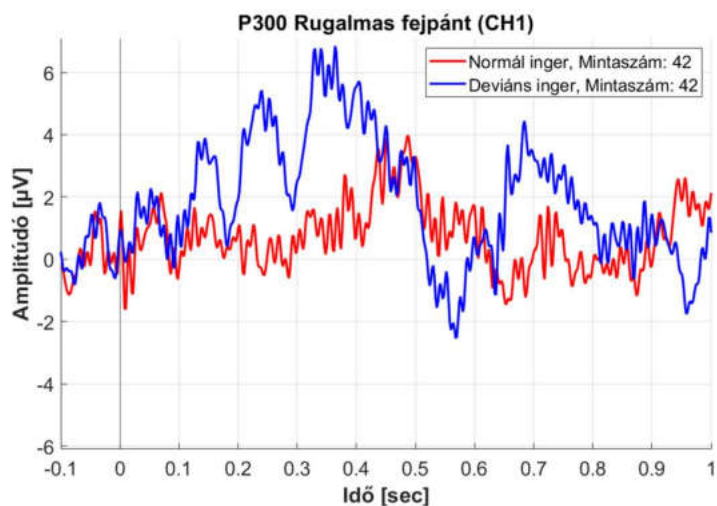
57. ábra: Alany 04/1: 15 év körüli nő, hosszú haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 k Ω .



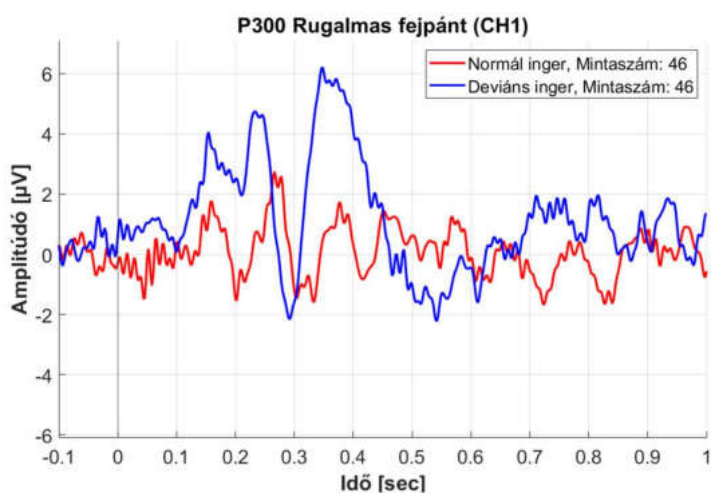
58. ábra: Alany 04/2: 15 év körüli nő, hosszú haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 25 kΩ.



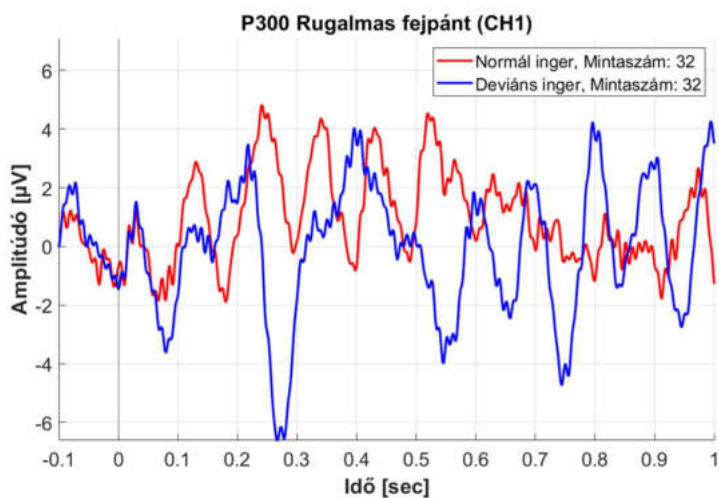
59. ábra: Alany 04/3: év körüli nő, hosszú haj.
CH1 bias elektódák között mért impedancia: 26 kΩ.



60. ábra: Alany 05/1: 25 év körüli férfi, rövid haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 31 k Ω .



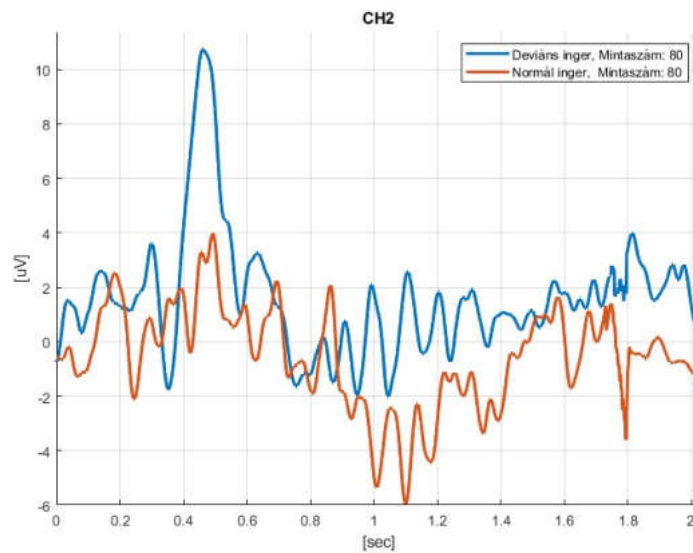
61. ábra: Alany 06/1: 30 év körüli férfi, rövid haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 k Ω .



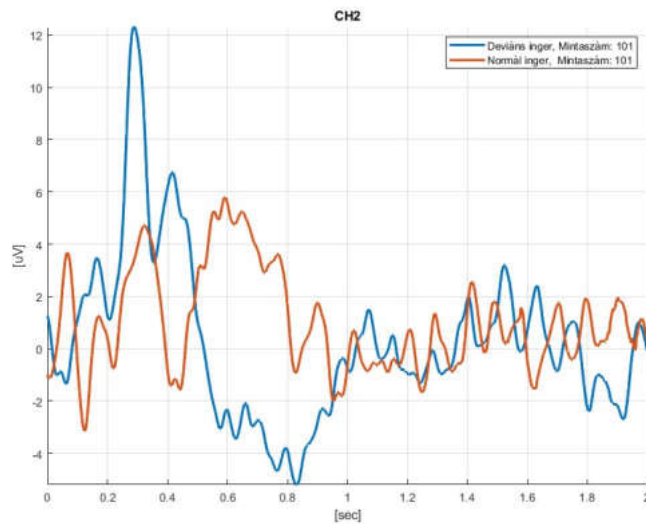
62. ábra: Alany 07/1: 45 év körüli nő, hosszú haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 26 k Ω .

11.3 Korábbi eredmények

Eredményeim könnyebb összehasonlítása érdekében két korábbi mérési eredményemet is közlöm. Ezen eredmények korábbi fejpánt és elektróda kialakítással születtek, a fontosabb eltéréseket korábban bemutattam.



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



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

12 Érzelmek felismerése

Munkám célja volt a P300-hoz hasonlóan az elkészült prototípust és szoftverkörnyezetet felhasználva megtervezni az érzelmek felismeréséhez 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 [32] [58] 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.

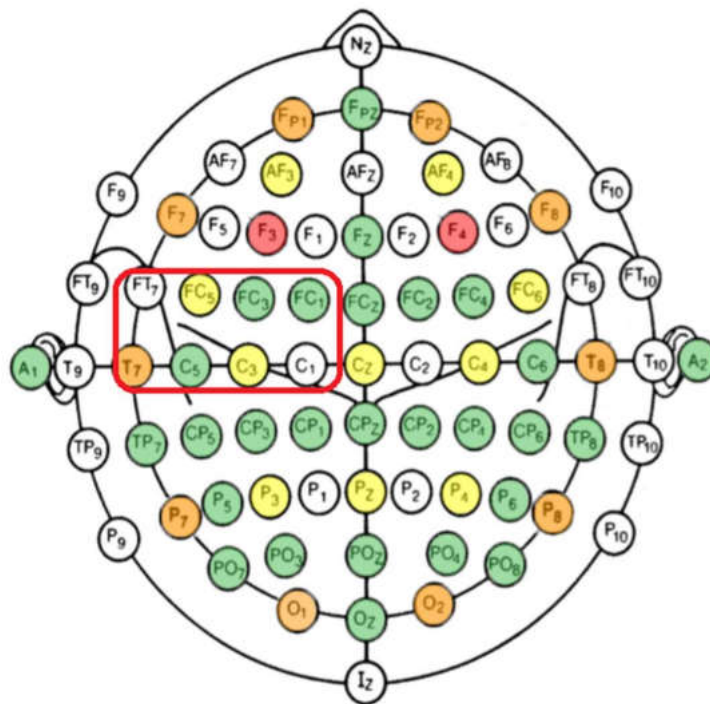
12.1 Érzelmek mérésének bemutatása

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. [33] [59] Valamint véleményem szerint kifejezetten érdekes egy játék történet mesélése közben, annak bizonyos pillanataiban mérni az érzelmek detektálásához használt referencia mintákat. [32] 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. [60]

Az adatbázis az alábbi kategóriákba sorolja filmrészleteket, melyek többsége több mint két perc hosszú: szórakoztató, harag, szomorú, szeretet, félelem, undor és semleges. Az adatbázisban található filmek angol és francia nyelvűek, ezért az alanyok kiválasztásánál a nyelvtudást szükséges figyelembe venni.

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. [60] 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.



65. 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 használatát alkalmaztam.

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 [61] 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) [62] 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 véletlenszerűen választva csak minden második alaphangulat mérésből származó adatot használtam fel.

A kiértékelés eredményeként az első alanynál algoritmus 79%-os pontossággal azonosította a haragot, 48%-os pontossággal a félelmet és 73%-os pontossággal az alaphangulatot. Az algoritmust az első alanytól jelentősen eltérő alanyon tovább teszteltem. Az algoritmus azonban második alanyál végzett kísérletnél már nem hozott értékelhető eredményt. A negatív eredmény a várakozásaimnak megfelelt, mivel célzottan választottam a második alanyt nembeli-, és a kifejezetten nagy 50 év korkülönbséggel. Melyek az érzelmek detektálásakor jelentősen befolyásoló tényezők.

Kezdeti eredmények így azonban véleményem szerint nem igazolják az érzelmek detektálásának sikerességét, több sikeres mérésre szükséges ennek eldöntésére. Meglátásom szerint az eddigi eredmény biztató, a megkezdett munkát mindenképp érdemes folytatni.

13 Fejlesztési lehetőségek áttekintése

1. P300 detektáló tanuló algoritmus létrehozása:

Jelenlegi munkám során nem tértem ki a P300-at detektáló algoritmusokra. Azonban a jövőben mindenképp célszerű akár az egyik kipróbált algoritmust például EEGNet-et implementálni.

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: (Elkészült)

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 fejlesztése: (Elkészült)

Jelenlegi dolgozatomban bemutatam 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 áttekintettem 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 áttekintettem 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 a kliens programba integráltam a kiváltó ingert megvalósító szoftvert, valamint az agy válaszreakcióját feldolgozó szoftvert, amelynek ellenőrzésére tesztkörnyezetet és ehhez kapcsolódóan a válaszreakciót szimuláló egyszerű modellt készítettem. Az általam bemutatott fejlesztések volumene alapján szükségesnek láttam a korábbi, a fejpánt működését ellenőrző mérések újonnan történő elvégzését, kapott eredmények összehasonlítását. A munkám során szerzett tapasztalataimat felhasználtam új fejpántok és elektródák megalkotására. Valamint fejlesztés alatt álló a hozzá tartozó szoftverkörnyezet fejlesztésére, a kapott eredmények alapján a javítások elvégzésére javaslatot tettem.

Jövőbeli célként a fejpánt további fejlesztését, elsődlegesen az érzelmek detektálását végző, majd az agy kakukktojás paradigma által kiváltott válaszreakcióját feldolgozó, azt kevés minta alapján is érzékeltetni képes program létrehozását és integrálását tűztem ki. Ehhez habár nélkülözhetetlenek további hardveres fejlesztések, véleményem szerint a fejpánt jelenlegi állapota már stabil alapot adhat. Ezen felül szofisztikáltabb műtermékeket detektáló, korrigáló, szűrő algoritmusok megvalósításával is jelenős javulás érhető el.

Készülék fejlesztésének célja főként az egészségügyi felhasználás. A tervünk az, hogy a jelenlegi orvosdiagnosztikai 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: Agy elektromos jelenségeihez kapcsolódó vizsgálatok áttekintése. [5].....	5
2. ábra: Neuron általános felépítése és működése. [6].....	6
3. ábra: Bal oldalon: serkentő poszt szinaptikus potenciálváltozás hatására létrejött dipólus egy piramis sejtjénél. Jobb oldalon: a piramissejteket is tartalmazó agykéreg metszete. A létrejövő dipólusok az agyterület szinkron aktivizálódásakor összegződnek és elektródák által mérhető elektromos teret hoznak létre. [7].....	7
4. ábra: Neuronok elektromos aktivitásakor létrejött dipólusok összegződnek. Létrejött dipólus elektromos terének érzékelése differenciál erősítővel. [10].....	8
5. ábra: 10-20-as elektróda elhelyezés a hajás fejbőrön. [9].....	10
6. ábra: Elektróák szabványos elnevezése pozíciójuk alapján törrténik.	11
7. ábra: Különböző elektróda típusok és azok ellenállás modelljei. [13]	12
8. ábra: Klasszikus túske elektróda.....	14
9. ábra: Kutatócsoport korábbi elektróda prototípusai.....	14
10. ábra: Jeong Su Lee és társai által készített aktív elektróda. [16] (a) Fordított ívű elektróda modellje. (b) A megvalósított aktív elektróda.....	15
11. ábra: Jeong Su Lee és társai által készített aktív elektróda. [16] (a) Felhelyezése hosszú egyenes hajnál. (b) Felhelyezése hosszú göndör hajnál.	15
12. ábra: Általam módosított fordított ívű, száraz EEG elektróda.....	16
13. ábra: Saját fejlesztésű henger elektróda modellje.....	17
14. ábra: Saját fejlesztésű henger elektróda szerkezete.	17
15. ábra: Gyártási időre optimalizált elektróda.....	18
16. ábra: Nedvesítő szivaccsal ellátott elektróda.	19
17. ábra: EEG mérésre használt differenciál erősítő, valamint a bemeneteire kapcsolt impedancia modellek [10].....	20
18. ábra: Bipoláris montázs elektódaelrendezés [18]	22
19. ábra: Referencia montázs elektóda elrendezés. [18].....	23
20. ábra: Virtuális referencia hibás használatának szemléltetése. A virtuális referencia elektróda kialakításában résztvevő elektródák megválasztása az eredményeket nagy mértékben befolyásolják. [13].....	23
21. 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. [19].....	25
22. ábra: Különböző EEG hullámok szemléltetése. [25].....	26
23. ábra: Különböző agyi ritmusok amplitudó eloszlása pozitív, semleges és negatív érzelmek hatására. [27]	28
24. ábra: Négy fő agyterület [31].....	29

25. ábra: Érzelmek meghatározásához gyakran alkalmazott egyszerűsített modell.	29
26. ábra Különböző elektóda elhelyezési mintázatok valamint a pozitív negatív, semleges érzelem felismerési arányai. [27].....	30
27. ábra: 99 cikkből összehasonlítása alapján az elektródák gyakorisága. Piros (>75%), Narancssárga (75%-50%), Sárga (50%-25%), Zöld (<25%) [28]	31
28. ábra: Kakukktojás paradigma, és az általa kiváltott P300 válaszreakció. [39].....	32
29. ábra:P300 amplitúdójának megváltozása alkoholbetegségben szenvedők esetén. [40]	33
30. ábra: Az ingert az agy a memóriában tárolt előző ingerrel összeveti. Attól függően, hogyan 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 [41] [42] [4]	33
31. ábra: P3a és P3b hullámok amplitúdója, eloszlása és késleltetése. [44].....	34
32. ábra: Korábban kiváltott agyi válaszreakciók mérésére használt fejpán.....	35
33. ábra: A fenti képen látható fejpánt prototípus a pirossal jelölt agyterületek megfigyelésére alkalmas. [48]	35
34. ábra: Rugalmas SSVEP fejpánt.	36
35. ábra: Rugalmas SSVEP fejpánt által megfigyelhető agyterületek. [48].....	36
36. ábra: SSVEP mérés idő és amplitúdó spektruma. Lila szín: kiváltott SSVEP agyi válaszreakció (hasznos jelkomponens). Kék szín: EEG mérés során keletkezett periodikus zaj és felharmonikusai.	37
37. ábra: Korábbi fejpánt prototípus SSVEP tesztelése 15 Hz-el villogó LED fényforrással.	38
38. ábra: Rugalmas P300 fejpánt felhelyezése.	39
39. ábra: fejpánt által megfigyelhető agyterületek. [4].....	39
40. ábra: Rugalmas P300 fejpánt. Három darab állítható lecsatolható elektróda tartóval.	40
41. ábra: Mérési adatok megosztása lokális hálózaton Lab Streaming Layerrel. [52] ...	41
42. ábra: Számítógép képernyőjén megjelenített kakukktojás paradigma, valamint a trigger és a kapott EEG jel között eltelt idő	43
43. ábra: Agymodell gerjesztésre adott válaszjele. Piros a trigger jel, kék a CH1-es bemenetére kapcsolt fotodióda.....	44
44. ábra: Agymodell gerjesztésre adott válaszjelek minták darabolása és a jel szűrése után, fekete vonalak az egyes Δt késleltetéseket jelölik (bal oldal). További adatfeldolgozás után a minták átlagolása után kapott eredmény (jobb oldal).	44
45. ábra: Bal oldali ábrán egy kiváltott P300 válasz [4] [56], jobb oldali ábrán több időben elcsúszott minta.	45
46. ábra: A trigger jel és a kapott válasz jel közt eltelt idő mintánkként. (Korábbi vizsgálat	

eredménye.).....	45
47. ábra: Agymodell válasza és a gerjesztésre adott válaszjel között eltelt Δt késleltetések gyakorisága fejlesztések után.....	46
48. ábra: Szűretlen minták szemafor ábrája szűrőhatárral. (bal oldali kép). Szűretlen (kék) és szűrt (piros) minták átlagának összehasonlítása (jobb oldali kép)...	46
49. ábra: A P300 kiváltott agyi válaszreakció mérésére használt Kakukktojás paradigma sematikus ábrája a Lab Streaming Layer által továbbított jelekkel.	48
50. ábra: P300 kísérlet, az adatok feldolgozásának menete. 2/1.....	48
51. ábra: P300 kísérlet, adatok az feldolgozásának menete. 2/2.....	49
52. ábra: N170 kiváltott agyi válaszreakció. [57].....	50
53. ábra: Alany 02/1: 30 év körüli férfi, rövid haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 k Ω	51
54. ábra: Alany 02/2: 30 év körüli férfi, rövid haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 30 k Ω	51
55. ábra: Alany 03/1: 25 év körüli férfi, rövid haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 17 k Ω	52
56. ábra: Alany 03/2: 25 év körüli férfi, rövid haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 18 k Ω	52
57. ábra: Alany 04/1: 15 év körüli nő, hosszú haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 k Ω	52
58. ábra: Alany 04/2: 15 év körüli nő, hosszú haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 25 k Ω	53
59. ábra: Alany 04/3: év körüli nő, hosszú haj. CH1 bias elektódák között mért impedancia: 26 k Ω	53
60. ábra: Alany 05/1: 25 év körüli férfi, rövid haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 31 k Ω	54
61. ábra: Alany 06/1: 30 év körüli férfi, rövid haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 28 k Ω	54
62. ábra: Alany 07/1: 45 év körüli nő, hosszú haj, CH1 bias elektódák között mért impedancia: 26 k Ω	54
63. ábra: P300: 24 éves férfi, Pz elektróda	55
64. ábra: 50 év körüli nő Pz elektróda 2. mérés.....	55
65. ábra: Érzelmek mérése során mért terület.....	57
1. táblázat: Korábbi elektródák jellemzése	13
2. táblázat: Elektródatípusok összehasonlítása.	19
3. táblázat: Fontosabb EEG hullámok és tulajdonságaik összefoglalása.....	27

16 Irodalomjegyzék

- [1] A. Zátanyi, G. Orbán, R. Modi, G. Márton, D. Meszéna, I. Ulbert, A. Pongrácz, M. Ecker, A. Joshi-Imre és Z. Fekete, „A softening laminar electrode for recording single unit activity from the rat hippocampus,” *Scientific Reports*, %1. szám9, p. 2321, 2019.
- [2] B. Burle, L. Spieser, C. Roger, L. Casini, T. Hasbroucq and F. Vidal, “Spatial and temporal resolutions of EEG: Is it really black and white? A scalp current density view,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 3, no. 97, pp. 210-220, 2015.
- [3] J. Parvizi and S. Kastner, “Human Intracranial EEG: Promises and Limitations,” *Nature Neuroscience*, vol. 4, no. 21, pp. 474-483, 2018.
- [4] S. J. Luck, *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*, Massachusetts Institute of Technology, 2014.
- [5] T. Ros, B. J. Baars, R. Lanius és P. Vuilleumier, „Tuning pathological brain oscillations with neurofeedback: A systems neuroscience framework,” *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. szám December, p. 1008, 2014.
- [6] D. Dr. Sztahó, „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.].
- [7] B. Farnsworth, “EEG (Electroencephalography): The Complete Pocket Guide,” 27. augusztus 2019. [Online]. Available: <https://imotions.com/blog/eeg/>. [Accessed április 2020.].
- [8] A. Fonyó, *Az orvosi élettan tankönyve*, Budapest: Medicina könyvkiadó Zrt., 2014.
- [9] H. Ábrahám, P. Ács, M. Albu, I. Bajnóczky, I. Balás, A. Benkő, B. Birkás, L. Bors, B. Botz, Á. Csathó, P. Cséplő, V. Csernus, K. Dorn, E. Ezer, J. Farkas, S. Fekete és Á. Feldmann, „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. [Hozzáférés dátuma: 20. szeptember 2019.].
- [10] M. A. Lopez-Gordo and D. Sanchez-Morillo, “Dry EEG Electrodes,” *Sensors*, pp. 12847-12870, 14. július 2014.
- [11] S. Vanhatalo, K. Kaila és J. Voipio, „Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials,” *Clinical Neurophysiology*, p. 799–806, október 2005.
- [12] V. Jurcak, D. Tsuzuki and I. Dan, “10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems,” *NeuroImage*, vol. 37, no. 4, pp. 1600-1611, 2007.
- [13] J. Xu, R. F. Yazicioglu, C. Van Hoof and K. Makinwa, in *Low Power Active Electrode ICs for Wearable EEG Acquisition*, Springer International Publishing, 2018, p. 4.
- [14] C. Guger, G. Krausz, B. Z. Allison and G. Edlinger, “Comparison of Dry and Gel Based Electrodes for P300 Brain–Computer Interfaces,” *Frontiers in Neuroscience*, 7. május 2012.
- [15] I. Käthner, S. Halder, C. Hintermüller, A. Espinosa, C. Guger, F. Miralles, E. Vargiu, S. Dauwalder, X. Rafael-Palou, M. Solà, J. M. Daly, E. Armstrong, S. Martin and A. Kübler, “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.
- [16] S. L. Jeong, M. H. Chung és S. P. Kwang, „Reverse-curve-arch-shaped dry EEG electrode for increased skin-electrode contact area on hairy scalps,” *Electronics Letters*, %1. kötet51, %1. szám21, pp. 1643-1645, 2015.
- [17] Analog Devices, “AD7177-2,” 2016. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7177-2.pdf>. [Accessed 30. május 2020.].
- [18] “Instrumentation forum ábrája alapján,” [Online]. Available: <https://instrumentationforum.com/t/electrode-10-20-system/5486>. [Accessed 12. május 2020.].
- [19] Byoung-Kyong 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. [Hozzáférés dátuma: 2. január 2020.].

- [20] R. Bernier, G. Dawsonab, S. Webbb and M. Murias, “EEG mu rhythm and imitation impairments in individuals with autism spectrum disorder,” *Brain and Cognition*, pp. 228-237, augusztus 2007.
- [21] W. Penfield and T. Rasmussen, *The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function*, 1950.
- [22] L. Dr. Détári, „Érzőrendszer,” 2018. [Online]. Available: <http://detari.web.elte.hu/printable-SF/erzorendszer.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 5. október 2019.].
- [23] C. Zickler, Valentina Di Donna, V. Kaiser, a. Al-Khodary, S. Kleith and A. Kübler, “BCI Applications for People with Disabilities: Defining User Needs and User Requirements,” in *10th European Conference for the Advancement of Assistive Technology*, 2009.
- [24] “Auditory Cortex,” [Online]. Available: <https://www.assignmentpoint.com/science/biology/auditory-cortex.html>. [Accessed január 2019.].
- [25] G. Hunor-László, „Wikipedia,” [Online]. Available: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EEG-hull%C3%A1lmok.jpg>. [Hozzáférés dátuma: 11. május 2020.].
- [26] P. Lakhan, N. Banluesombatkul, V. Changniam and R. Dhithijaiyratn, “Consumer Grade Brain Sensing for Emotion Recognition,” 9. augusztus 2019. [Online]. Available: <https://arxiv.org/pdf/1810.04582.pdf>. [Accessed szeptember 2020].
- [27] W.-L. Zheng, J.-Y. Zhu and B.-L. Lu, “Identifying Stable Patterns over Time for Emotion Recognition from EEG,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, vol. 3, no. 10, pp. 417 - 429, 2019.
- [28] S. M. Alarcão and M. J. Fonseca, “Emotions Recognition Using EEG Signals: A Survey,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, vol. 10, no. 3, pp. 374 - 393, 2019.
- [29] M. Balconi and G. Mazza, “Lateralisation effect in comprehension of emotional facial expression: a comparison between EEG alpha band power and behavioural

- inhibition (BIS) and activation (BAS) systems,” *Laterality*, vol. 6, pp. 1-24, 2009.
- [30] M. Balconi and G. Mazza, “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*, vol. 2, no. 74, pp. 158-165, 2009.
- [31] A. Scarpa, “Brain Anatomy 101: Major Structures and Functions,” neofect, 5. november 2019. [Online]. Available: <https://www.neofect.com/us/blog/brain-anatomy-101-major-structures-and-functions>. [Accessed 24. október 2020.].
- [32] I. Ó. Jónsdóttir, “Predicting Players’ Emotions from Game Telemetry,” augusztus 2017. [Online]. Available: <https://skemman.is/bitstream/1946/29741/1/MSc-IngibjorgJonsdottir-2017.pdf>. [Accessed szeptember 2020.].
- [33] M. Murugappan, Mohd Rizon Bin Mohammed Juhari, R. Nagarajan and S. Yaacob, “An investigation on visual and audiovisual stimulus based emotion recognition using EEG,” *International Journal of Medical Engineering and Informatics*, vol. 1, no. 3, pp. 342-356, 2009. január.
- [34] K. Schaaff and T. Schultz, “Towards emotion recognition from electroencephalographic signals,” in *IEEE*, Amsterdam, Netherlands, 2009.
- [35] P. Petrantonakis and L. Hadjileontiadis, “Emotion Recognition from Brain Signals Using Hybrid Adaptive Filtering and Higher Order Crossings Analysis,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, vol. 1, no. 2, pp. 81-97, 2010.
- [36] J.-Y. Zhu, W.-L. Zheng and B.-L. Lu, “Cross-subject and Cross-gender Emotion Classification from EEG,” in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Toronto, Canada, 2015.
- [37] N. Jatupaiboon, S. Pan-ngum and P. Israsena, “Emotion Classification using Minimal EEG Channels and Frequency Bands,” in *10th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE)*, 2013.
- [38] D. Huang, C. Guan, K. Keng Ang, H. Zhang and Y. Pan, “Asymmetric spatial pattern for EEG-based emotion detection,” in *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, Brisbane, QLD, Australia, 2012.
- [39] “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>. [Accessed 1. május 2020.].

- [40] M. Dr. Rangaswamy és B. Porjesz, „From Event-Related Potential to Oscillations,” *Alcohol Res Health*, %1. kötet31., %1. szám3., p. 238–242., 2008.
- [41] 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.
- [42] J. Polich, “Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b,” *Clinical Neurophysiology*, pp. 2128-2148, október 2007.
- [43] T.-W. Lee and Y. W.-Y. Yu, “Do resting brain dynamics predict oddball,” *BMC Neuroscience*, 24. november 2011.
- [44] M. A. Conroy and J. Polich, “Normative Variation of P3a and P3b from a Large Sample,” *Journal of Psychophysiology*, pp. 22-32, január 2007.
- [45] C. Guger, S. Dabana, E. Sellers, C. Holzner and G. Krausz, “How many people are able to control a P300-based brain-computer interface,” *Neuroscience Letters*, p. 94–98, szeptember 2009.
- [46] “MindRove,” [Online]. Available: <https://mindrove.com>. [Accessed október 2019.].
- [47] J. V. Odom, M. Bach, C. Barber, M. Brigell, M. F. Marmor, A. P. Tormene and Graham E. Holder & Vaegan, “Visual evoked potentials standard,” *Kluwer Academic Publishers*, április 2004.
- [48] H. K. Jung, M. K. Chul és Y. Man-Sung, „An Investigation of Insider Threat Mitigation Based on EEG Signal Classification,” *Recent Advances in Cybersecurity, IoT Security, and Blockchain Technologies*, %1. kötet20, %1. szám21, p. 6365, 2020.
- [49] D. S. Dávid, „Agyi ritmusok, ERP”.
- [50] H. R. M. A. M. Mehrnoosh Neghabi, „Comparing Steady-State Visually Evoked Potentials Frequency Estimation Methods in Brain-Computer Interface With the Minimum Number of EEG Channels,” *Basic Clin Neurosci.* , %1. kötet10, %1. szám3, p. 245–256, 2019.
- [51] C. Boulay, “Lab Streaming Layer wiki,” 26. november 2018. [Online]. Available: <https://github.com/sccn/labstreaminglayer/wiki>. [Accessed 10. szeptember 2019.].
- [52] K. Gramann, D. Ferris, J. T. Gwin and S. Makeig, “Imaging Natural Cognition in Action.,” szeptember 2013. [Online]. Available:

https://www.researchgate.net/publication/257204663_Imaging_Natural_Cognition_in_Action. [Accessed 1. február 2020.].

- [53] Á. L. Salamon, "EEG adattovábbítás LSL felhasználásával a BCI alkalmazások hatékonyságának növelése érdekében," in *Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem*, Budapest, 2019.
- [54] E. H. Meijer, F. T. Smulders, H. L. Merckelbach and A. G. Wolf, "The P300 is sensitive to concealed face recognition," *International Journal of Psychophysiology*, p. 231–237, december 2007.
- [55] "SFH 2701," [Online]. Available: https://www.osram.com/ecat/CHIPLLED%C2%AE%20SFH%202701/com/en/class_pim_web_catalog_103489/global/prd_pim_device_2219628/. [Accessed október 2019.].
- [56] D. T. Tarik Al-ani, "Signal Processing and Classification Approaches for Brain-computer Interface," január 2010. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface. [Accessed 12. január 2020].
- [57] Peter de Lissa és Nicholas A Badcock, „Measuring the face-sensitive N170 with a gaming EEG system: A validation study,” *Journal of Neuroscience Methods*, %1. kötet253, pp. 47-54, 2015.
- [58] P. Lakhan, N. Banluesombatkul, V. Changniam and R. Dhithijaiyratn, "Consumer Grade Brain Sensing for Emotion Recognition," 9. augusztus 2019. [Online]. Available: <https://arxiv.org/pdf/1810.04582.pdf>. [Accessed szeptember 2020.].
- [59] Y.-P. Lin, C.-H. Wang and T.-L. Wu, "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.
- [60] A. Schaefer, F. Nils and 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/>. [Accessed 15. Szeptember 2020.].
- [61] R. Vallat, "Compute the average bandpower of an EEG signal," május 2018. [Online]. Available: <https://raphaelvallat.com/bandpower.html>. [Accessed 28.

október 2020.].

- [62] P.-N. Tan, M. Steinbach and V. Kumar, “Bevezetés az adatbányászatba,” [Online]. Available: https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0046_adatbanyaszat/ch05s05.html. [Accessed 27. október 2020.].
- [63] Z. Somogyvári, „Az egyedi neuronoktól az EEG hullámokig,” [Online]. Available: <http://cneuro.rmki.kfki.hu/sites/default/files/NeurontolEEGig.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 10. szeptember 2020.].
- [64] S. Hu, Y. Lai, P. A. Valdes-Sosa, M. L. Bringas-Vega and D. Yao, “How do reference montage and electrodes setup affect the measured scalp EEG potentials?,” 26. január 2018. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2552/aaa13f>. [Accessed szeptember 2020.].
- [65] K. Dr. Vicsi, „Kiváltott agyi jelek informatikai feldolgozása,” 2014. [Online]. Available: http://alpha.tmit.bme.hu/speech/docs/education/Agyi_ritmusok_ERP.pdf. [Hozzáférés dátuma: 5. október 2019.].
- [66] J. E. Kima, B. Gohela, K. Kim, H. Kwona and K.-m. An, “Measurement of the occipital alpha rhythm and temporal tau rhythm by using magnetoencephalography,” Daejeon, Korea, 2018.
- [67] D. T. Tarik Al-ani, „Signal Processing and Classification Approaches for Brain-Computer Interface,” január 2010. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/221906843_Signal_Processing_and_Classification_Approaches_for_Brain-Computer_Interface/link/53ee50e30cf26b9b7dc775f7/download. [Hozzáférés dátuma: január 2020.].
- [68] F. Dr. Hajdú, Vezérfonal a neuroanatómiához, Budapest: Semmelweis Kiadó, 2004.
- [69] C. Audette , „Measuring Electrode Impedance,” OpenBCI, 10 Aprilis 2014. [Online]. Available: <https://openbci.com/community/openbci-measuring-electrode-impedance/>. [Hozzáférés dátuma: 01 12 2021].