

Óbudai Egyetem
Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar
Műszertechnikai és Automatizálási Tanszék



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

EEG-ALAPÚ FIGYELEMMONITOROZÁS

Szerző: **Tóth Péter**
villamosmérnök BSc. szak, IV. évf.

Konzulensek: **Sándor Tamás**
mestertanár
Borsos Döníz
tanársegéd

Budapest, 2023.

TARTALOM

1	Bevezetés és motiváció	2
2	problémák és specifikáció	4
2.1	Problémák.....	4
2.2	Specifikáció	6
3	Logikai rendszerterv.....	9
3.1	Hardver logikai rendszerterve	9
3.2	BCI mérés elvének alapjai.....	10
3.3	Előfeldolgozás és jellemzőkinyerés	13
3.4	Klasszifikáció	16
4	Fizikai rendszerterv, mérési elrendezés	19
4.1	Elektronika	20
4.2	Szoftver	27
5	Integráció és elrendezés	31
6	Tesztelés és részeredmények.....	34
7	Tovább fejlesztési lehetőségek.....	39
8	Összefoglalás.....	41
9	Irodalomjegyzék.....	42
10	Ábrajegyzék	46

1 BEVEZETÉS ÉS MOTIVÁCIÓ

Egyre fontosabbá válik az adat, az egészség és a minőségi élet. Az emberek szeretnék tudni mikor, mennyi ideig és mit csináltak, az hogyan hatott rájuk. Céges környezetben a munkáltatók folyamatosan törekednek a termelékenység javítására, a versenyképesség növelésére, három műszakos munkarendben. Az növekvő elvárások és információkkal telített világban sokan szeretnék a lehető optimálisan működni, mint egyén és mint valamilyen szervezeti egység. Nem szabad megfedkezni arról sem, hogy a produktivitás alapfeltétele a lelki egészség és a pihenés, feltöltődés.

Sok területen elengedhetetlen az emberi beavatkozás és a munkavégzés rengeteg adattal a mesterséges intelligenciával, edge computing (peremhálózati) megoldásokkal erősített automatizálás ellenére. Sok ipari terület éjjel-nappal üzemel, legyen szó termelésről, katasztrófavédelemről vagy logisztikáról. Vezetés közben akár, de biztonsági örök vagy légiforgalmi irányítók esetén komoly anyagi károk keletkezhetnek, ha figyelmetlenségből betörés vagy életre veszélyes baleset következik be. [1]

A mikroelektronika lehetővé tette, hogy olyan okos eszközök terjedjenek el, melyek mérik a felhasználó pulzusát, testhőmérsékletét, vérnyomását, kiszámítják az elégetett kalóriákat és ezen kívül egy távoli szerverre mentik, majd szinkronizálják az adatokat más eszközökre. Ezekből az adatokból a felhasználó jobb rálátást nyerhet a szokásaira és az esetleges hiányosságaira. Az ehhez hasonló eszközök motivációt és kiindulási pontot jelentettek a projekt során. A tervezés első lépése a követelmények specifikálása és a modellalkotás. A rendszertervezés konkretizálja a funkciókat, logikai és fizikai rendszerelemeket határoz meg, amik későbbi a kutatás során validálhatóak. Végeredményben olyan beágyazott eszköz készítése a cél, amely segíti az embereket az összpontosítást igénylő feladatokban, hogy mikor és meddig tudnak a lehető legjobban figyelni egy adott feladatra. A kutatásom lehetséges célfelhasználói gépjárművezetők és tanulók. [2]

A dolgozatban a feladat teljesítéséhez a BCI (**B**rain-**C**omputer **I**nterface, magyarul agy-számítógép interfész, a továbbiakban: BCI) és azon belül az EEG (**e**lektro**e**nkefalográfia, továbbiakban: EEG) eszközökről lesz szó. Az EEG készülékek klinikai, kutatási, oktatási és szórakozási célokat is szolgálnak, legyen szó alvásmonitorozásról, sportteljesítményről vagy epilepszia-előrejelzésről. Több gyártó, többféle termékkel van jelen a piacon. Vannak klinika

környezetben is alkalmazható EEG-konfigurációkat gyártók. Mások a fogyasztói elektronika felé nyitnak, olcsóbb, hordozható, viszont bizonyos kutatásokra is alkalmas termékeket kínálnak. Itt nagyobb hangsúly helyeződik a marketingre. A fizikai kialakítás általában egy esztétikus fejpánt. Néhány vállalat pedig platformot kínál neurotechnológiát használó asztali és mobilalkalmazásokhoz a felhőn keresztül. [3]

Már régóta ismertek az EEG-alapú fáradtságérzékelővel kapcsolatos kutatások, viszont sokszor laboratóriumi körülmények között, klinikai gépekkel vizsgálják ezeket. Az elmúlt években azonban a valós körülmények közötti alkalmazhatóság is előtérbe került. Az EEG piac mérete 1.06 milliárd USD volt 2022-ben és 10%-körüli éves növekedési rátával számolnak a jövőben. [4]

2 PROBLÉMÁK ÉS SPECIFIKÁCIÓ

2.1 Problémák

A projekt célja, hogy ismertesse a BCI és EEG rendszerek tervezési elveit és hogy különböző jelfeldolgozási eljárásokat hasonlítson össze, melyek egy költséghatékony beágyazott rendszerben alkalmazhatóak. Az alfejezetben figyelemmonitorozó rendszerek alkalmazásának okairól és megoldásairól lesz szó. A megfigyelő EEG eszköz hosszú távú tervként célzott alkalmazási környezete gépjárművek utasfülkéje és az otthoni dolgozó szobák. A dolgozat során csak releváns mérési eredményeket cél kapni.

Gépjárművezetők esetében bizonyos körülmények között az alvásmegvonás nagyobb hatással lehet a vezetési teljesítményre, mint az alkoholfogyasztás. Az Egyesült Államokban 91 000 baleset történt álmos vezetés miatt. Európában egy felmérés szerint az elmúlt 1 hónapban az autóvezetők 20-25%-a vezetett úgy, hogy nehézséget okozott neki nyitva tartani a szemét. Tehergépkocsik és buszok esetén pedig a feszített határidőket szigorú szabályozások között kell tartani, ami ráadásul országonként eltérhet. Bizonyos adatokat ugyan rögzít a tachográf, mint például sebesség és a megtett utat, viszont ezek csak közvetetten mondhatnak bármit a sofőr állapotáról. Visszaélések is történhetnek, például 2 sofőr felváltva vezet egy buszt, de nem cserélnék sofőrkártyát. A gépjárművek száma szinte minden országban stabilan növekszik. A több jármű természetesen több balesethez is vezet a számnak megfelelő közlekedési infrastruktúra és szabályozás kialakítása nélkül. [2] [5] [6]

Egy másik alkalmazási terület példája, hogy a 2020-as világjárvány során az akadémiai teljesítmény és a mentális jólét is sokat romlott: hozzávetőlegesen megduplázódtak a depressziós, szorongásos panaszok, csökkentek a diákok eredményei és a lemorzsolódás aránya is nőtt. Ugyanígy egy bármilyen más koncentrációt igénylő feladat végzése közben is hasznos lehet az eszköz. Egyre népszerűbbé vált az is, hogy csak egyszerűen mérni szeretnék, milyen feltételek mellett és milyen szakaszokban, körülmények között a legproduktívabbak az emberek. [7]

Többféle módszer és eszköz áll rendelkezésre az emberek fáradtságérzetének vizsgálatára. Ezek közül igen fejlettek a vizuális monitorozó rendszerek, amelyek az arc mimikáját figyelik. A pislogás frekvenciája és időtartama alapján következtethetni lehet a felhasználó figyelmének állapotáról, ez azonban hasonlóan költséges mind anyagi, mind pedig hardver erőforrás

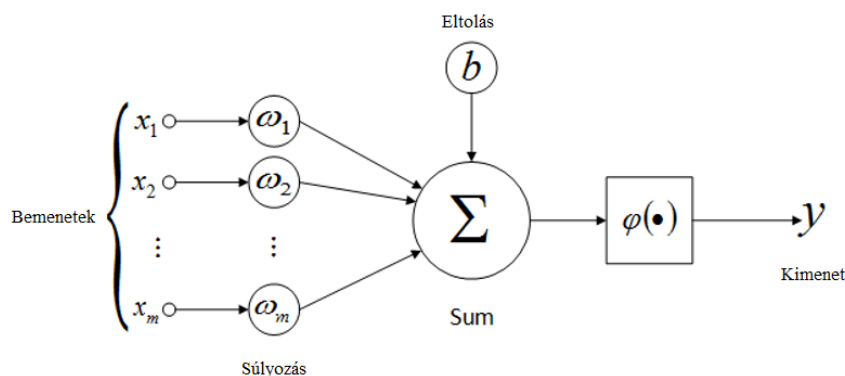
szempontjából. Ezen felül nem mindig van meg a kellő pontosság. Tegyük fel, hogy a felhasználó éjszaka vezet. Léteznek éjjellátó kamerák és a LiDAR technológiák nagyon jó arcfelismerő funkcióval, mivel nem befolyásolja őket sem a megvilágítás, sem pedig a látószög. Autóipari szereplők már kínálnak saját vezetésfigyelőket, főleg sávtartó rendszereket, melyek detektálják és előre jelzik a balesetveszélyes eseteket. Pusztán a vizuális adatokból pontatlanul mondható meg, hogy valakinek éppen milyen fokú vezetés közben az ébersége. [2] [6]

Egy másik lehetőség a BCI eszköz egy program vezérlésére vagy bemeneteként. Egy BCI rendszer adatrögzítésből, jelfeldolgozásból és vezérlésből áll. Ezek megvalósítási elvei bemeneti jelek szerint: aktív BCI, tehát a felhasználó munkájára van szükség, ezen kívül a reaktív BCI, ami külső ingerre adott válasz és végül a passzív BCI, amely a tisztán monitorozást jelenti.

A BCI eszközök bemenetek forrása szerint is osztályozhatóak:

- slow waves (lassú hullámok);
- steady-state visual evoked potentials (SSVEP, ismétlődő vizuális ingerekre adott válasz);
- motor imagery (MI, elképzelt mozgások);
- evoked potentials (EP, több beadott inger után átlagolt jel).

A passzív BCI bemenete „slow waves”, úgynevezett „lassú” hullámok, melyek leginkább az agy pillanatnyi állapotát mutatják. Az emberi szervezetben lévő idegsejtek bioelektromos aktivitás segítségével küldenek tovább jeleket egymásnak. Az EEG elektrofiziológiai mérőeszköz, mely az idegsejtek folyamatos elektromos aktivitásának regisztrálására szolgál valós időben. A neuronok egymás közötti kommunikációjából létrejövő elektrofiziológiai jelek potenciálkülönbségként (akciós potenciál) egy kellően érzékeny áramkörrel mérhetőek.



1. ábra Neuron matematikai modellje

Az agykéreg idegsejtjei és a műszer között több réteg is csökkenti a jelszintet: a koponyacsont, agyhártya és hámszövetek. [8]

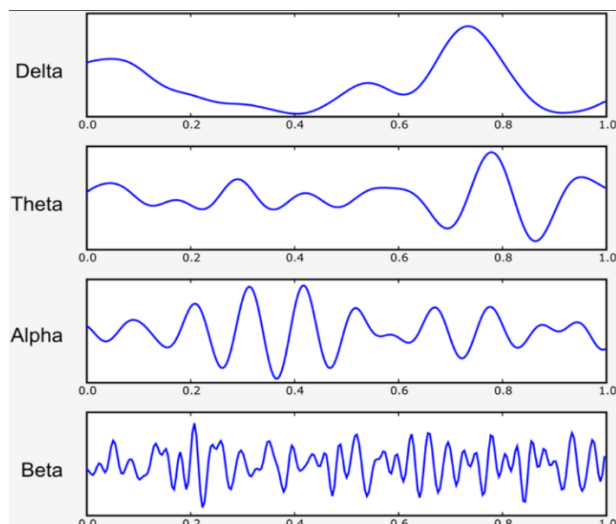
2.2 Specifikáció

A specifikáció része, hogy megállapításra kerüljön a vizsgálni kívánt fizikai mennyiség és forrása. Ezáltal a BCI, mint alkalmazható technológia mellett szóló érvek is érthetőbbek lehetnek. Az agyi neurális hálózat egy nemlineáris, nem-determinisztikus és nem stacionárius komplex rendszer.

Fontos ismertetni az EEG jelek jellemzőit, az egyszerűség kedvéért a dolgozatban nem fraktálként vannak elemezve a jelek:

1. Alacsony jelszint: $0.5 - 200 \mu\text{V}$ esetlegesen $1-2 \text{ mV}$ -os amplitúdók, ezért nagy erősítésű (adatlapokon G vagy Gain) ($G > 1000$), stabil erősítőket kell alkalmazni. A nagy erősítés miatt figyelni kell a rendszer (főleg az elektródák és az előfok) magas bemeneti impedanciájára. Az ideális bemeneti impedancia minimum $M\Omega$ -os tartományban van.
2. Erősen zajos: A zaj a vizsgált jelhez nem kapcsolódó egyéb jelek interferenciáját jelenti. A szívizom és vázizomzat elektromos zajai is mérhetőek. Ebbe beletartozik a légzés, érzelmi állapot vagy akár a fejbőr izmainak rándulásai is. Ezeket a szakirodalom artifact-nek, jeltorzulásnak hívja. A környezet hálózati interferenciája a másik fő zajforrás. Fontos kiemelni, hogy a hasznos jel erősítésével a zaj értéke is növekszik, rontva a jel-zaj viszonyt.
3. Alacsony frekvencia: Az EEG jelek spektruma 0.5 Hz és 45 Hz közötti tartományba esik. Az 50 Hz -es hálózati feszültség miatt ügyelni kell a tápellátásra és a hálózati frekvencia szűrésére és nagy, $\text{CMRR} \geq 100 \text{ dB}$ (Common Mode Rejection Ratio, közös módusú zajelnyomás), erősítőt kell alkalmazni.
4. Változékonyság: A mérhető adatok nehezen írhatóak le matematikailag. Azonban bizonyos jelalakokból, nagyszámú statisztikai eredményből lehetséges a következtetések levonása. [11] [9]

Fontos kiemelni, hogy egy elektromos jel erősítésével több nemkívánatos hatás lép fel a jelben. Ilyen például, ha az erősíteni kívánt jelszint túllépi az erősítő maximális kimeneti értékét, ilyenkor a jelalak csúcsai „letörnek”, oszcilláció vagy rezonancia is felléphet. A hasznos jel erősítésével szűrés előtt természetesen a zaj is nagyobb lesz. Az erősítés limitálva van az elektródák között lévő potenciál miatt is, ami viszonylag nagy az EEG jelekhez képest. Ha az erősítő magasabb tápfeszültséget kap, ez a hatás csökkenthető. Szerencsére a standard $3.3, 5\text{V}$ elég nagy. Egyes frekvenciák különböző mértékben erősödhetnek és a jel fázistorzul, az időbeni viszonyok változhatnak meg, tönkretéve az idő alapuló vizsgálatokat.



2. ábra különböző EEG jeltípusok

Az emberi agyban elsősorban ezt a négy különböző paraméterű agyhullámot különböztetik meg: theta - θ , delta - δ , alfa - α és béta - β és gamma - γ frekvenciasávok. Mindegyik más jelentéssel bír és más belső állapothoz kapcsolhatóak, bár előfordulhatnak hasonlóságok, átfedések és egyénenkénti szórás is lehet.

Az alfa hullámok 8-14 Hz közöttiek, 50 μ V körüli amplitúdóval és egy csukottszemes, relaxált állapotot jelentenek, de nem alvást. A béta hullámok 13-30 Hz közöttiek és aktív agyi tevékenység közben jön elő, a legkisebb, 20 μ V amplitúdóval. Delta hullám általában mély alvás közben uralkodó, 0.5-4 Hz körül igen nagy amplitúdó mellett. Az utolsók között tárgyalt, theta hullámok 4-8 Hz-esek és valamilyen kevésbé fókuszált, akár stresszes állapotot is jelenthet (szintén fáradtság mérésre alkalmas). A jelek csúcserőssége rendszerint 200 μ V alatti.

táblázat 1 EEG sávok tulajdonságai

Alfa	8-14 Hz	50 200 μ V
Béta	13-30 Hz	5 – 15 μ V
Gamma	30- 100 Hz	10 – 50 μ V
Delta	0.5-4 Hz	50 – 200 μ V
Theta	4-8 Hz	5 – 30 μ V

Fontos kiemelni, hogy ezek csak hozzávetőleges értékek, amelyek egyénenként és azon belül is változóak napszaktól, környezettől stb. Ezek aránya, más jellemzők sokkal pontosabb képet adnak a jelről.

Figyelmetlenséget okozhat kialvatlanság, gyógyszer mellékhatása, fizikai kimerülés, monotónia. A fáradtság, bágyadtság, mikroalvás a dolgozat számára ugyanazon fogalmat jelenti. A már betanult folyamatokat az ember képes tudatosság nélkül is elvégezni, a vezetést is, tehát a vezetés minősége nem rosszabb. A látható jelek közül általában ásítás, valamint a szemhéj fokozatos lecsukódása jellemzi. EOG és EKG jelekkel is folytak kísérletek. A fő probléma az, hogy egy megszokott esemény észrevétele és a rá adott reakció tovább tart. Súlyosabb esetben pedig a mikroalvás tényleges alvássá válhat át. [2] [38]

Az eszköznek képesnek kell lennie kicsiny feszültségek érzékelésére és erősítésére, továbbá az adatok rögzítésére, amelybe beletartozik, hogy a mért időtartománybeli jeleket szűri és digitalizálja. Egy digitális rendszer előnyei között van, hogy algoritmikus úton, könnyebben dolgozható fel az adat. Ebbe beletartozik a digitális szűrés, kiértékelés, továbbítás adathordozó és a felhasználó felé. Elvárás egy ilyen eszköz esetén, hogy a piacon kapható megoldásokhoz képest hozzáférhetőbb legyen, akár a költségeket, akár a felhasználóbarát alkalmazást illetően. A rendszer által begyűjtött adatok feldolgozás után küldhetőek tovább, a felhasználó beleegyezésével. [9]

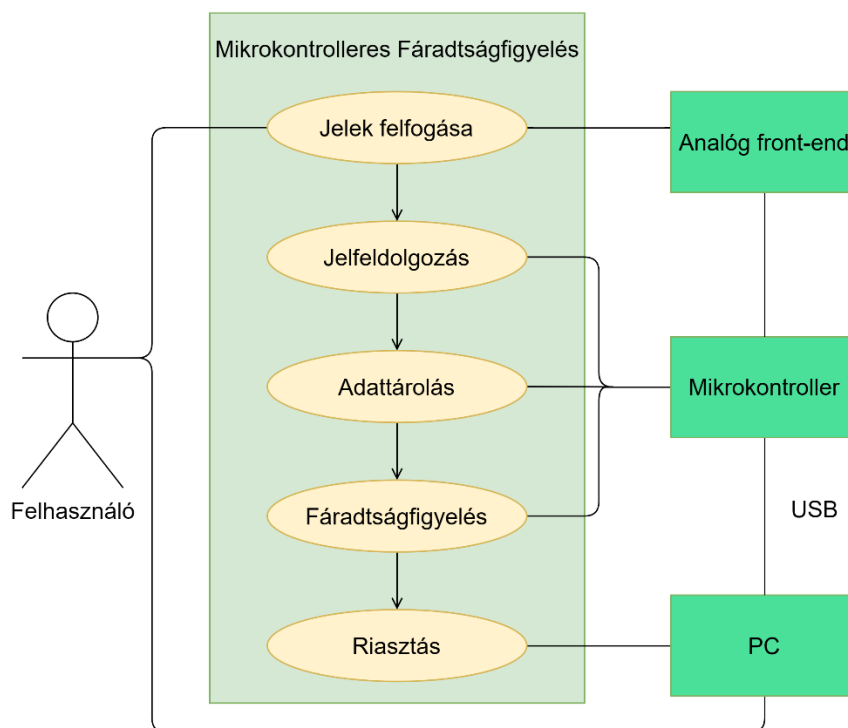
Az analóg jel digitalizálása és továbbítása, feldolgozása mikrokontroller segítségével történhet. Ennek oka a programozhatóság, széleskörű támogatottság, valamint, hogy több áramköri elem eleve adott. Ez lehet UART (universal asynchronous receiver / transmitter), AD-átalakítók (analóg-digitális átalakító), operatív memória vagy áramköri elem, periféria. Adattovábbítás vezetékesen, például SPI (Serial Peripheral Interface, Soros Periféria Interfész) vagy vezeték nélkül kivitelezhető, például egy Xbee vagy Wi-Fi modullal. A mostani iteráció, az egyszerűség és a hitelesség végett vezetékes.

3 LOGIKAI RENDSZERTERV

3.1 Hardver logikai rendszerterve

A fejezetben logikai egységekre, rendszerelméleti elemekre bontva elemezhető a megoldás. A pontos megvalósítás nem, csupán azzal, hogy milyen tulajdonságokkal, logikai funkciókkal és egységekkel kell rendelkeznie az eszköznek és hogy a specifikációban leírt követelmények hogyan fogalmazhatóak meg rendszerelméleti megközelítéssel. Az itt felállított elvárások később pontosan, elemekre bontva és számszerűsítve határozhatóak meg. Gyakran használatos grafikai ábrázolások közé tartozik az UML diagram (Unified Modeling Language, szabványos modellező nyelv). [10]

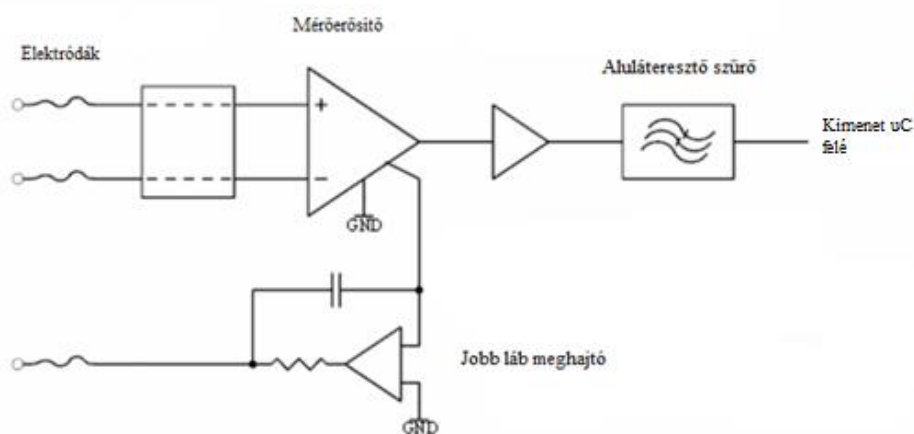
A rendszer UML Use Case (használati eset) diagramja:



3. ábra UML Use-Case diagram

A világoszöld téglalapban lévő lépések egy jelfeldolgozó rendszer általános működését mutatják, kivéve az utolsó, riasztás lépést. Érdemes kiemelni, hogy az első 2 lépéshez külön eszközre van szükség (részletesen a fizikai rendszerterv fejezetben kifejtve). Az analóg front-end a feldolgozó egységeket megelőző áramkör, amely a mikrokontroller bemenetének előállításáért felel. Ez a bőrön keresztül érzékelt elektromos jelek erősítését, szűrését jelenti, valamint eközben a felhasználó védelmét, hiszen közvetlenül érintkezik vele. A legelső szinten

keletkezik a legtöbb zavarjel és a mérés minősége is javarészt itt dől el. Lefelé haladva az ábrán, úgy válik robusztusabbá a rendszer. Azt ezt követő digitális szintek elemei pedig már rugalmasak, ami azt is jelenti, hogy kevesebb energiabefektetéssel alakíthatóak az igények szerint. Az analóg front-endhez továbbá egy leegyszerűsített ábra is segít az EEG-eszköz erősítő és szűrő részeinek megértésében:

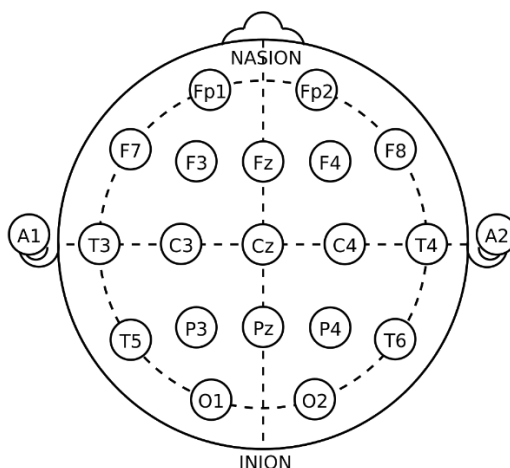


4. ábra EEG eszköz sematikus ábrája

Az ábra egy EEG áramkör sematikus ábráját mutatja. Minden elem rajta van, rendszerelem rajta van, ami a működéshez kell. Az elektrodák és a mérőerősítő között opcionális buffer erősítő és érintésvédelem is gyakori. Párhuzamosan több csatorna elektróda lehet, az.

3.2 BCI mérés elvének alapjai

Az EEG-k elektródáinak elhelyezésére szabványosított pontok vannak meghatározva, így biztosítva a lefedettséget és a rendszerek közötti átjárhatóságot.



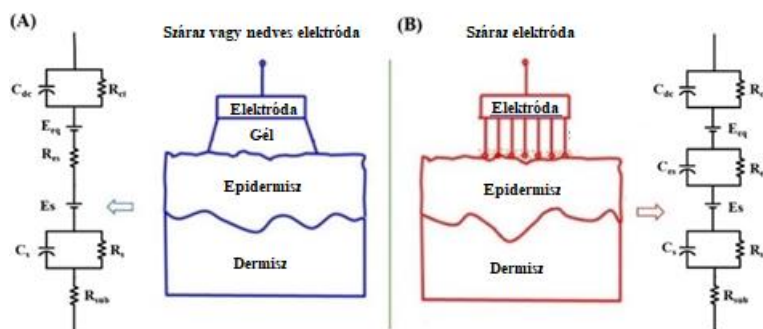
5. ábra elektróda pozíciók a 10-20-as rendszerben

A 4. ábrát felülnézetből kell értelmezni. A „10” és „20” arra utal, hogy a szomszédos pontok közötti távolság a koponya első-hátsó vagy jobb-bal szélső távolságának 10, vagy 20%-a. Az O1, O2, Fp1-es és F8-as pontok az egyik legjobban kinyerhető pontok a méréshez.

Az adatrögzítés során több részletre is ügyelni kell. Potenciálkülönbséget kell mérni, tehát legalább két felszíni elektróda használatára van szükség. Az elektródák a 10-20-as rendszer szerint vannak elhelyezve, ami egy szabvány az elektródák pozíciójára vonatkozóan. Amennyiben főleg alfa hullámok mérése a cél az agykéregből, a frontális lebeny (homlok) két oldala megfelelő (Fp1 és Fp2, lásd 4-es ábra). Az EEG-technikában két fő elektróda típust különböztetnek meg: a száraz és a nedves elektródákat. A száraz elektródák általában aktív elemmel rendelkeznek, a nedves elektródákat viszont egy idő után cserélni kell. Elektronikai szempontból pedig aktív és passzív elektródákat, attól függően, hogy van-e beépített buffer erősítő. Az elektródák közvetlenül a felhasználó fejbőrére vannak rögzítve, melyek így elektronika értelemben antennaként szolgálnak. [16] Az irodalom szerint, ha mikroalvás detektálás a cél, akkor a béta és gamma hullámok elhanyagolhatóak. A delta, theta tartalmaznak információt, valamint az alfa felső frekvenciakorlátja minden esetben jelen van ilyen jellegű vizsgálatkor.

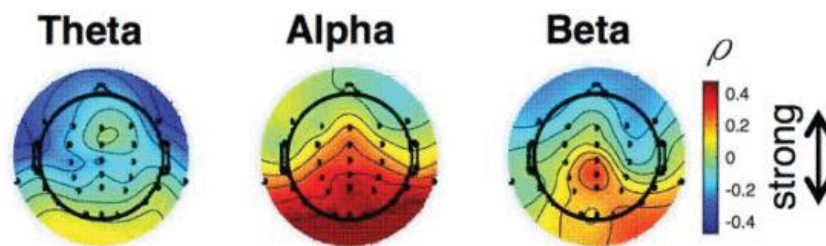
A következőkben olyan jellemzők kerülnek felsorolásra, melyeket a szakirodalom a fáradtsággal azonosít: A vezető személy figyelmi szintjének csökkenésével, az alfa és theta sáv relatív teljesítménye növekszik. A $(\alpha+\theta)/\beta$ arány pedig csökken. [35] [36] Érdemes kiemelni, hogy az alfa sávban néhol előforduló tüskék a jelalakon, több vizsgálatban is egyenesen arányosak voltak a fáradtsággal, ezek is jó alapot adva a kísérletnek. [13] [16]

A frekvenciatartománybeli és időtartománybeli jellemzők közös használata növeli a klasszifikáció pontosságát. [37] [38]



6. ábra Nedves és száraz elektródák

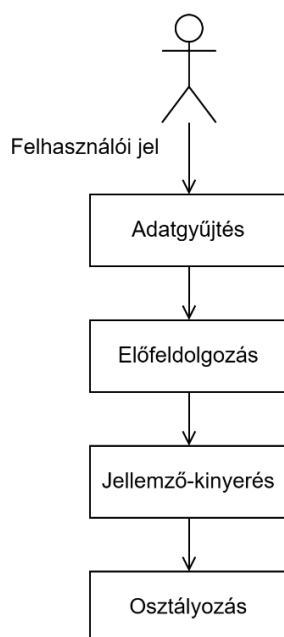
A fő különbség a két típus között az, hogy a nedves elektródákat vezetést és tapadást javító géllal vannak rögzítve. A felületet érdemes zsírtalanítani, bizonyos időközönként újra nyomni az érzékelőket. Az elektródák helyes illeszkedésén múlhat, hogy az impedancia $100\text{ k}\Omega$ vagy pedig csak $15\text{ k}\Omega$. A méréséhez szükség van referencia pontra, amit egy harmadik, csipeszes fülre erősített elektródával vagy csecsnyúlványra helyezett EKG elektróda. [34]



7. ábra korrelációs eloszlások a topográfiája

Az ábrán a (ρ), az [1]-es forrásban használt reakció idő és az EEG teljesítményjellemzők közötti korrelációs együttható látható. Az ábrán agyterületek széles eloszlása figyelhető meg. Ebből az következik, hogy a fejbőrön nem csupán 1-1 kis ponton lehetséges hasznos mintákat találni, mint ahogyan azt a 10-20-as rendszer sugallná, de jelentősen jobb eredmény érhető el a követésével. Fáradtságfigyelés esetén az alfa-sávban erős diszkriminatív jellemzőket lehet megállapítani. A diszkriminatív jellemző azt jelenti, hogy valamilyen jellemző szerint kizárólagosan lehet osztályozni adathalmazt. a projekt esetében pedig vizsgálatok kiértékelésére szolgálhat. [8]

3.3 Előfeldolgozás és jellemzőkinyerés



8. ábra Jelanalízis folyamatábra

Most a digitális lépésekről lesz szó. Az előfeldolgozás végezhető nyers és előszűrt adatokon is.

Az EEG jelekből többféle jellemzőt lehetséges kinyerni [38]:

1. Időtartománybeli (variancia, ferdeség, nullátmenetek, entrópia stb.),
2. frekvenciatartománybeli,
3. nemlineáris,
4. komplex hálók (neurális hálók).

A legtöbb kutatásban előforduló módszer a lineáris, például a spektrális teljesítménysűrűség (továbbiakban PSD Power Spectral Density) FFT-vel (Fast Fourier Transform, gyors Fourier-transzformáció, mely egy digitális Fourier-transzformációt, DFT előállító algoritmus) való közelítésére épül. Ezen felül statisztikai tulajdonságokra is épül az előző fejezetben leírtak szerint. A PSD előállítható FFT-n kívül még Welch-módszerrel vagy Wavelet-analízissel is. Ezen módszerek részletes ismertetése jelenleg nem tartozik a dolgozat terjedelmébe, viszont néhány jellemzőt érdemes kategorizálni aszerint,

Időtartománybeli jellemzők: például a periódusok és az amplitúdók. Szotachsztikus jellemzők, centrális momentumok, tehát a szórás és a variancia is. A Hjorth-paraméterek, melyek statisztikai jellemzők. Vagy akár valamilyen eseményre adott jelalakváltozás is tartalmazhat információt.

Időtartománybeli entropikus jellemzők: Az entrópia mérése a bizonytalanság kvantifikálása, megjósolhatóságának mennyisége. Eredetileg Shannon és Rényi munkája az alapja. Ezzel mérhető az EEG jelek strukturáltsága és rendszerezettsége,

ami esetleges állapotváltozások (alvás, P300 stimulus) és rendellenességek szűrésére jó. Azonban nehezebb a zajok kezelése és a pontos jellemzők kiválasztása.

Frekvenciatartománybeli jellemzők: Ide tartoznak a sávok egymáshoz viszonyított, relatív teljesítménye és a sávok amplitúdói, csúcsértékei. Széleskörűen vannak alkalmazva a sávok különböző arányai is. Sztochasztikus tulajdonságokat frekvenciatartományban is gyakorta alapja a méréseknek.

Nemlineáris jellemzők: Ide tartoznak a fraktálokra alapuló tulajdonságok: Hurst-kitevő, Hausdorff-dimenzió. Ezek segítségével különböző memória információk és irregularitási mutatók állapíthatók meg.

Idő és frekvencia: a két tartomány együttes vizsgálata hatékony eszköz nemstacionárius jelek elemzésére. Az STFT (short-time Fourier transform, rövid idejű Fourier-transzformáció), ilyen jellegű elemzésekre alkalmas, mivel egy fix méretű ablakozó függvény segítségével csak a jelrészlet kerül elemzésre. A Wavelet-transzformáció is hasonló eredményt ad, változó ablakszélességgel.

Gépi tanulás: Ez alatt főként a neurális hálók vannak értve. Ide tartoznak az olyan módszerek, melyek több csatorna adatait is figyelembe veszik, nem csak az egyiket. A komplex hálók a gráfelméleten alapuló módszer és a csatornák közötti kapcsolat kerül elemzésre. Népszerűek a konvolúciós neurális hálók (CNN) és a mély neurális hálók (DNN) és egyéb gépi tanulási módszerek is, melyek az elmúlt 10 évben kaptak igazán nagy jelentőséget az EEG jelfeldolgozásban.

Ahogy az előző fejezetben szó volt róla „*a különböző tartományok, jellemző típusok együttes használata általában növelik a pontosságot, viszont az adatok és számolások dimenzionalitását is.*” [33] A PSD által megadható a jelsávok (az ismertett alfa, béta, gamma, theta) teljesítményének eloszlása. A sávok a leggyakrabban alkalmazott jellemzőkinyerési technika, főleg a motorikus és az elképzelt vizsgálatoknál.

A (véges energiájú) jel átlagos teljesítményének számítása:

$$P = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x[n]|^2 \quad (1)$$

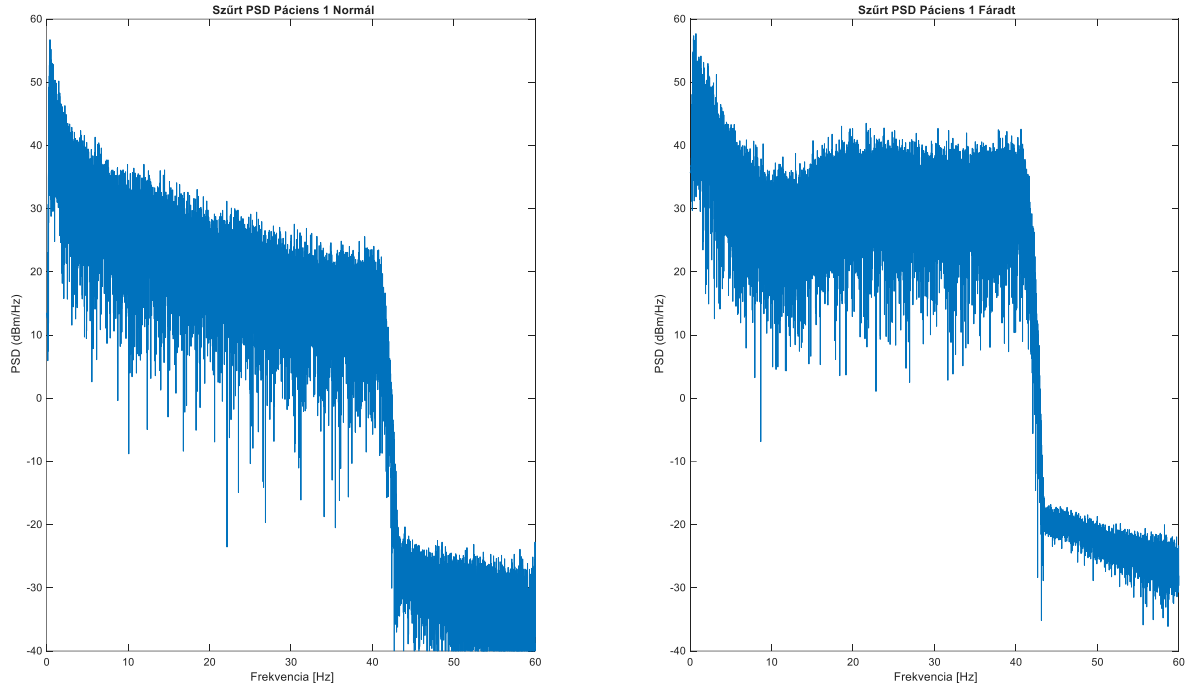
melyből a normalizált PSD közelítése DFT segítségével nézve,

$$PSD = \frac{|X[n]|^2}{f_s N} \quad (2)$$

és a (spektrális) felbontás,

$$rbw = \frac{f_s}{N} \quad (3)$$

Ahol N a minták száma, $x[n]$ az aktuális mintához tartozó érték, f_s a mintavételi frekvencia. A következő ábra egy logaritmusos teljesítménysűrűség-spektrum látható, MATLAB program segítségével ábrázolva szabad hozzáférésű fáradtságfigyelés adatbázisból.



9. ábra normál és fáradt állapot spektrális teljesítménysűrűsége (O1,O2, forrás: Hu-Min adatsor)

Az időhöz kötött jellemzők közé tartozik például: P300, ami egy auditív vagy vizuális stimulálásra létrejövő 300 ms ideig tartó impulzusszerű válasz. Az időbeli jellemzőket sávszűrés és alul-mintavételezés előz meg. További időtartománybeli jellemzők lehetnek statisztikai jellemzők is.

A digitális jel átlaga:

$$\overline{y(n)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (4)$$

A digitális jel szórása:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n] - \overline{x[n]})^2} \quad (5)$$

A Hjorth-paraméterek gyakori statisztikai tulajdonságok, melyek a szórások nulladik, első vagy második deriváltjai. Valós idejű EEG alkalmazásokban előszeretettel használják a kis számítási kapacitás igénye miatt, ellentétben a STFT-vel. A Hjorth paraméterek egész számú frekvenciákon számolhatóak. Ezek a következőképpen kerülnek meghatározásra [44]:

1. Aktivitás, mely a jel második centrális momentumával, varianciájával egyenlő és az átlagos teljesítményt jelenti, nagyobb aktivitáshoz nagyobb csúcérték tartozik:

$$\text{Aktivitás} = \text{var}(y(t)) \quad (6)$$

az aktivitás alacsony értéke kevés magas frekvenciakomponenst jelent és fordítva.

2. Mobilitás, az átlagos frekvenciára, vagyis a teljesítmény négyzetes középértékére vonatkozó jellemző, arányos a teljesítményspektrum szórásával:

$$Mobilitás = \sqrt{\frac{var\left(\frac{dy(t)}{dt}\right)}{var(y(t))}} \quad (7)$$

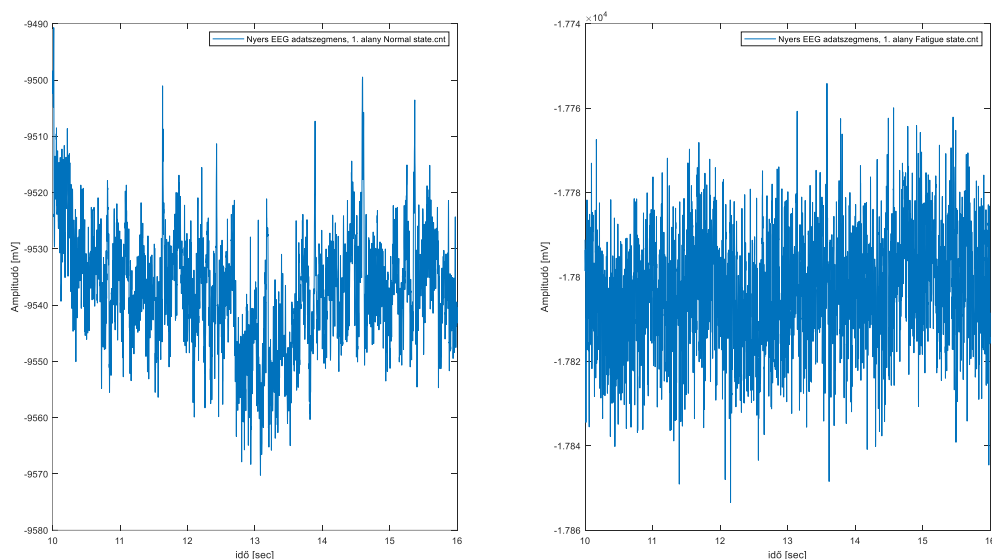
3. Komplexitás, a tiszta szinuszhullámhoz való hasonlóságot írja le és hozzávetőleges sávszélességet ad:

$$Komplexitás = \frac{Mobilitás\left(\frac{dy(t)}{dt}\right)}{Mobilitás(y(t))} \quad (8)$$

Ha a komplexitás értéke 1-hez konvergáló, akkor a jel egyre jobban hasonlít a tiszta szinuszhoz. A nagyobb vagy kisebb komplexitás töredezettséget, csúcsosságot jelent. [47]

3.4 Klasszifikáció

A klasszifikáció a kivont jellemzők halmazából történő kategorizálást jelenti a legmegfelelőbb jellemző alapján. Ezáltal csökkenthető a redundáns és lényegtelen információ a hasznos adatokból, amelyek elő lettek állítva. Ha ki van szűrve a lényeges információ, a klasszifikációs modell dimenzionalitása és paramétereinek száma is csökken, ezáltal kevesebb számítási kapacitásra van szükség és a gépi tanuláshoz szükséges idő is gyorsul. Egy másik probléma, hogy általában alacsony számú, zajos adatsor áll rendelkezésre (nehéz több tízezer emberrel több ezer mérést végezni), nincs elegendő minta, hogy reprezentálva legyen az összes lehetséges érték. Ebből a gépi tanulás egy jellegzetes hibája következik, az overfitting vagy túltanulás. Ilyenkor az algoritmus új, ismeretlen adatsorokon pontatlan. [31] [33] [38]



10. ábra nyers normál és fáradt állapot EEG jel (Fp1,Fp2, alany 1, Hu-Min dataset)

Az adatok kiértékelésénél és kategorizálásánál valamilyen algoritmusra lehet szükség, hogy a felvett adatpontokból, jelalakokból értelmezhető adat gyorsabban kinyerhető legyen. A legegyszerűbb ilyen módszer a becslésre a lineáris regresszió. Legegyszerűbben úgy jellemezhető, hogy egy paramétervektort kell becsülni a rendelkezésre álló mintából, tehát egy görbét illeszteni a pontthalmazra. Ez az úgynevezett függvény-approximáció. Ezen kívül a gépi tanulós algoritmusok is elterjedtek.

Egy ilyen gépi tanulási algoritmus például a Support Vector Machine (tartó vektor - SVM). Az SVM a bináris osztályozási feladatok megoldására szolgál. Az SVM a tanító adathalmazból megtanul egy határvonalat, amely két osztályt választja el egymástól. Az algoritmus célja, hogy olyan határvonalat találjon, amely lehetőleg a két osztály közötti távolságot maximalizálja. Az SVM előnye, hogy képes kezelni magas dimenziós adathalmazokat, és hatékonyan dolgozik nagyobb adatmennyiségekkel is. Jól skálázható, és magasabb pontosságot érhet el, mint más osztályozási módszerek. A lineáris SVM egyenes határvonalat húz a két osztály között, míg a nem lineáris SVM használhat magasabb fokszámú függvényt is. [1][2]

A folytonos EEG jelekből az érdekes részek ablakozását „epoching”-nak (jelszakaszolásnak) nevezik. A frekvenciatartománybeli „bin”-hez (rekesz) hasonló, kisebb intervallumokra osztott jelszakasz. Ez azt jelenti, hogy ha van egy 10 másodperc hosszúságú jel és 2 másodperces szakaszokat kell belőle vizsgálni, akkor 5 db epoch lesz. A vizsgált szakasz természetesen valamilyen vizsgált eseményhez köthető. A gyakorlatban a jel kétdimenziós tömb, [idő,

csatorna] ami szakaszolás után [szakasz, csatorna, szakaszidő]. A szakaszokra számítási erőforrást is megspórol és könnyebb jellemzők megkeresése az adathalmazban. Az ismertett kísérletekben 1 és 2 másodperces szakaszokra lett bontva. Egy neurális háló stabilitásában is fontos, hogy milyen mennyiségű hasznos adattal van tanítva. Ez a szakaszolás nem egyenlő a jelfeldolgozásból ismert ablakozás eljárásával.

Az adathalmazban a teljes spektrum nagyjából 0 és 250 Hz között van. A zajok felharmonikusait, DC jelet nem lehet teljesen kiszűrni. Túl nagy torzítást és a kauzalitástól, digitális szűrőtípustól függően eltolást szenvedne a jel morfológiailag, azaz időben és fázisban. Ez különösen előnytelen lenne időalapú, ERP vizsgálatokra.

4 FIZIKAI RENDSZERTERV, MÉRÉSI ELRENDEZÉS

A fizikai rendszertervben az összes hardverelem kiválasztásra és bemutatásra kerül, amelyet a rendszer tartalmaz. Számítások lehet végezni a korábban ismertetett változókra az elemek adatlapjai alapján.

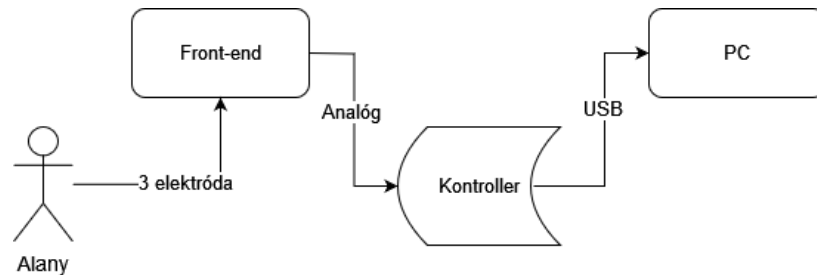
Egy szabvány, amelyet érdemes figyelembe venni, az az IEC 60601-2-26, amely a klinikai körülmények közötti használatra is alkalmas EEG készülékek alapvető teljesítményére és biztonságára vonatkozik. A követelmények között szerepel, hogy a csatlakozóknak nem lehet szabadon lévő fém része. A felbontás pedig $10\ \mu\text{V}$ minimum kell, hogy legyen. Az eszköz működését szigorú validálását követi, a szabványban rögzített mérőkörnyezetben. [24]

A készülék tervezésénél fontos beszélni a már sokszorosan említett külső zavarjelekről. Elektromágneses kompatibilitásnak (EMC) nevezzük azt, ha egy elektronikus rendszer összeférhetően üzemel más elektronikus készülékekkel, azok környezetében. Tehát ne zavarjon más eszközöket vagy önmagát és más eszközök se befolyásolhassák. Ideális esetben az elektródáknak az agykéregből származó akciós potenciált lenne szabad csak rögzíteni. A cél pedig, hogy a vezetékek csak a jellemzőkinyerés során értékes jeleket továbbítsák. Több direktíva is létezik az EMC követelmények betartásához. Ezek közül kerül felsorolásra néhány.

Az instabil felépítés miatt a vezetett kisfrekvenciás zavarjelenségek közül több is előfordulhat (feszültségingadozás, feszültségaszimmetria többek között.). A nagyfrekvenciás jelenségek és az áthallás nem annyira veszélyesek az eszközre nézve, mivel a legnagyobb frekvencia az maga a mikrokontroller órajele, ami nem befolyásolja a helyes működését a front-end-nek. Magukat az alkatrészeket nem fogja tönkre tenni a környezet, de a mérést értékelhetetlenné teheti, ezzel funkcióját vesztené. Amennyiben gépjárművezetők is használják az eszközt, a mérés tökéletlensége balesettel is végződhet. Az EMC követelményeknek való megfelelés kétféleképpen valósul meg. Az egyik az áramkör tervezése. Kerülni kell a hurkokat és figyelni a zavarjel-csatolási utakra. A másik lehetőség az alkatrészek megfelelő kiválasztása: erősítő és szűrők típusa, nyomtatott áramköri lemez kialakítás, amely tartalmazza a réteg-elrendezést, alkatrész-elrendezést és a huzalozást. Ha egy vezetőn áram folyik, akkor mágneses tér alakul ki körülötte, ami interferenciát okoz. Egy alkatrész vagy huzal sosem ideális, tehát vannak kapacitív és induktív tulajdonságai is és minden impedancia-változás rádiófrekvenciás energiát csatol a környezet felé. Az egyik legkönnyebben megoldható védelem az, hogy rövidebb

vezetékek vannak, így csökken a sugárzó/felfogó hossza. A másik lehetőség az RF energia csökkentése elkerülő és csatoló kondenzátorokkal. Az elkerülő kondenzátor áramutat biztosít a nem kívánt RF energiának, a csatoló pedig csökkenti az áramlökések terjedését. [28]

4.1 Elektronika



11. ábra fizikai rendszerterv

Az Atmega328 egy 8-bites Harvard architektúrájú 16 MHz-es általános célú mikrokontroller. Az ADC szukcesszív approximációs logikával működik. Belső referenciája 1.1 V. Ez gyakori megoldás, mivel gyors és olcsó. A mérés 0 és a referencia (1 LSB – Least Significant Bit, legkisebb helyiértékű bit) között történik, tehát $\frac{1.1 V}{1023} = 1.07 \text{ mV/lépcső}$ (± 2 LSB abszolút pontosság). Ezt azt jelenti, hogy minimum ennyire kell erősíteni a bemeneti jelszintet. A Nyquist–Shannon mintavételi tétel és a szabványok betartása végett minimum $f_s = 100 \text{ Hz}$ -es mintavételi frekvencia szükséges a jelfeldolgozáshoz, hogy az átlapolódás csökkenjen. Az irodalom azonban 256 Hz fölötti értéket javasol. A vizsgálatok is ilyen mintavételi frekvencián történtek. Az ADC 15 kSPS (kilo Sampling Per Second, másodpercenkénti 1000 mintavétel) mintavételezési rátával dolgozhat. [20]

Az átalakító felbontása nagyon pontos mérésre alacsony. Egy lehetséges alternatíva a jelfeldolgozó processzor, ami azt jelenti, hogy a processzor egy teljes halmaznyi jelfeldolgozó utasítást implementál és tehát hatékonyabb a feldolgozás és komplexebb algoritmus végrehajtást tesz lehetővé. Ezen felül lebegőpontos aritmetikát megvalósító egység is található ezekben a típusokban. A használatos soros port interfészek pedig szintén megtalálhatóak. [21] [22]

Az egészségügyi elektródák csatlakozóihoz gyakran alkalmaznak 1-2 mm-es „touchproof” (érintésbiztos) aljzattal ellátott csatlakozókat, melyek egyvezetékes merev rézvezetővel

rendelkeznek. Biztonsági okokból szabványosították, DIN 42802-1/2 (1.5 mm – 2 mm) szerint, innen ered az EEG DIN csatlakozó név. [23]

Az EEG/EKG/EMG eszközök elektronikai szempontból hasonló felépítésűek, csupán különböző paraméterekkel. Agyi, szívízom és vázizomzat feszültségváltozásainak érzékelésére más-más paraméterű áramkörök szükségesek (erősítés és az ehhez kapcsolódó RC állandók, bemenő jelek frekvenciája és amplitúdója, elektronikai alkatrészek paraméterének szempontjából vágási frekvencia).

Az EEG készülékhez, mivel potenciálkülönbség-mérést végez, minimum 2 elektródára van szükség. Az elektródák, melyekről differenciális jelet feszültséget mérnek, a csatorna elektródák. Minden csatorna 1-1 elektródának felel meg és egy adott agyi területhez közelebb esik. [39]

A specifikációban leírt jelerősítési problémákat különböző módokon igyekeznek csökkenteni elektrofiziológiai eszközök tervezése során. Fontos, hogy a jel dinamikataromány, tehát inkább az alacsony szintek legyen magasabbak, hogy a hasznos jel ne torzuljon az erősítés miatt. Ha lineáris a frekvenciaátvitel, akkor biztosítani lehet, hogy csökkenjen a fázistorzítás. Az időbeni eltolást az elektródák helyes kiválasztásával és rögzítésével, valamint guard lehet korrigálni. Az utólagos, lehet korrekciók segíthetnek az időzítési, stabilitási és telítési problémákban. [42]

Az EEG gazdasági okokból az első teszt során egycsatornásként fog működni. Ez két jelelektrodát és egy referencia pontot takar, 3.5 mm-es stereo jack bemeneten. Bár ezzel a mérések minősége romlik, viszont jelentősen csökkenthető a rendszer mérete, költsége és az elsődleges célnak az olvasott irodalom alapján megfelel. Az elektróda szett, a fejlesztési célra szánt mikrokontroller AD átalakítójának sebessége is véges, legfeljebb egy-két csatornához elegendő kapacitása van. A fizikai elrendezés két passzív elektródát és egy referencia (föld) elektródát jelent.

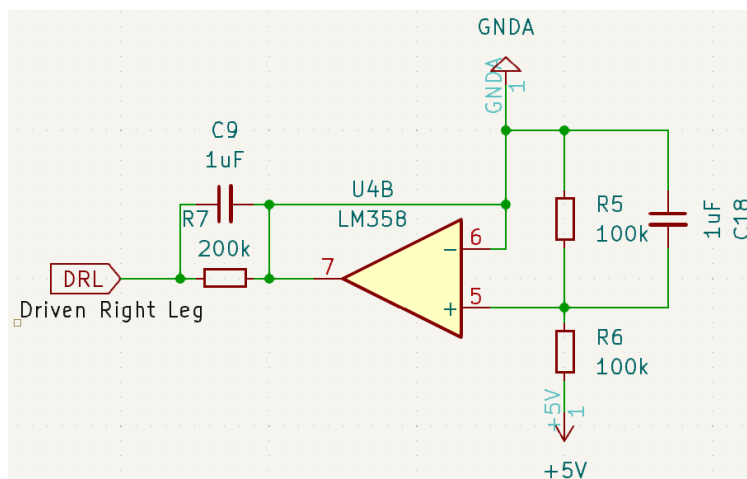
Az ideális műveleti erősítő egyik jellemzője, hogy a bemeneti feszültség kimeneti impedanciája nulla, az erősítő bemeneti impedanciája pedig (közel) végtelen. Ebben az esetben az áramkör stabilitása jobb lesz. Ha azonban az erősítő tényleges bemeneti impedanciája nem ideális, az

áramkör tranzienseiben nagy kimeneti túlcsoportulások lesznek. Ezért is nem volt mindegy, milyen erősítővel történik az előerősítés. Több megoldás is megfontolásra került.

Az 1 és 45 Hz közötti spektrumot a front-end szűrőinek segítségével állítható elő. Az áramkör főbb elemei a mérőerősítő, műveleti erősítők és passzív elemek. A mérőerősítő után aktív szűrőket érdemes alkalmazni. Összehasonlításképpen, a passzív elemekből álló szűrők nem kívánnak külső energiaforrást, viszont alacsonyfrekvenciás alkalmazásoknál ajánlott a nagyértékű tekercs, amelynek mérete viszont nagy. A terhelés közvetlen összeköttetésben áll a szűrővel, tehát ha változik az impedancia, akkor az a szűrő karakterisztikáját is befolyásolja. Még egy ok, ami talán még fontosabb, mint az előző, hogy a passzív tagok energiát vesznek fel a bemeneti jelből, csökkentve annak amplitúdóját.

El kell azt is dönteni, hogy az 50 Hz-es hálózati interferenciát aluláteresztő vagy pedig egy keskenysávú sávzáró szűrővel van eltávolítva. Egyes források viszont arra hivatkoznak, hogy a felüláteresztő szűrők alkalmazásának történelmi okai vannak. Igen kis jeleknél AC-csatolás volt szükséges, hogy megfelelő erősítés álljon elő. Ezt a problémát egy modern, nagyfelbontású ADC és a DC stabilizálás orvosolhatja. A szakirodalomban azonban ellentétes mikor, milyen szűrő használata az ideális és fontos, hogy a mérni kívánt jel, jelforrás tulajdonsága ismert legyen.

A cél az, hogy az csatornaelektródák a lehető legnagyobb impedanciával rendelkezzenek és a legtöbb feszültség ott essen. Egy lehetséges megoldás, hogy **DRL** (Driven Right-Leg vagy driven GND, magyarul vezérelt föld vagy aktív védelem továbbiakban DRL) fokozat áll a közös potenciálú elektróda előtt. Ez a közös módusú feszültséggel megegyező potenciál.[39]



12. ábra DRL áramkör

Az ábrán a tervezett áramkör DRL fokozata látható, ami lényegében impedanciaillesztő erősítő kapcsolat.[29][30]

Az egyik vizsgálandó megoldás az, hogy diszkrét elemekből készülő analóg front-end legyen, melyhez az AD620-as mérőerősítő és további LM358-as erősítők szolgálnának. Az AD620 esetén az erősítés (vagy adatlap szerint G – Gain) egy darab ellenállással (R_G – G -hez tartozó ellenállásérték) állítható be 10 és 100 között, ahol az ellenállás értéke a kívánt erősítéstől függően:

$$R_G = \frac{1 \text{ k}\Omega}{G - 1} \quad (9)$$

Az INA114-es mérőerősítőt előerősítőként használva, az erősítés adatlap szerint:

$$G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (10)$$

és a kimeneti jel:

$$V = G \cdot (V_{in}^+ - V_{in}^-) \quad (11)$$

A kívánt erősítés megközelítőleg +85 dB. Az második fokozat erősítését össze kell szorozni az előerősítő fokozat erősítésével.

$$G_{Total} = G_{pre} \cdot G_{post} \quad (12)$$

Ahol, G_{Total} az teljes erősítés, G_{pre} az előerősítés, G_{post} pedig az utólagos erősítő fokozat.

2. táblázat Erősítések adatlapról

1% std. érték	Erősítés	0.1% std. érték	Erősítés
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003.0

Az adatlapban lévő táblázatból leolvasható, hogy milyen ellenálláshoz milyen erősítési érték tartozik. Egy 1 k Ω -os értéket választva 50-es erősítés lesz. Ezt kell még egy $G=500$ -as második fokkal erősíteni. Ennek azonban számos problémája volt: magasabb rendű diszkrét elemekből készült szűrőhálózat áramkörre sok alkatrészt igényel bonyolítva a rendszert és növelné az eszköz fogyasztását is. A beállító ellenállás, ha kisebb, jót tenne a zajnak, viszont nagy

differentenciális jelekre csökken az erősítő robusztussága, ha az erősítés nagyobb valamilyen módon. Beépíthető lenne további áramköri ezek kezelésére, azonban ez is bemeneti zajhoz adna hozzá. [43]

Egy off-the-shelf (polcra vett), gyári analóg front-end eszköz is bemutatásra kerül. Az EEG click egy egycsatornás, 3 elektródás EEG-front end eszköz, melyen egy INA114-es IC található. Az erősítésért változtatható ellenállás szolgál, maximálisan $G = 10000$ -ig. A végfok MCP609-es műveleti erősítőtől áll. Az ennek finomhangolására egy potenciométer áll rendelkezésre, amely lehetővé teszi a köztes fokozat erősítésének 10 és 100-szoros közötti beállítását. 2,048 V-os virtuális GND (DRL) segíti a közös GND-ről csillapítani a zajt. A modul és a mérőerősítő 5V-os tápfeszültségről működtethető. [17]

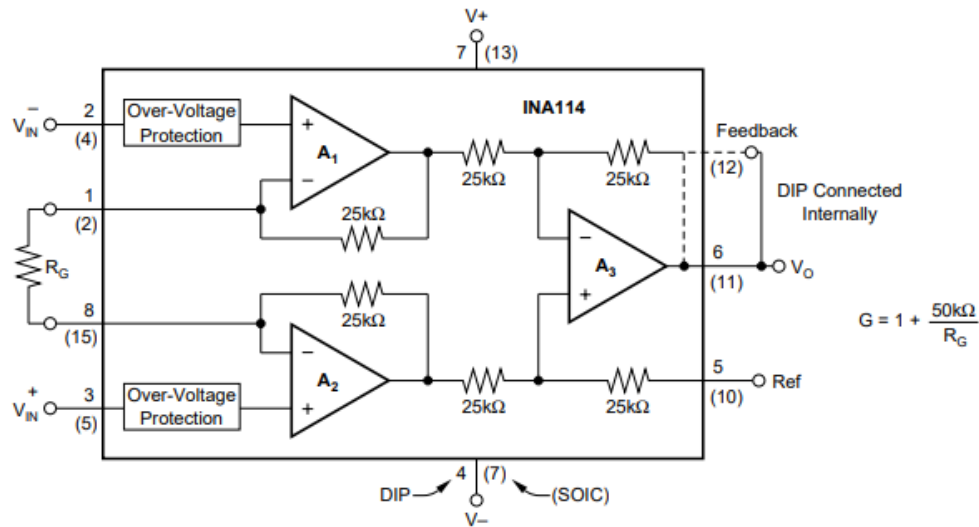
A sávszűrő feladata, hogy csak az érdekes tartományba eső frekvenciákat tartsuk meg. Az EEG jelben is lehetnek 1 Hz alatti és DC komponensek. A sávszűrő vágási frekvenciái így: $f_{c1} = 0.5 \text{ Hz}$ és $f_{c2} = 45 \text{ Hz}$. Több szűrőtípus megtekintése és szakirodalom olvasása után egy Sallen-Key topológiás (másodrendű nem invertáló szűrő, nagy Q-faktor, magas gain) Butterworth szűrő tűnik a legjobb választásnak. Az elrendezés műveleti erősítőtől, valamint R (ellenállás) és C (kapacitív) tagokból. A Butterworth (a Cauer és a Chebyshev mellett) az egyik legelterjedtebb szűrő topológia. Előnyei között van, hogy az egyik legsimább átviteli karakterisztikával rendelkezik, nincsenek hullámok (ripple), „maximálisan lapos” az áteresztő sávban (csak pólusok az átviteli függvényben). Ennek persze a szélesebb átmeneti sáv az ára. A csillapítás mértéke pólusonként -20 dB/dekád, egyenlet szerint:

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} \frac{d \log(G)}{d \log(\omega)} = -n \quad (13)$$

Ahol n a fokszám és a 20-as szorzót az ismert feszültség referenciaérték miatt ennyi. Egyszerű átviteli függvénnyel írható le, a pólusok számával és a vágási frekvenciával.

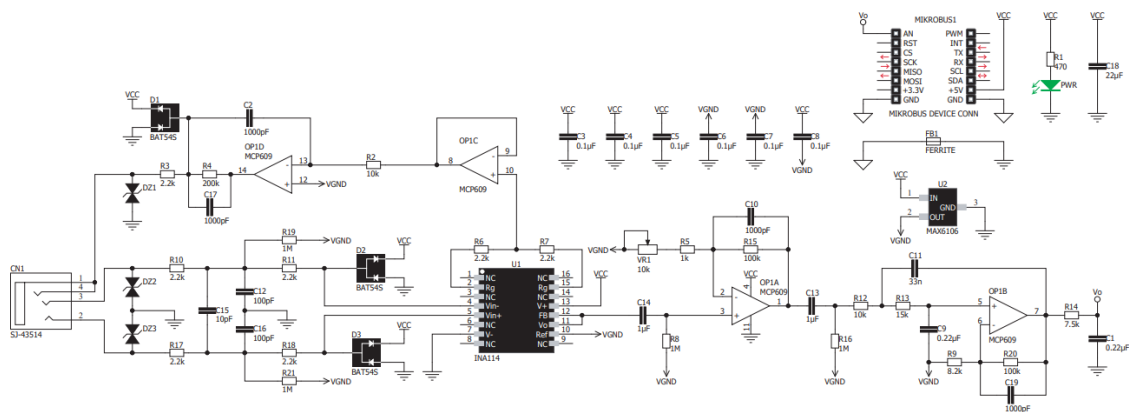
$$H(j\omega) = \frac{G_0}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}} \quad (14)$$

ahol G_0 a DC-erősítés és ω_c a vágási frekvencia.



13. ábra INA114

Az INA114, az AD620-hoz hasonlóan mérőerősítő, tehát kiválóan alkalmas adatregisztrációra és orvosi műszerekben való használatra. Néhány adat: az offset feszültség itt maximum 50 μ V, a közös módusú zajelnyomás (CMRR) pedig 115 dB 1000-res erősítés mellett. Ezek valamennyire leegyszerűsített értékek, hiszen az erősítő előfokozat valós hibája a tranzisztorok és ellenállások pontatlanságából is adódik. Ezzel kapcsolatban az erősítő adatlapja szolgáltat átlagos és minimum hibát jellemző értékeket.

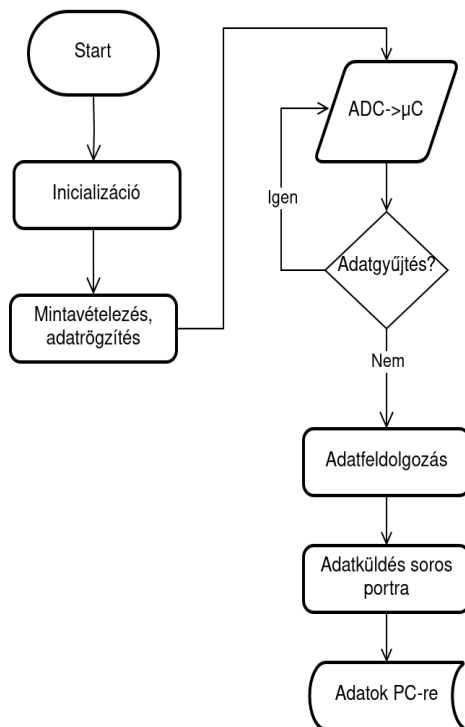


14. ábra EEG Click áramköri rajz

Elektronikai szempontból, common vagy GND elektródák, pontok is alkalmazva vannak például fülcimpán, a mastoid csonton (csecsnyúlvány). Mint a legtöbb aktív és biojel áramkör, az EEG front-end elektródáit is valamilyen potenciálra kell emelni, hogy akadályozva legyen az, hogy a páciens bármilyen áramütést szenvedjen és, hogy a közös módusú zaj csökkentve legyen. Ha csak a közös potenciálra lenne kötve az elektróda, az izolálatlan áramkör miatt áramütést szenvedhetne a páciens. A másik probléma, hogy a kontaktus nagyjából 100 k Ω

többszörös ellenállást jelenthet a felhasználó és a közös pont között, a közös módusú jelhez viszonyítva.

Az adatregisztráció folyamatábrája röviden:



15. ábra adatregisztráció folyamatábrája

Az adatgyűjtés megkönnyítésére az EEG Click board saját library-t is kínál. A könyvtár csupán GPIO (General Purpose Input/Output, általános célú bemenet/kimenet) interfészt inicializál.

A Click board által ajánlott programstruktúra a programot 3 fő részre bontja. A rendszer inicializáció, amely alatt a perifériák és pinok regisztereinek irányának, funkcióinak beállításait, makróit kell érteni. Az program inicializációja az ADC és az időzítővel kapcsolatos függvényeket jelenti, amelyek ebben az esetben a megszakítást kiszolgáló rutin alatt hívódnak meg. Végül a program fő része, tehát az ADC érték pollozott olvasása és az eredmények továbbítása soros kommunikáción keresztül a megjelenítés felé. A könyvtár jó alap lehet a saját programhoz. Több ötlet és logika átvehető, viszont a hardverspecifikus függvényekhez, megoldásokhoz nem lesznek teljesen jók.

```

1 - void application_task ( void ) {
2 -     uint16_t eeg_an_value = 0;
3 -     if ( eeg_read_an_pin_value( &eeg, &eeg_an_value ) != ADC_ERROR ) {
4 -         log_printf( &logger, " %u,%lu\r\n", eeg_an_value, time );
5 -         Delay_ms( 5 );
6 -         time += 5;
7 -     }
8 - }

```

16. ábra kódrészlet

A fentebb látható kódrészlet a Click board-hoz tartozó könyvtár része. [18]

Az átalakított adatok PC-re soros kommunikáción (USB, UART). Az utóbbi megoldás azért jó, mert nem igényel sok programozást az adatok láthatóvá tétele. Az adatgyűjtés után digitális lépésekről lesz szó.

4.2 Szoftver

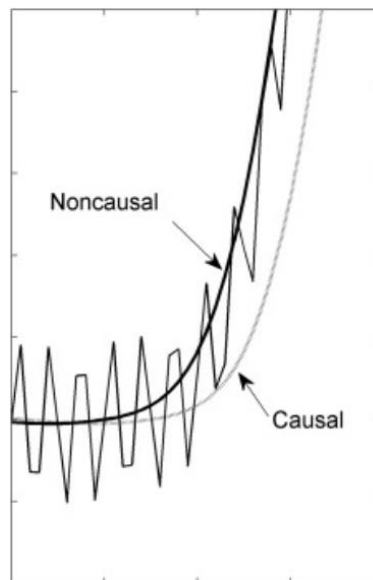
A szoftveres szűrés eszközének kiválasztása nem olyan egyértelmű feladat. A korábban ismertetett (analóg) Butterworth-sávszűrő digitális formában is megvalósítható, ez viszont valós rendszerről beszélve IIR (Infinite Impulse Response – végtelen impulzusválaszú), kauzális szűrőként implementálható. Ebből az következik, hogy kevesebb együtthatóból áll, ami gyorsabb számítást és memóriahatékonyabb algoritmust eredményez. Beágyazott rendszer esetén ez hangsúlyos. Ebből persze az következik, hogy a jel késleltetést szenved. Ahol számít a sebesség „minimális fázistolású” (átviteli függvény pólusai és zérushelyei $|z| < 1$) szűrő ajánlott. Ilyenkor a késleltetés frekvenciától függő. A hullámosság az analóg részekhez hasonlóan lehetőleg kevés, hiszen a foksám digitálisan nagyobb is lehet. Egy másik jó hatékonysági mérőszám az SNR-en és a komplexitáson túl a keresztkorreláció a digitálisan helyreállított és az eredeti jel között. Anshul, Bansal, Mahajan [31] mérései szerint a legjobb szűrőfoksám egy IIR szűrő esetén a negyedrendű. Így digitális Butterworth szűrő és Fourier-transzformációból nyert teljesítménysűrűségből áll elsősorban az első tesztelés és az előfeldolgozás a mérés során. [46]

Az FIR (Finite Impulse Response - véges impulzusválaszú) szűrő mellékhatásaként bejövő fázistolást a Matlab DSP toolbox-ban `filtfilt()` függvénnyel lehet semlegesíteni. Ez egy akauzális, nulla fázistolású szűrőt valósít meg úgy, hogy a kauzális számolást mindkét irányban

végrehajtja. Az adatpontok ilyenkor már csak múltbéli események. Az akauzális szűrőt általánosan a következő LTI (lineáris időinvariáns) differenciaegyenlet írja le. [31]

$$a(1)*y(n) = b(1)*x(n) + b(2)*x(n-1) + \dots + b(nb+1)*x(n-nb) - a(2)*y(n-1) - \dots - a(na+1)*y(n-na) \quad (15)$$

Az szűrő jelre gyakorolt hatását egy ábra szemléltetheti a legérthetőbben:



17. ábra akauzális szűrő hatásai a jelre

A jellemzők kinyerését a bemenő adaton időtartományban, majd teljesítményspektrum-számítást követően végezzük. Így megmondható a sávonkénti teljesítményeloszlás. A Matlab szűrő létrehozásánál kiválasztható az ablakozó függvény is. Ebben az esetben az egyik implementált Kaiser-ablak megfelelő, mivel FIR szűrőt lesz az eredmény. [13] [16]

Az algoritmusokat platformtól függetlenül komplexitásilag jellemző egyik mérőszáma a nagy ordó jelölés. Ez megmutatja, hogy a függvény milyen nagyságrenddel növekszik vagy csökken. A Fourier-transzformáció alapvetően $O(n^2)$. Ez azt jelenti, hogy minden Fourier-együttható kiszámításával négyzetesen növekszik a számítások száma az n mintavételek számától függően. Az FFT gyors és optimalizált algoritmus már $O(n \log n)$ -re javul. A digitális szűrő komplexitása a fokszámtól függ. Egy darab mintához a kimenetre és a bemenetre is időbeli késleltetést kell számolni. Tehát a művelet lineáris, a komplexitása $O(c \cdot n)$, ahol c konstans a szűrő fokszáma. A cél, hogy az algoritmus ne legyen exponenciális vagy négyzetes.

A leggyorsabb algoritmus és jelfeldolgozási eljárás kiválasztásához érdemes előzetesen méréseket készíteni. Erre (is) kiválóan alkalmas a Matlab a beépített időmérő funkcióival. Ahol

lehet, ott a beépített Matlab toolbox függvény van alkalmazva, csökkentve a hibás implementációból jövő véletlenszerű komplexitást (elkerülhető, implementálásból fakadó bonyolultság) és futásidő növekedést. Ezen kívül fontos a kód mérete is. 32 kB-os programterület áll rendelkezésre és 2 kB RAM terület. Ez azért fontos, hogy így nem lehet túl sok mintát eltárolni futásidőben, hogy később feldolgozásra kerüljön. Valamint az adatok feldolgozása nem tarthat a mintavételezésnél sokkal hosszabb ideig, mivel betelne a pufferelésre szolgáló tároló. Ez néhány próba kód esetén gondot okozott és a dinamikus memória hamar betelt, mintákat veszítve el.

Futásidő tesztkörnyezet tulajdonságai a teljesség igénye nélkül:

```
OS Name: Microsoft Windows 10 Pro
OS Version: 10.0.19045 N/A Build 19045
System Type: x64-based PC
Processor(s): 1 Processor(s) Installed.
[01]: Intel64 Family 6 Model 142 Stepping 10 GenuineIntel ~1600 Mhz
Total Physical Memory: 8,075 MB
Available Physical Memory: 854 MB
Virtual Memory: Max Size: 21,915 MB
Caption FirmwareRevision
WDC WDS100T2B0A X61190WD
```

18. ábra PC tulajdonságok

Matlab verzió: R2023b (23.2.0.2365128)

A teszteléshez és validációhoz egy referencia-adatbázist érdemes használni. Ebben az esetben a Hu-Min által jegyzett adatsort és annak részletét [45].

Futásidő teszt adatának tulajdonságai táblázatosan:

táblázat 3 teszt adat jellemzői

Páciensek száma	1
Fájlok száma	2
Csatornák száma	2
Epoch ideje	1 sec
Mintavételi frekvencia	1 kHz

Az adatok beolvasásának időtartama Matlab Profiler-ben ábrázolva:

Profile Summary (Total time: 2.572 s)

Generated 05-Nov-2023 15:21:36 using performance time.

Function Name	Calls	Total Time (s) ↓	Self Time* (s)	Total Time Plot (dark band = self time)
preprocess_test	1	2.572	0.033	
loadcnt	4	2.537	2.462	
eeglab_options	4	0.074	0.045	

19. ábra Matlab futásidő mérése

A folyamat átlagban 4 másodperces futásidőket vett igénybe, ahol a legtöbb időt a loadcnt() függvényen töltötte a rendszer. Ez a függvény a CNT formátumban tárolt adatokból Matlab-ban feldolgozó struktúrát hoz létre.

A leghosszabb művelet a szűrés folyamatában a differencia egyenlet megoldása, körülbelül 1 másodperc csatornánként (2 csatorna, 2 fájl, 1 páciens).

```
Elapsed time is 2.003052 seconds.
Elapsed time is 1.989636 seconds.
```

20. ábra fft és szűrés futásideje

A Hjorth-paraméterek számítása ennél sokkal kevesebb időbe telik. A szórás, differencia számítások együttesen, az időfüggvényből: 7.5 ms-ot vettek igénybe.

Ebből kiderül, hogy néhány másodperc már elég lehet a mikrokontrolleres rendszernek arra, hogy jóval kisebb számítási kapacitással, némi késleltetéssel visszajelzést küldjön a felhasználónak. Nem szükséges komolyabb jelfeldolgozó eszköz beszerzése.

5 INTEGRÁCIÓ ÉS ELRENDEZÉS

Az első tesztlések Arduino Rev 3-mason történnek (Atmega 328p AVR processzorral). Ennek oka, hogy olcsóbban és egyszerűen hozzáférhető, széleskörű open-source támogatással rendelkezik, számos mintapéldával egyszerű felkonfigurálni. Egy nagy hátránya, hogy kisebb a számítási és mintavételezési kapacitása.

Ez a mikrokontroller is rendelkezik 10 bites analóg-digitális átalakítóval, ami miatt nem kell külsőleg gondoskodni még egy chip beszerzéséről. Az Uno 3-mason található még USB-port kezelő, ami a soros kommunikációt valósítja meg. Általánosságban elmondható, hogy egy 2-3 perces vizsgálati ablakhoz tartozó 1,5 milliszekundumonkénti mintavétel elég ahhoz, hogy pontosan meghatározható legyen az egyén figyelmének szintje. [9] Ennek a teljesítményigénynek a kielégítésére elegendő egy mikrokontroller, nem szükséges külön jelfeldolgozó processzor.

A diszkrét alkatrésztesztelés során, mivel nagyon kicsi amplitúdókról van szó és viszonylag sok AWG 22-es vezeték (későbbiekben jumper) igényelt az eszköz a zajérzékenység igen nagy volt. A rézvezetéseken semmiféle árnyékolás nincsen. A legtöbb zaj az elektródákon és a szabadon lévő vezetőkön keresztül keletkezik a jelben. Ezen a vezetékek lehető legrövidebbre hagyása és esetleges becsavarása segíthet.

Ezzel szemben a Click board-on minden ellenállás, IC és kondenzátor megtalálható huzalozott formában. Jó minőségű gépi forrasztással rögzítve és tesztelve. Itt érdemes szót ejteni a CE-jelölésről. A CE-jelölés (*conformité européenne*) igazolja, hogy a forgalmazott terméket a gyártó megvizsgálta, és az megfelel az uniós szintű biztonsági, egészségügyi és környezetvédelmi előírásoknak. [41] Csupán 3 összekötő kábel szükséges, a tápellátás, földelés és az analóg bemenet összekapcsolására. Külön kiegészítő modullal vagy saját tervezésű panellel ezek a vezetékek helyettesíthetők. A külön NYÁK (nyomtatott áramkör) viszont extra költség.

Pin	mikro™ BUS				Pin
AN	1	AN	PWM	16	NC
NC	2	RST	INT	15	NC
NC	3	CS	RX	14	NC
NC	4	SCK	TX	13	NC
NC	5	MISO	SCL	12	NC
NC	6	MOSI	SDA	11	NC
NC	7	3.3V	5V	10	5V
GND	8	GND	GND	9	GND

21. ábra Click board pin kiosztás

Az 1-es, 9-es és 10-es láb áll összeköttetésben a mikrokontroller megfelelő pinjével.

A tesztelés Arduino IDE beépített függvényekkel a legegyszerűbb. A kód port és UART inicializálásával kezdődik. Ezután olvashatóak az analóg értékek a kellő tartományban. 115200-as Baud Rate (adatátviteli sebesség) elegendő, ezt kísérletezésből kitapasztalt érték. A digitális szűrésre a Matlab és a SciPy Python könyvtár is segítségre szolgál. A két tool segítségével könnyen és személyre szabhatóan lehet a jellel dolgozni.

```

7 float EEGFilter(float input) {
8     float output = input;
9     {
10         static float z1, z2; // filter section state
11         float x = output - -0.95391350*z1 - 0.25311356*z2;
12         output = 0.00735282*x + 0.01470564*z1 + 0.00735282*z2;
13         z2 = z1;
14         z1 = x;
15     }
16     {
17         static float z1, z2; // filter section state
18         float x = output - -1.20596630*z1 - 0.60558332*z2;
19         output = 1.00000000*x + 2.00000000*z1 + 1.00000000*z2;
20         z2 = z1;
21         z1 = x;
22     }
23     {
24         static float z1, z2; // filter section state
25         float x = output - -1.97690645*z1 - 0.97706395*z2;
26         output = 1.00000000*x + -2.00000000*z1 + 1.00000000*z2;
27         z2 = z1;
28         z1 = x;
29     }
30     {
31         static float z1, z2; // filter section state
32         float x = output - -1.99071687*z1 - 0.99086813*z2;
33         output = 1.00000000*x + -2.00000000*z1 + 1.00000000*z2;
34         z2 = z1;
35         z1 = x;
36     }
37     return output;
38 }

```

22. ábra Negyedrendű Butterworth-sávszűrő

A szűrő Padmalaya Rawal és Deepak Khatri munkáját használja fel, ugyanis bizonyos időzítésekre és késleltetésekre nem volt ajánlás. [26] [27]

6 TESZTELÉS ÉS RÉSZEREDMÉNYEK

A tesztelés 2 fázisból állt. Először nyílt forráskodú, validált adathalmazokon ugyanazon jellemzőkre és eredményekre jutni beolvasás után. Ebben Thomas Wengerter GitHub munkája volt sok segítségre az adatok beolvasásában és kezelésében. [40]



23. ábra teszt alany adatgyűjtés közben

Most az alanyok jellemzői és a vizsgált adatokból 1-1 példa ábra kerül felsorolásra a feldolgozás sorrendjének bemutatására.

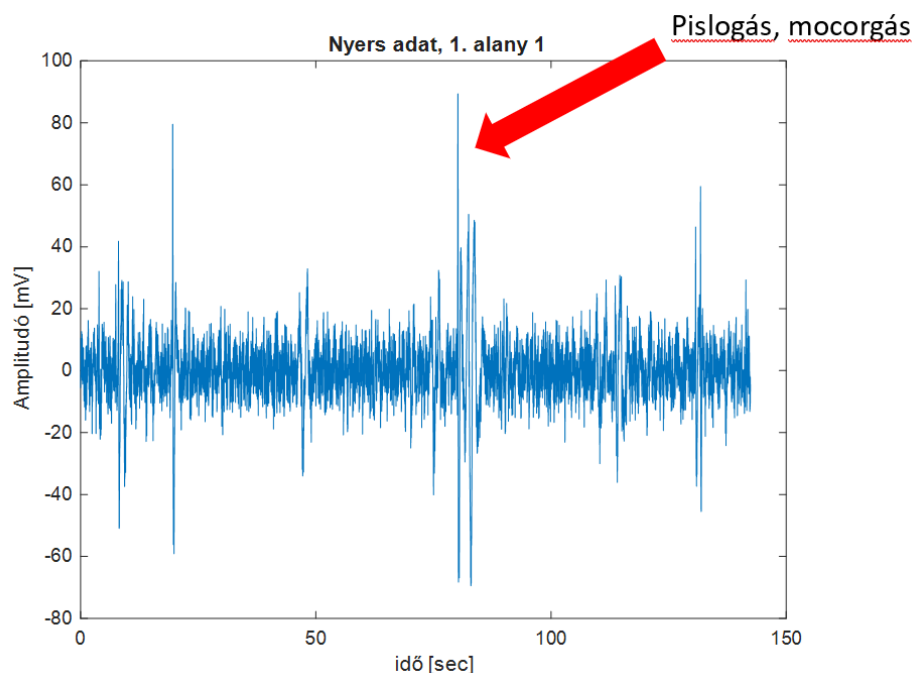
A mérésekben 21 és 32 év közötti férfiak és nők vettek részt fele-fele arányban. Átlagban 7.33 órát aludtak a vizsgálatot megelőző éjszaka. 9 órája voltak ébren és közepesen érezték magukat fáradtnak. A 4 vizsgált alanyokon 2-2 teszt ment le, mindegyik 2 perces időtartamokban. Az első teszt esetben az alany arra lett kérve, hogy üljön nyugodtan, mozdulatlanul és fókuszáljon valami egy digitális óra számlálására. Így pontosabb, zavaroktól kevésbé terhelt fáradt adatot remélt a szerző.

4. táblázat Alanyok adatai

Életkor:	21- 32 év
Mérések ideje:	14.00-16.00 között
Alvás átlagban:	6.75 óra
Állapot elmondás szerint:	kicsit fáradt, átlagos
Mérések időtartama:	2 perc

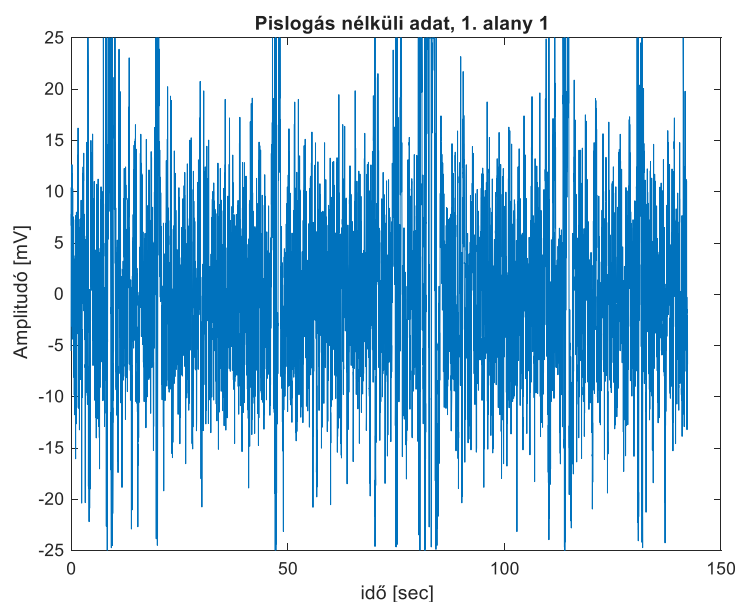
Az adatsor csak időbélyeget [t] és adat [data] mezőket tartalmaz.

A következőkben az alany 1 D3-mas és D4-es méréséből láthatóak grafikonok és számítások. Az alább látható ábrán az egyik, körülbelül 2 perces teljes adatsor látható importálás után:



24. ábra Nyers EEG jelek

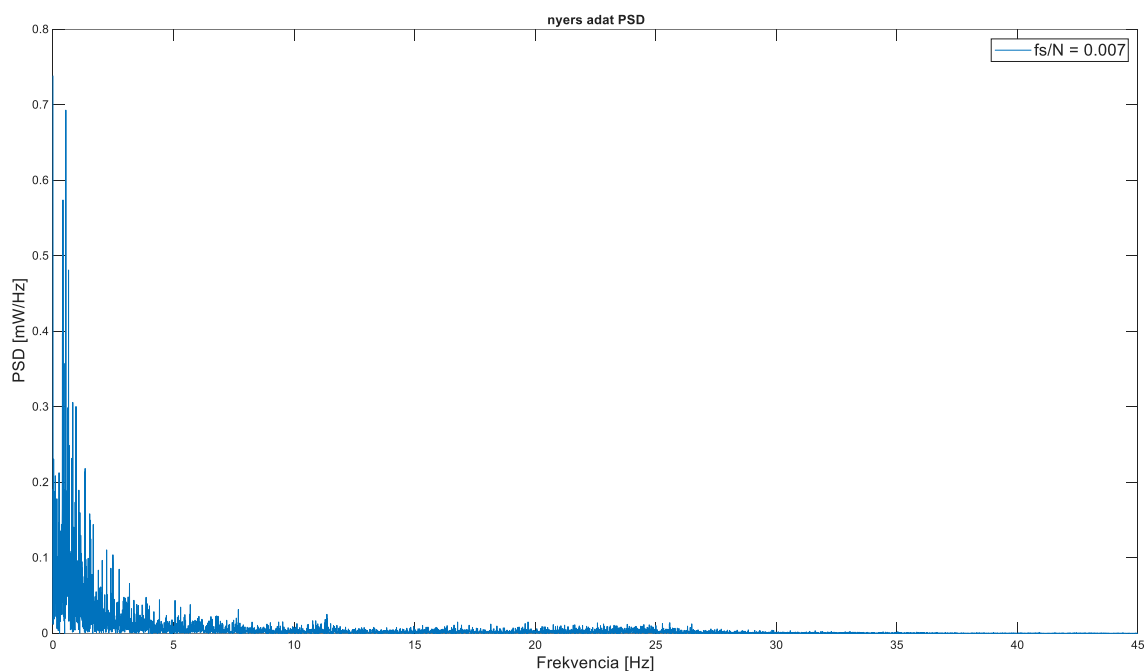
A jelekben erősek voltak a pislogást jelző impulzusok. Több lehetséges szűrési módszer van. A legegyszerűbb, ha egy csúcs az átlag értékkel van helyettesítve, ami egy kevés jó, de bevett gyakorlat. Az így kapott adat csökkentett impulzusokkal:



25. ábra Nyers EEG jelek kilövések nélkül

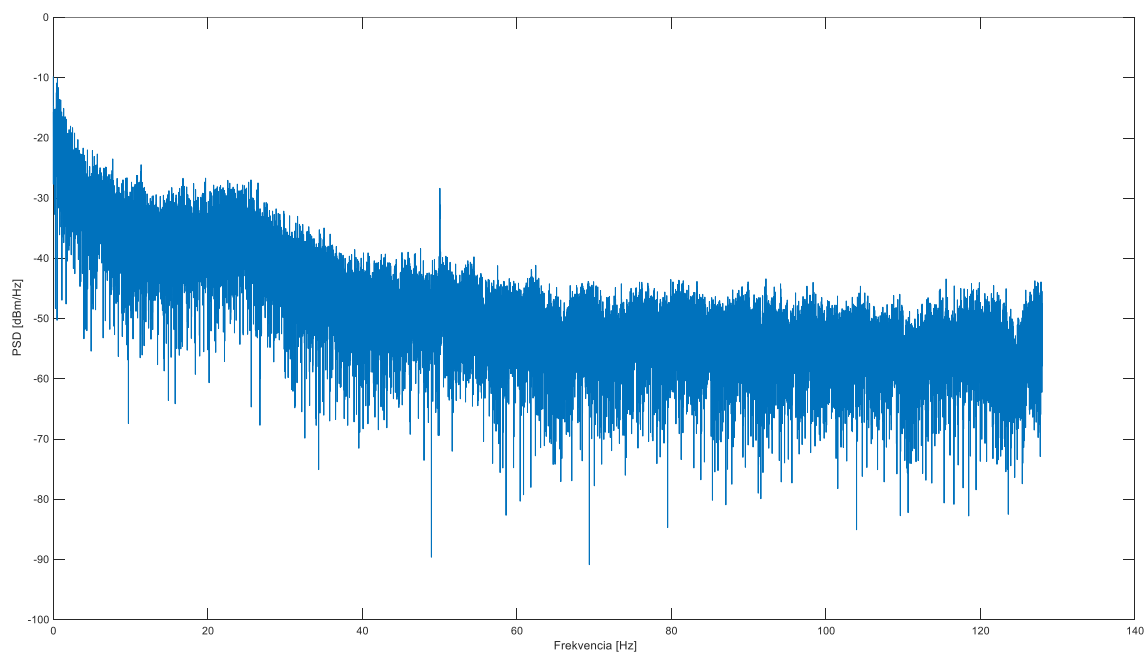
Az itt lévő ábrán a nyers EEG adat 9 másodperces felnagyított szakasza látszik.

Következőnek az adat PSD-je kerül közelítésre Matlabban, FFT algoritmussal. Az előállított spektrum pozitív oldalát, osztva a minták számával.



26. ábra Nyers PSD

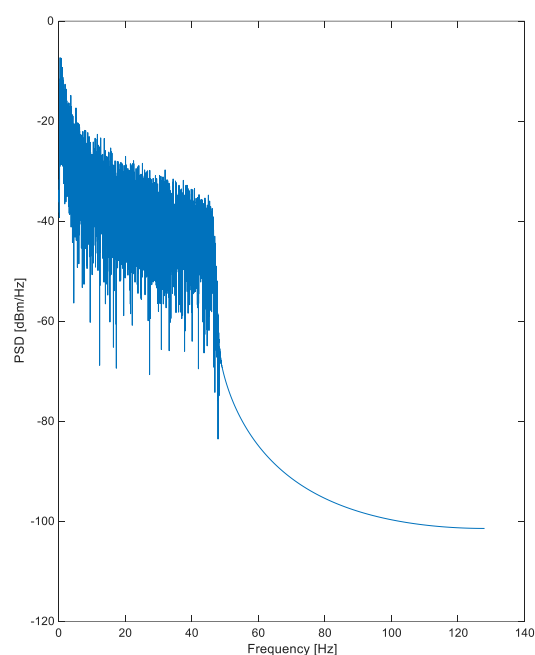
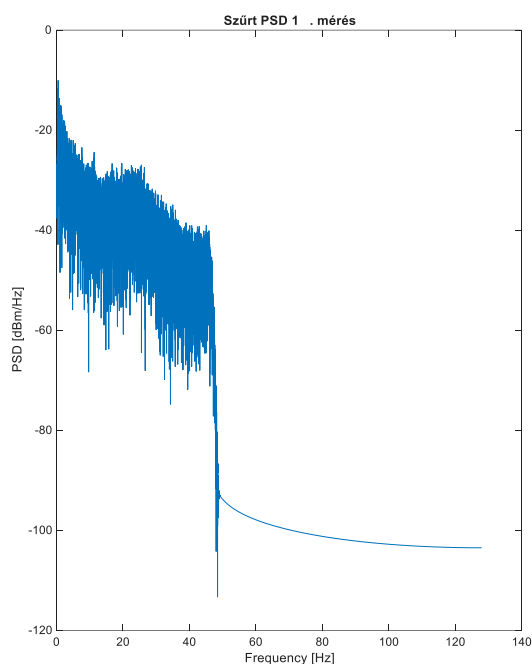
Ugyanez a grafikon átláthatóbb, dBm/Hz mértékegységben, tehát logaritmusos skálán.



27. ábra Nyers PSD dBm/Hz

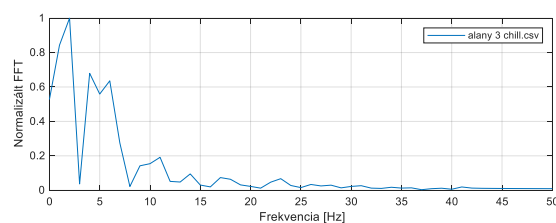
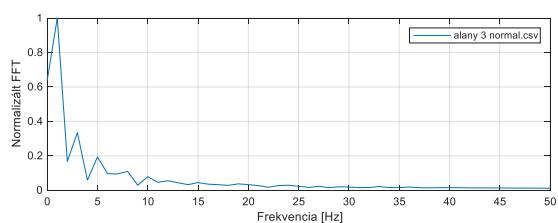
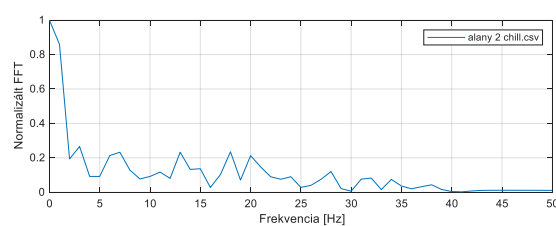
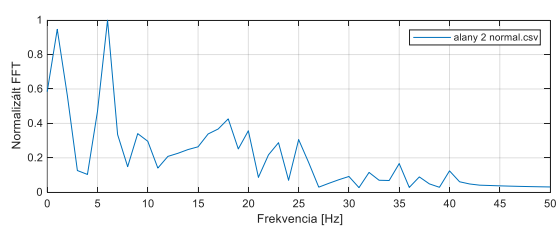
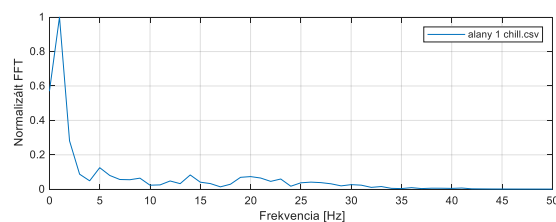
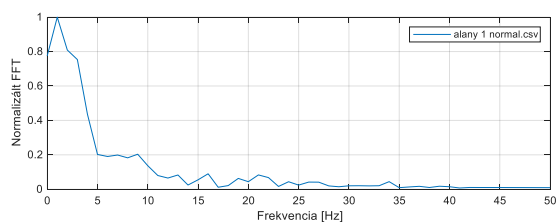
Ezután a szakaszok (epoch) akauzális szűrőn mennek át, Kaiser-ablakozó függvény használatával.

Az adatok PSD közelítésének grafikonja:



28. ábra szűrt EEG PSD

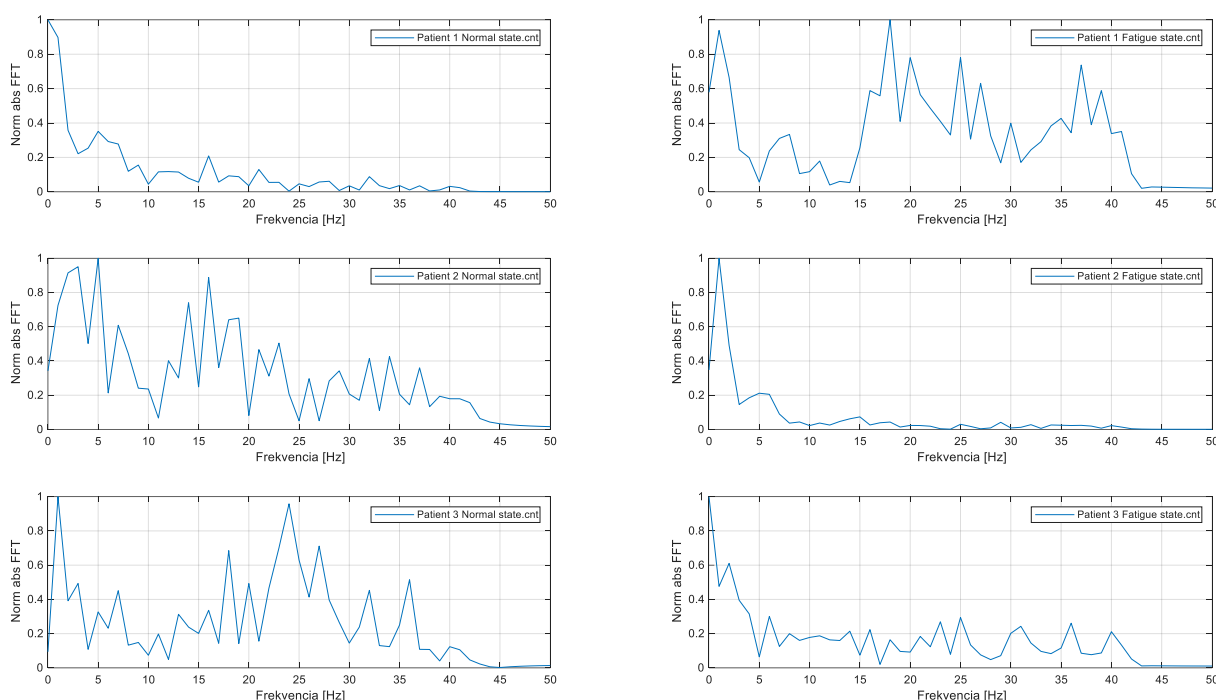
Egy viszonylag jobban értelmezhető ábra, a normalizált frekvencia spektrum. Alább 3 alany mérései láthatóak. A bal oldalon az éberebb, a jobb oldalon a fáradtabb állapot:



29. ábra szűrt EEG PSD normalizálás és epochálás után

Ez az első egyszerűen, szemmel is elemezhető grafikon.

Összevetve a referencia adatsorral, ahol ugyanígy a baloldalon látható a normál és jobb oldalon a fáradt állapot. Az Fp1 és Fp2-es mérési pontokon:



30. ábra szűrt Referencia EEG PSD (Hu-Min)

Az alacsony mintaszám miatt a mérésekből kevésbé lehet következtetéseket levonni. Az viszont látható, hogy a theta és alfa sávok relatív teljesítménye a béta sávhoz képest megnőtt, ami igazolja a felvetést és a keresett jellemzőt. A 3 alany szűrt EEG jeléből példaként a következő Hjorth-paraméterek kerültek kiszámításra:

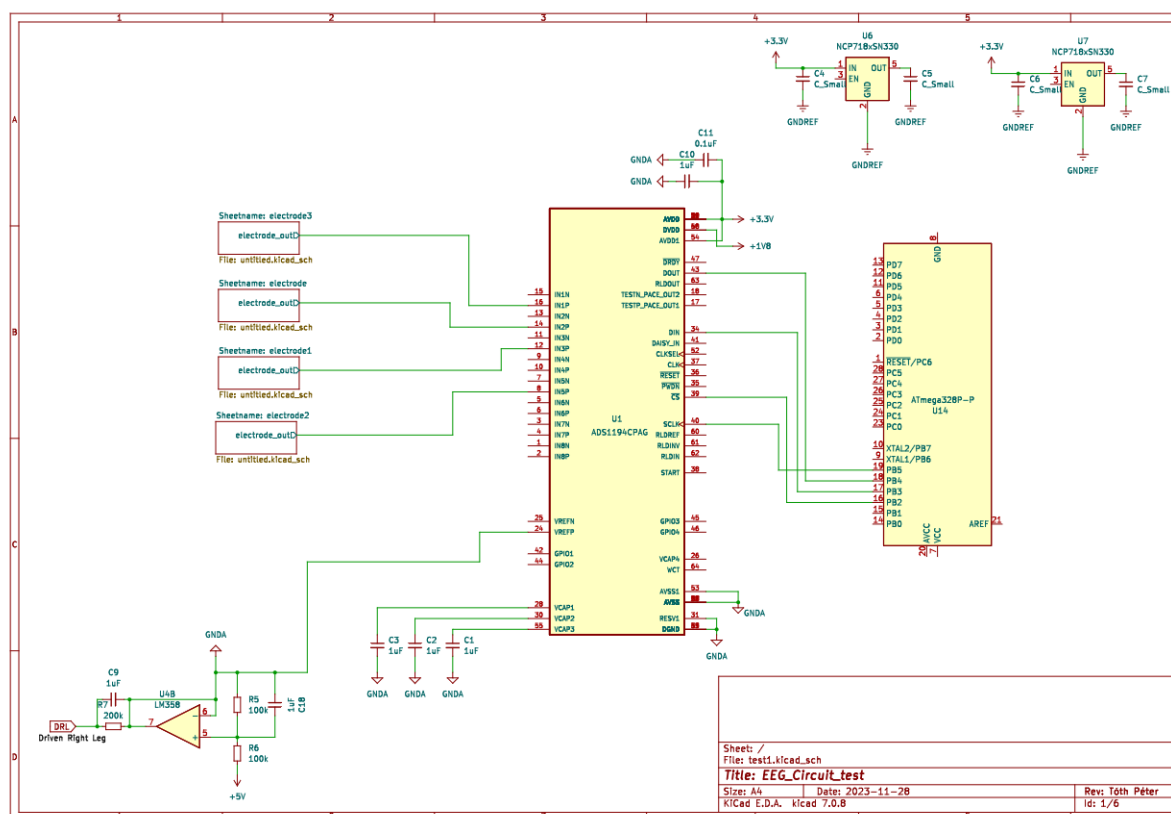
5. táblázat Hjorth-paraméterek

	Alany 1		Alany 2		Alany 3	
	Normál	Fáradt	Normál	Fáradt	Normál	Fáradt
Aktivitás	143.01	103.81	217.38	173.60	79.919	867.74
Mobilitás	0.0495	0.1838	0.1386	0.1550	0.0386	0.1165
Komplexitás	8.8131	2.3744	3.7851	3.3826	10.433	3.4535
Szórás	37.8168	10.1886	14.7438	13.1757	88.990	29.457

A Hjorth-paraméterek részletesebb elemzéséhez érdemes jelszakaszonként külön meghatározni és összehasonlítani. Általában elmondható, hogy a normál állapot nagyobb aktivitást takart, a 3. alany fáradtság értékeinél lévő erős kilengés mérési hibára utalhat. A mobilitás alacsony értékei kevés változatosságot mutatnak, tehát alacsonyabb magasabb frekvenciás összetevőket, jelen esetben béta hullámokat, tehát éberebb állapotot.

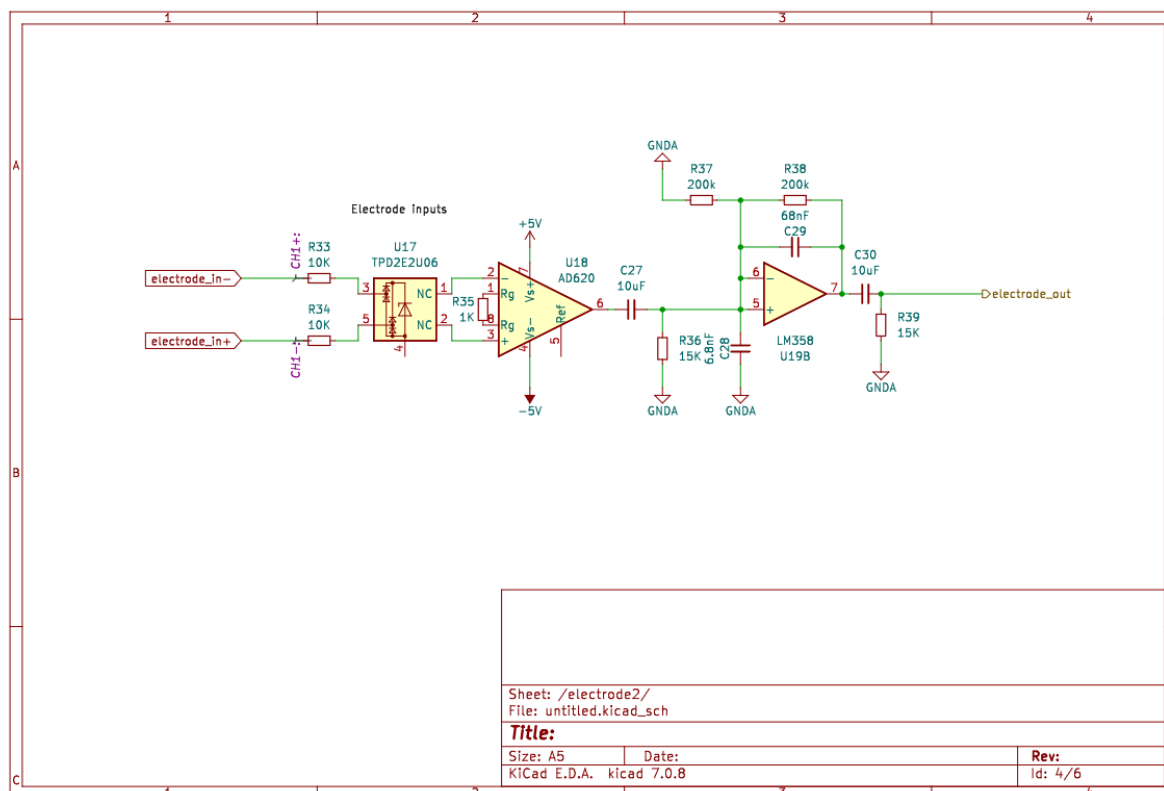
7 TOVÁBB FEJLESZTÉSI LEHETŐSÉGEK

A dolgozat írása elején is felmerült a saját eszköz tervezése és építése. Néhány fejezetben szó volt arról, hogy diszkrét elektronikai elemek használatával egy teljesen személyreszabott eszköz valósítható meg. Ezzel a már kész eszközzel további adatokat lehet gyűjteni és folytatni az algoritmusok tesztelését. Így személyre szabottabb, célzottabb a mérési elrendezés. Ennek tervei a következők:



31. ábra EEG áramkör

A hierarchikus blokk terv az elektródákról pedig alább, a következő oldalon látható, hogy áttekinthetőbb legyen a felső, fő tervrajz:



32. ábra EEG elektróda és rögzítő áramkör

Ezen felül az elektródák lecserélése érintésvédett csatlakozóval ellátottakra, ami költséges és még a NYÁK is változhat a véglegesítés előtt. A tényleges alkalmazáshoz egy fejpánt a viseléshez, aminek a kemény elemei lehetnek 3D-nyomtatottak, hogy a fej elülső és hátsó részén is jól rögzíthetők legyenek az új elektródák. Ezen felül érdemes lecserélni őket száraz és aktív típusúra, javítva a jel-zaj viszonyt. Ezek bufferelő erősítőjének hely és stabil rögzítés kell. A fejpántot már kényelmesen viselhető lehet sofőröknek vagy más munkát végző embereknek, diákoknak. Fontos, hogy az elektródán ne legyen nedves anyag, ami megszáradhatna vagy zavarná a felhasználót.

A statisztikailag is érvényes, megbízható saját adatok előállítása is meghatározható célként. A gépi tanulási módszerekhez elengedhetetlen a nagy mintaméret, adatbázis. Ez számszerűsítve alanyonként 4-5 mérés és körülbelül 5-10 alanyt jelent. Ez a szakirodalommal és a referencia adatbázisokkal egybevágó szám. Ezen felül gombnyomásos reakcióidő tesztek, hosszútávú reakciótesztek. Továbbiakban ezen új rendszer validálása. Végül a klasszifikáció algoritmizálásának implementálása, amely a dolgozat során leírt módszerekkel történhet. Továbbá más jellemzőkinyerési algoritmusok és módszerek kiválasztására és további tesztelésére is lehetőség van.

8 ÖSSZEFOGLALÁS

A dolgozat témájának kiválasztását irodalomkutatás és referenciák összehasonlítása követette. A BCI mérések elvinek alapjainak és a fáradtságfigyelők, mint vezetéstámogató és tanulássegítő rendszer ismertetése alapján specifikálható volt egy ilyen eszköz. Az EEG gépek mellett az orvosi, analóg áramkörök témájába és a jelfeldolgozás területébe sikerült némi belátást nyerni. A projekt megvalósítása előtt kevés konkrét elképzelés volt a téma pontos alkalmazását illetően, az eszköz felhasználási területeit az irodalomkutatás tette véglegessé. A korábban már elsajátított elektronikai ismereteken túl több gyártó által kiadott tananyag és szakmai fórum is segítségre volt. Ezen felül egy, az EEG eszközökre érvényes szabvány is ismertetésre került. A projekt végére lehetőség volt két tesztet, egy áramköri és egy adatrögzítő mérés után különböző feldolgozó algoritmusokat tesztelni és bővíteni. Ezáltal vizsgálatokat végezni 3 személyen és megállapítani, hogy a mért adatok hasonlóak az elmondott állapottal, valamint a referencia adatsorral. A projektet egy egyedileg tervezett eszközzel lehet folytatni. A jövőbeli kutatások ezen továbbfejlesztett eszköz valós idejű alkalmazásaira, illetve az eszköz teljesítményének különböző beállításokban történő vizsgálatára összpontosíthatnak.

A dolgozat felvázolta az EEG-alapú fáradtságfigyelés előnyeit és hátrányait, lehetőségeit. Gyakorlati példákon mutatta be, hogyan helyezhető át az elsősorban klinikai környezetben használt eszköz a mindennapokba, hogy a technológia hozzáférhetőbb legyen.

Ezúton pedig szeretném megköszönni a tanácsokat, korábbi felkészítéseket és javításokat minden oktatónak, akik segítségüket és elérhetőségüket adták a projekt írása közben.

9 IRODALOMJEGYZÉK

- [1] C.-S. Wei, Y.-T. Wang, C.-T. Lin és T.-P. Jung, „Toward Drowsiness Detection Using Non-hair-Bearing EEG-Based Brain-Computer Interfaces,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, %1. kötet26, %1. szám2, pp. 400-406, 2018.
- [2] N. S. Asl, G. Baghdadi, S. Ebrahimian és S. J. Haghighi, „Toward Applicable EEG-Based Drowsiness Detection Systems: A Review,” *Frontiers in Biomedical Technologies Vol. 9, No. 4 (Autumn 2022)* 323-350, %1. kötet9, %1. szám4, pp. 323-350, 2022.
- [3] K. Robbins és T. Mullen, „What large-scale analysis tells us about EEG pre-processing,” IEEE, San Diego, CA 92121, 2020.
- [4] GVR, „Grand View Research,” 2022. [Online]. Available: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/electroencephalography-eeeg-systems-devices-market>. [Hozzáférés dátuma: 17 04 2023].
- [5] J. Lowrie és H. Brownlow, „The impact of sleep deprivation and alcohol on driving: a comparative study,” *BMC Public Health*, %1. kötet20, %1. szám980, p. 20, június 2020.
- [6] S. I. van, „Road Safety Thematic Report - Fatigue,” SWOV Institute for Road Safety Research, Brüsszel, 2021.
- [7] J. Deng, F. Zhou, W. Hou, Z. Silver, C. Y. Wong, O. Chang, A. Drakos, Q. K. Zuo és E. Huang, „The prevalence of depressive symptoms, anxiety symptoms and sleep disturbance in higher education students during the COVID-19 pandemic: A systematic review and meta-analysis,” *Psychiatry Research*, %1. kötet301, %1. szám113863, p. 40, 2021.
- [8] D. M. Alimardani, Szerző, *Brain-computer interfaces*. [Performance]. AI Forward Forum, 2021.
- [9] Jayanthi és M. P. a. A. K., „Designing of a single channel EEG acquisition system for detection of drowsiness,” *2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking*, pp. 1364-1368, 2017.
- [10] A. Jakimi, A. Sabraoui, E. Badidi, A. Idri és M. E. Koutbi, „Use Cases and Scenarios Engineering,” in *2007 Innovations in Information Technologies*, Dubai, UAE, 2007.
- [11] J. M. Kumar és V. K. Mittal, „EEG Data Acquisition System and Analysis of EEG Signals,” in *2nd International Conference for Emerging Technology (INCET)*, Belagavi, India, 2021.
- [12] X. Xu és P. Wang, „Low-Cost Circuit Design for EEG Signal Amplification and Extraction,” in *IEEE Asia-Pacific Conference on Image Processing, Electronics and Computers (IPEC)*, Dalian, China, 2021.
- [13] M. TOUIL, L. BAHATTI, A. ELMAGRI és A. LEKOVA, „EEG signal cleaning for drowsiness detection,” in *International Conference on Electrical and Information Technologies (ICEIT)*, Rabat, Morocco, 2020.

- [14] A. Khosla, P. Khandnor és T. Chand, „A comparative analysis of signal processing and classification methods for different applications based on EEG signals,” *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, %1. kötet40, %1. szám2, pp. 649-690, 2020.
- [15] G. v. Rossum, F. Lundh és S. Lumholt, „docs.python.org,” Python Software Foundation, 16 01 2023. [Online]. Available: <https://docs.python.org/3/library/tkinter.html>. [Hozzáférés dátuma: 10 03 2023].
- [16] S. Arif, S. Munawar és H. Ali, „Driving drowsiness detection using spectral signatures of EEG-based neurophysiology,” *Frontiers in physiology*, %1. kötet14, %1. szám1153268, 2023.
- [17] Mikroë, „Mikroë,” Mikroë, 01 05 2023. [Online]. Available: <https://www.mikroë.com/eeg-click>. [Hozzáférés dátuma: 01 05 2023].
- [18] Mikroë, „EEG Click Library,” Mikroë, Libstock, 2019.
- [19] A. Pérez, P. J. Monahan és M. A. L. Ralph, „Joint recording of EEG and audio signals in hyperscanning and pseudo-hyperscanning experiments,” *MethodsX*, %1. kötet8, %1. szám101347, 2021.
- [20] A. Corporation, „Mikrochip Products,” 01 2015. [Online]. Available: https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf. [Hozzáférés dátuma: 10 09 2022].
- [21] A. Limited, „developer.arm.com,” 15 01 2023. [Online]. Available: <https://developer.arm.com/documentation/100230/0100/?lang=en>. [Hozzáférés dátuma: 10 03 2023].
- [22] STMicroelectronics, „st.com,” 13 03 2022. [Online]. Available: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32u585ai.pdf>. [Hozzáférés dátuma: 29 03 2023].
- [23] I. E. Commission, *Medical electrical equipment –Part 2-26: Particular requirements for the safety of electroencephalographs*, Geneva: IEC, 2002.
- [24] T. Instruments, „TI - Analog Engineer’s Circuit Amplifiers,” 01 2021. [Online]. Available: https://www.ti.com/lit/an/sboa293a/sboa293a.pdf?ts=1683125983450&ref_url. [Hozzáférés dátuma: 16 01 2023].
- [25] R. Getz, „wiki.analog.com,” Analog Devices, 03 01 2021. [Online]. Available: <https://wiki.analog.com/university/courses/electronics/electronics-lab-active-filter>. [Hozzáférés dátuma: 20 02 2023].
- [26] P. Rawal és D. Khatri, „GitHub,” 21 08 2021. [Online]. Available: <https://github.com/upsidedownlabs/BioAmp-EXG-Pill/blob/main/software/DrowsinessDetection/DrowsinessDetection.ino>. [Hozzáférés dátuma: 25 03 2023].
- [27] A. Delorme és S. Makeig, „EGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis,” *Journal of neuroscience methods*, %1. kötet134, %1. szám1, pp. 9-21, 2004.

- [28] J. G. W. B. B. Winter, „Driven-right-leg circuit design,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, %1. kötet, összesen: %2BME-30, %1. szám1, pp. 62-66, 1983.
- [29] B. B. M. L. M. S. a. S. B. T. Bednar, „Common-Mode Voltage Reduction in Capacitive Sensing of Biosignal Using Capacitive Grounding and DRL Electrode,” *Sensors*, %1. kötet21, %1. szám7, p. 2568, 2021.
- [30] Z. Molnár, Szerző, *Műszer-automatika I. - EMC*. [Performance]. OE-KVK-MAI, 2022.
- [31] D. B. a. R. M. Anshul, „Design and Implementation of Efficient Digital Filter for Preprocessing of EEG Signals,” in *6th International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom)*, New Delhi, 2019.
- [32] A. B. e. al, „A survey of signal processing algorithms in brain–computer interfaces based on electrical brain signals,” *JOURNAL OF NEURAL ENGINEERING*, %1. kötet4, pp. 32-57, 2007.
- [33] B. L. C. A. C. M. C. M. R. A. Y. F. Lotte F, „A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces: a 10 year update,” *J Neural Eng.* , %1. kötet15, %1. szám031005, 2018.
- [34] S. P. P. Y. Q. T. Liao Y, „A New Feature Analysis Approach to Selecting Channels of EEG for Fatigue Driving,” *Comput Math Methods Med*, 2022.
- [35] C. A. a. T. G. U. A. E. Putra, „EEG-based microsleep detector using microcontroller,” in *2016 8th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE)*, Yogyakarta, 2016.
- [36] M. K. C. S.-H. K. Hong J. Eoh, „Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation,” *International Journal of Industrial Ergonomics*, %1. kötet35, %1. szám4, pp. 307-320, 2005.
- [37] I. e. a. Stancin, „A Review of EEG Signal Features and their Application in Driver Drowsiness Detection Systems,” *Sensors* , %1. kötet21, %1. szám11, p. 3786, 2021.
- [38] R. I. S. M. B. J. Bencsik B, „Designing an Embedded Feature Selection Algorithm for a Drowsiness Detector Model Based on Electroencephalogram Data,” *Sensors* , %1. kötet23, %1. szám4, p. 1874, 2023.
- [39] P. DV, „The use of single-electrode wireless EEG in biobehavioral investigations,” *Methods in molecular biology* , %1. kötet1256, pp. 375-390, 2015.
- [40] T. Wengerter, „<https://github.com/thomaswengerter>,” 2020. [Online]. Available: https://github.com/thomaswengerter/EEG_DriverFatigue. [Hozzáférés dátuma: 20 10 2023].
- [41] Belső Piaci, Ipar-, Vállalkozás- és Kkv-politikai Főigazgatóság, „CE-jelölés,” EU, Online, 2023.
- [42] V. Kledrowetz, R. Prokop, L. Fucik és J. Haze, „A Fully Differential Analog Front-End for Signal Processing from EMG Sensor in 28 nm FDSOI Technology,” *Sensors and Sensor Interface Integrated Circuit Design: Research and Applications*, %1. kötet7, %1. szám3422, p. 23, 2023.

- [43] H. H. M. D. Bill Kolasa, „Discussion Between CareFusion,” Analog Devices, Norwood, 2011.
- [44] Y.-R. L. a. H.-N. K. Seung-Hyeon Oh, „A Novel EEG Feature Extraction Method Using,” *International Journal of Electronics and Electrical Engineering* , %1. kötet2, %1. szám2, 2014.
- [45] J. Min, P. Wang és J. Hu, „The original EEG data for driver fatigue detection,” figshare, 13 07 2017. [Online]. Available: https://figshare.com/articles/dataset/The_original_EEG_data_for_driver_fatigue_detection/5202739. [Hozzáférés dátuma: 5 10 2023].
- [46] D. B. é. R. M. Anshul, „Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing,” *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering*, %1. kötet8, %1. szám10, pp. 3568-3578, 2019.
- [47] B. H. (-S. AB), „EEG analysis based on time domain properties,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, %1. kötet29, %1. szám3, pp. 306-310, 1970.

10 ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra Neuron matematikai modellje	5
2. ábra különböző EEG jeltípusok.....	7
3. ábra UML Use-Case diagram.....	9
4. ábra EEG eszköz sematikus ábrája.....	10
5. ábra elektróda pozíciók a 10-20-as rendszerben	10
6. ábra Nedves és száraz elektródák.....	11
7. ábra korrelációs eloszlások a topográfiája	12
8. ábra Jelanalízis folyamatábra	13
9. ábra normál és fáradt állapot spektrális teljesítménysűrűsége (O1,O2, forrás: Hu-Min adatsor).....	15
10. ábra nyers normál és fáradt állapot EEG jel (Fp1,Fp2, alany 1, Hu-Min dataset).....	17
11. ábra fizikai rendszerterv	20
12. ábra DRL áramkör.....	22
13. ábra INA114.....	25
14. ábra EEG Click áramköri rajz	25
15. ábra adatrögzítés folyamatábra.....	26
16. ábra kódrészlet.....	27
17. ábra akauzális szűrő hatásai a jelre	28
18. ábra PC tulajdonságok.....	29
19. ábra Matlab futásidő mérése	30
20. ábra fft és szűrés futásideje	30
21. ábra Click board pin kiosztás	32
22. ábra Negyedrendű Butterworth-sávszűrő.....	32
23. ábra teszt alany adatgyűjtés közben	34
24. ábra Nyers EEG jelek.....	35
25. ábra Nyers EEG jelek kilövések nélkül.....	35
26. ábra Nyers PSD	36
27. ábra Nyers PSD dBm/Hz.....	36
28. ábra szűrt EEG PSD	37
29. ábra szűrt EEG PSD normalizálás és epochálás után.....	37
30. ábra szűrt Referencia EEG PSD (Hu-Min)	38
31. ábra EEG áramkör	39
32. ábra EEG elektróda és rögzítő áramkör	40

Ábrák forrásai:

- [1] De Oliveira et al., A System Based on Artificial Neural Networks for Automatic Classification of Hydro-generator Stator Windings Partial Discharges
- [2] [Different types of EEG Signals | Download Scientific Diagram \(researchgate.net\)](#) (22.10.12)
- [3] saját
- [4] https://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg_design.html alapján, szerkesztve és lefordítva (22.09.29)
- [5] [The 10-20 International system of EEG electrode placement. | Download Scientific Diagram \(researchgate.net\)](#) (23.04.25)
- [6] Liao, Lun-De & Wang, I-Jan & Chen, Sheng-Fu & Chang, Jyh-Yeong & Lin, Chin-Teng. (2011). Design Fabrication Experimental Validation of a Novel Dry-Contact Sensor for Measuring Electroencephalography Signals without Skin Preparation. Sensors - (22.10.13)
- [5] [A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers, 3rd Edition \(analog.com\)](#) Pg. 3-4, Fig 3-7. - (22.10.13)
- [6] saját (apps.diagrams.net)
- [7] C. -S. Wei, Y. -T. Wang, C. -T. Lin and T. -P. Jung, "Toward Drowsiness Detection Using Non-hair-Bearing EEG-Based Brain-Computer Interfaces,"
- [8] saját (apps.diagrams.net)
- [9] <https://github.com/thomaswengertter> alapján Hu-Min adatsor (23.10.10)
- [10] <https://github.com/thomaswengertter> alapján Hu-Min adatsor (23.10.10)
- [11] saját (apps.diagrams.net)
- [12] saját (KiCad)
- [13] <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf> (22.10.23)
- [14] Mikroë, „Mikroë,” Mikroë, 01 05 2023. [Online]. Available: <https://www.mikroë.com/eeg-click>. (01 05 2023).
- [15] saját (apps.diagrams.net)
- [16] Mikroë, „Mikroë,” Mikroë, 01 05 2023. [Online]. Available: <https://www.mikroë.com/eeg-click>. (01 05 2023).
- [17] Mallat Stéphane, A Wavelet Tour of Signal Processing (Third Edition), CHAPTER 7 - Wavelet Bases, www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123743701000112)
- [18] saját
- [19] saját
- [20] saját
- [21] Mikroë, „Mikroë,” Mikroë, 01 05 2023. [Online]. Available: <https://www.mikroë.com/eeg-click>. (01 05 2023).
- [22] kép saját – P. Rawal D. Khatri, <https://github.com/upsidedownlabs/BioAmp-EXG-Pill/blob/main/>
- [23] saját
- [24] saját
- [25] saját
- [26] saját
- [27] saját
- [28] saját
- [29] saját
- [30] Thomas Wengertter – Hu-Min adatsor
- [31] saját (KiCad)
- [32] saját (KiCad)