

DUNAÚJVÁROSI FŐISKOLA
INFORMATIKAI INTÉZET



**MOBIL ESZKÖZÖK AGYHULLÁM
ÉRZÉKELÉSEN ALAPULÓ
IRÁNYÍTÁSA KVANTITATÍV EEG
ALKALMAZÁSÁVAL**

Készítette: Katona József
mérnök informatikus hallgató

Témavezető: Kővári Attila
főiskolai adjunktus

2011

Kivonat

Dolgozatom célja, hogy bemutassam az agyi tevékenység agyhullámok általi mérésén, valamint kvantitatív EEG elemzésén alapuló vezérlés módszerét, ennek elméleti hátterét, és két olyan teszt rendszer kialakítását, amely az EEG headset-ek segítségével, EEG jelek feldolgozása alapján történő vezérlés segítségével mobiltelefonon hívás fogadását/elutasítását, illetve mobil robot sebességvezérlését végzi.

A feladat megvalósításához a hardver és a szoftver létrehozása nagy kihívást jelentett számomra, mely összetett rendszerek létrehozását kívánta meg.

A hardver és feldolgozó alkalmazások elkészítése után a megadott két teszt rendszer által meghatározott teszt környezetben vizsgálatokat végeztem ezen EEG alapú eszközök alkalmazásával kapcsolatban. A tesztek eredménye alapján látható, hogy az eszköz megfelelő betanulás nélkül nem alkalmas az adott feladat elvégzésére, egy betanulási fázis után a teszt rendszerekben történő alkalmazhatóságuk sokat javul, de még nem ad tökéletes eredményt. Az agyban lejátszódó folyamatok minél pontosabb modellezése, és új feldolgozó algoritmusok fejlesztése által ezen EEG eszközök további fejlődése várható.

Abstract

In this thesis my aim is to demonstrate a controlling method based on the measurement of brain waves and the quantitative EEG analysis of brain activity, its theoretical background as well as to establish two test systems, which controls the speed of a mobile robot and answers or rejects calls on mobile phones by the use of EEG headsets and analysing EEG signals.

To achieve my goal the implementation of hardware and software meant great challenge for me and required the implementation of complex systems.

After establishing the hardware and processing applications, tests have been made on the application of these EEG based devices in the test environment determined by the two test systems. As a result of the tests, it could be said that the devices cannot complete the given tasks without previous practice. After a so called practice period their applicability in test systems improves a lot, though, does not implement perfect achievement. The further stage of the EEG devices is expected by the more precise modeling of the phenomena inside the brain and development of new processing algorithms.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	1
2. EEG jelek keletkezése, regisztrálása	3
2.1. Elektroencefalogram történeti háttere	3
2.2. Az agy felépítése, funkciói	4
2.2.1. Az agy területi, funkcionális felosztása	5
2.3. EEG jelek keletkezésének mechanizmusa.....	6
2.4. Elektrofiziológiai módszerek.....	7
2.5. EEG jelek regisztrálása.....	8
2.6. Agyhullámok	9
3. EEG jelek feldolgozása, alkalmazása	13
3.1. EEG jelek frekvenciatartománybeli feldolgozása	13
3.1.1. Discrete Fourier Transform (DFT)	14
3.1.2. FFT algoritmus.....	16
3.2. EEG headset-ek	16
3.2.1. Force Trainer játék EEG headset-e	17
3.2.2. MindFlex játék EEG headset-e	17
3.2.3. MindSet EEG headset	18
3.2.4. Emotive EEG headset	18
3.3. BCI – Brain Computer Interface	19
3.4. EEG jelek modulációján alapuló BCI-k	20
3.5. Agyhullám érzékelésen alapuló alkalmazások	22
3.5.1. Agyhullámokkal irányítható elektromos tolószék	22
3.5.2. Asimo robot.....	23
4. BCI hardver megvalósítása	25
4.1. MindFlex EEG headset.....	25
4.2. MindSet EEG headset.....	28
4.3. Vezérlőprogramot futtató hardver	29
4.4. Mobil robot.....	30
4.4.1. Robotino.....	30
4.4.2. Robotino View	31
4.4.3. Robotino Sim	31
5. Adatfeldolgozó és vezérlő egység implementációja	33
5.1. Célkitűzés és tervezés.....	33
5.2. Fejlesztő környezet megválasztása	33
5.3. IBM PC alapú adatfeldolgozó és mobilrobot vezérlő program.....	33
5.3.1. Program működése.....	36
5.3.1.1. Az események és azok hatásai.....	37
5.3.1.2. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények.....	39
5.3.1.3. Az adatmegjelenítést megvalósító függvények	42
5.3.2. Robot mozgásvezérlésének megvalósítása	44
5.3.2.1. Robot mozgásvezérlését megvalósító függvények listája	45
5.4. Mobiltelefon alapú adatfeldolgozó és hívásfogadást vezérlő program	46
5.4.1. Windows Mobile alapú adatfeldolgozó, megjelenítő és hívásfogadást vezérlő program.....	46
5.4.2. Program működése.....	48

5.4.2.1.	Az események és azok hatásai	49
5.4.2.2.	A megjelenítést megvalósító függvények	49
5.4.2.3.	Az adatfeldolgozást megvalósító függvények	50
6.	Esetvizsgálatok, eredmények, felhasználói tapasztalatok.....	52
7.	Összefoglalás, továbbfejlesztési lehetőségek.....	56
8.	Köszönetnyilvánítás.....	58
9.	Irodalomjegyzék	60
	Rövidítések listája	62
	Ábrajegyzék	64
	Táblázatjegyzék	66
	Mellékletek	68

1. Bevezetés

Az aggyal kapcsolatban már elmondhatjuk azt, hogy az agy működése során meghatározott funkciók ismertek. Az agyhullámok értelmezése soha nem fejlődhetne magas fokra anélkül, hogy meg ne ismernénk az agy működését, azt, amiből az agyi tevékenység által keltett agyhullámokat szeretnénk kinyerni és értelmezni. Az agyi tevékenység megfigyelhető, az idegi működés elektromos és mágneses jelenségének vizsgálatán keresztül, melynek egyik elterjedt módszere az elektrofiziológia. Az agyi aktivitás, az agyhullámok vizsgálatát, az agy idegi működésének megfigyelését legelterjedtebben elektroencefalográfiával (EEG) végzik, az EEG jelek feldolgozását pedig legtöbbször kvantitatív EEG (QEEG) módszerrel valósítják meg, ahol is az EEG-jelek frekvencia-spektrumát vizsgálják.

A dolgozatom célja, hogy bemutassam az elektroencefalográfiát (EEG) alkalmazó, az agyi tevékenység agyhullámok általi megfigyelésén alapuló irányítás módszerét, a „brain control”-t, hogyan tudjuk hasznosítani mobil eszközök vezérlésére.

A „brain control” kutatási területen számos egyetem végez kutatásokat, mint például a Svéd Állami Műszaki Intézet José del R. Millán által vezetett tolszék mozgatóját megvalósító projekt (CNBI). José del R. Millán az alábbiak szerint fogalmazta meg a kutatásuk célját [12]:

„The focus of our research is on the direct use of human brain signals to control devices and interact with our environment.”

Jelen dolgozat célja is José del R. Millán által megfogalmazottakon alapul, vagyis hogy az agyi tevékenység, az idegi működés elektromos és mágneses jeleinek megfigyelésére alapozva olyan rendszer kerüljön kialakításra, mely alkalmas az EEG jelek feldolgozása alapján két alkalmazásban EEG alapú vezérlés megvalósítására, és ennek a rendszernek a tesztelésre. E két alkalmazási terület közül az egyik mobiltelefon hívásfogadását vagy hívás elutasítását valósítja meg agyhullám vezérlés segítségével, a másik pedig mobil robot mozgatójának sebességvezérlését végzi.

A teszt rendszer kialakítása során az alábbi feladatok megoldása válik szükségessé:

- EEG jelek mérése, továbbítása;
- EEG jelek fogadása, feldolgozása, megjelenítése;
- Mobil robot sebességvezérlése;
- Mobiltelefonon EEG jelek fogadása, feldolgozása, hívásfogadás vezérlése.

2. EEG jelek keletkezése, regisztrálása

2.1. Elektroencefalogram történeti háttere

Galvani 1791-ben adta ki tézisé, mely kimondja, hogy az idegek belső elektromos energiával rendelkeznek. Fritsch és Hitzig (1870), majd később Ferrier (1875) munkássága alatt vált érthetővé, hogy az agykéreg elektromos ingerlésével mozgási vagy érzékelési jelenségek válhatnak ki. Richard Caton (1875) volt az első igazi nagy EEG specialista. A modern elektrofiziológia kialakulásában a legfontosabb lépéseket tette. Az első vizsgálatai nem épp páciensbarát módjára történtek. Nyulakon és majmokon végzett kísérletei elsőként mutatták ki, hogy fényinger segítségével az idegsejtek elektromos aktivitása megváltoztatható. Hans Berger (1929), a Jénai Egyetemen dolgozó pszichiáter volt az első ember, aki EEG-elvezetést alkalmazott és tovább fejlesztette Richard Caton módszereit. Berger abban az időben ezüst drótokat használt, amelyeket a beteg fejére alá ültetett (egyét a fej elülső részébe, a másikat a hátsó részébe). Ezeket a kutatásokat követően finomításokra került sor. A fejen kívül kezdte végezni vizsgálatait. A mérőegységeket gumiszalagokkal erősítette a páciens fejére. Az első feszültségingadozásokat egy Siemens galvanométerrel rögzítette és azokat elektroencefalogramnak nevezte el. [1] 1929-ben látott napvilágot az első tudományos munkája az elektroencefalográfiáról, amelynek köszönhető az, hogy figyelmet szenteltek ennek a kutatási területnek. Az első tanulmányok alapjelenségekkel foglalkoztak, csupán agyi felvételeket készítettek, alvás alatt vizsgálták a betegeket, vagy nyugalmi stádiumban kerültek megfigyelésre.

Az EEG jel egy komplex, több komponensből álló periodikus görbe, melyet nyugalomban viszonylag nagy amplitúdójú, 8-12 Hz tartományba eső hullámok dominálnak. Ez az alfa-aktivitás. Berger megfigyelte, hogy fényinger, mentális erőfeszítés hatására vagy felfokozott emocionális állapotban az alfa-aktivitást egy kisebb amplitúdójú, nagyobb frekvenciájú komponens váltja fel (béta-aktivitás). A klasszikus nevezéktan szerint, ha a nagyobb amplitúdójú és kisebb frekvenciájú hullámot egy kisebb amplitúdójú és nagyobb frekvenciájú váltja fel, deszinkronizációról beszélünk (például nyugalmi állapotban az alfa ritmus szemkinyitásával deszinkronizálódik). A folyamat ellenkezője a szinkronizáció. Berger azt is feltételezte, hogy míg az alfa-komponens a figyelmi folyamatokat tükrözi, addig a béta- az agy anyagcsere-folyamataival áll összefüggésben. Kísérletet tettek arra, hogy nyomon kövessék a normális és az abnormális agyi frekvenciákat. A hullámokat figyelve kiderült, hogy az agyi betegségektől szenvedőknek megváltozik az EEG leírása. A különböző tesztek, kutatások, kísérletek összegyűjtötték, amely során nagy tudásanyagra tettek szert az egyes idegrendszeri elváltozások EEG-diagnosztikájában. [1]

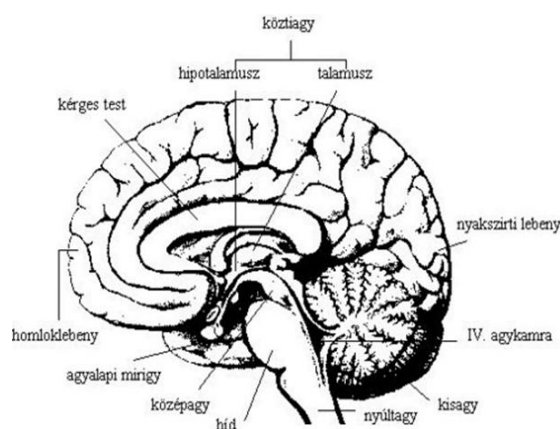
A sokáig változatlan, tradicionális EEG-elemzés az agyi elektromos aktivitás időbeli és térbeli tulajdonságainak a grafikus illusztrálására szolgál. Az ezek alapján definiált frekvenciatartományok sokáig, egészen a 60-as évekig megőrizték hatalmukat, majd a digitális korszak világában ez a felfogás, változáson ment keresztül. Az EEG matematikai kezelésének virágkora alakult a digitális jelfeldolgozás elindulásával. A digitális világ előtt nagyon körülményes volt a tömördek kinyomtatott jeleket kezelni. Ez azonban megváltozott annak berobbanásával, hiszen a digitális jelek feldolgozását segítő alkalmazások (például Matlab) meglehetősen kiszélesítette azt a skálát, amelyen a feldolgozások lehetőségei helyezkednek el. Az úgynevezett kvantitatív EEG (QEEG)

létrehozásához a számítógépes feldolgozás nagyban hozzájárult. Fourier- transzformált segítségével a digitális EEG-jeleket QEEG során átalakítjuk, hogy így a frekvencia-spektrumok szerint egzakt módon meghatározhatóak és megjeleníthetőek legyenek az egyes frekvenciasávok.

Mivel az EEG jelek magában az agyban az agyban lejátszódó folyamatok révén jönnek létre, ezért érdemes áttekinteni az agy fő részeit, és hogy melyik rész mely funkcióért felel, milyen működéssel van kapcsolatban.

2.2. Az agy felépítése, funkciói

Az emberi agy felépítése összetett, számos részből áll össze (lásd 2. ábra). Az agy felépítésének struktúrája hasonló más emlőállathoz, de teljesítőképessége jobb azoknál.



1. ábra. Az emberi agy felépítése.

Forrás: <http://patikapedia.hu/agyvelo>

Az agykoponya magában foglalja az agyvelőt, a gerinccsatorna ehhez a részhez csatlakozik. A koponya az agyunkat óvja a sérülésektől, de a koponya mellett az agyvíz és az agyhártya is ellát ilyen funkciót. A puha illetve kemény agyhártyák védik a szervet védőburkot alkotva. A vérkeringésből származó káros anyagoktól a vér-agy gát védi az agyat, amit leginkább egy a káros anyagokat megsűrű szűrőhöz lehet hasonlítani. [2]

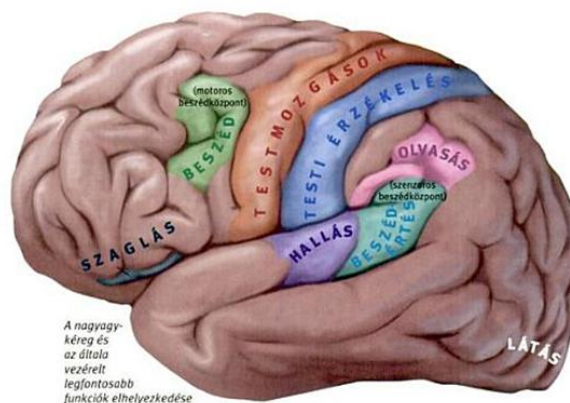
A gerincvelő a koponya hátsó részén található. A gerincvelő folytatása az agytörzs, mely fontos része az agynak. Ezen keresztül sok idegrendszeri pálya halad át és az érzékelési feladatokat látja el, amely lehet érintés, hő, fájdalom stb... Továbbá a szív működést és a légzést szabályozza, valamint koordinálja az alvási ciklust. [2]

A kisaggyal együtt elhelyezkedő és a gerincvelőhöz kapcsolódó részét tekintjük nyúltagnak. Az agytörzshöz tartozó kiszélesedő részt, hídnak nevezzük. A középagy az agytörzs felső részét képező szerv és körülbelül 2cm hosszú. A kisagy a koponyánk hátsó részén helyezkedik el. Számos fontos szerepe mellett kiemeltnek számít a mozgásban betöltött funkciója. A mozgáshoz szükséges izmok működtetését tudatunktól függetlenül képes megvalósítani. A köztiagy a kéregtest alatt helyezkedik el. Két részből tevődik össze az úgynevezett talamuszból és hipotalamuszból. Ettől a résztól kezdve startolnak el az érzőpályák végső neuronjai a nagyagy irányába. A talamuszunk alatt helyet foglaló hipotalamusz, amely esszenciális szabályozó központja a hormonális rendszernek és az idegi működésnek. [2]

A nagyagy a legnagyobb területet elfoglaló. A baloldali és jobboldali félteke rész egymással együttműködni képes, működésük eltérő. A két rész egyszerre vesz részt a gondolkodásban illetve az információk feldolgozásában. A jobb félteke végzi a vizuális feldolgozást, térérzékelést, a bal félteke a verbális képességekért, és az információk mélyreható, rendszerező feldolgozásáért felel. A félteke a beszédet, az írást és az olvasást is koordinálja. Az agyunk jobb fele irányítja a testünk bal felét a bal fele pedig a jobb oldal működéséért felelős. A nagyagy négy fő részre osztható. A homloklebény (lobus frontalis), fali lebeny (lobus parietalis), nyakszirt lebeny (lobus occipitalis) és a halántéklebény (lobus temporalis) alkotják a fő részeket. [2]

2.2.1. Az agy területi, funkcionális felosztása

A nagyagy az fejbőrön mérhető EEG jelek keletkezése szempontjából nagy jelentőséggel bír, mivel a nagyagy a legnagyobb területet elfoglaló rész. Tudjuk, hogy az agyterületek bizonyos részei meghatározott feladatokért, például a látásért, a beszédért vagy a hallásért felelősek, ezért ha valamelyik terület megsérül vagy károsodik, annak súlyos következményei lehetnek. A nagyagy egyes területeinek funkcióit mutatja a 2. ábra.



2. ábra. A nagyagy funkciói.

Forrás: <http://books.google.hu/Az ember agy>

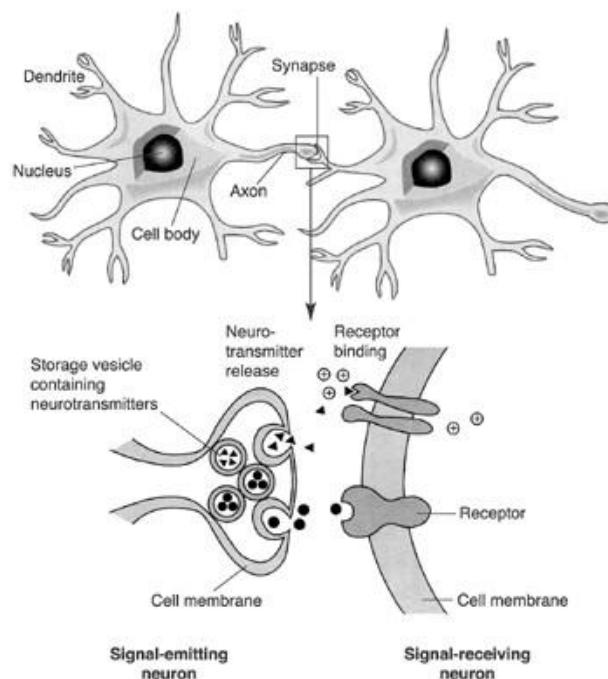
A homloklebény számos feladat ellátásáért felelős. Szabályozza az akaratlagos mozgásokat, gondolkodásunk és a szociális viselkedésünk is általa irányított. A problémamegoldásban, a tervezésben, a beszédben, a vázizmok irányításában is fontos szerepe van. A lebeny legelső részét prefrontális kéregnek nevezik. Ez a terület az agyunk irányító központjának számít. [2] A prefrontális kéreghez az összes érzékszervtől vezet idegszál. A prefrontális kéreg felelős a koncentrálókéesség kialakításáért. [3]

A fali lebeny felelős a fájdalom és a hő érzékelésért, továbbá információt is képes feldolgozni. A nyakszirt lebeny két részből áll. Itt helyezkedik el a képi információt feldolgozó fő központ, tehát itt található a látóközpont. A halántéklebény a hallás és a szaglás feldolgozását végzi, továbbá a lebenynek szerepe van a memóriafolyamatok és érzelmek koordinációjában is. Ezek mellett ez a lebeny felelős az emlékezésért. [2]

2.3. EEG jelek keletkezésének mechanizmusa

Az EEG keletkezésének pontos mechanizmusa a mai napig nem teljes részletességgel ismert. Valószínűsíthető, hogy sok, több ezer neuron összesített elektromos aktivitásának következménye, melyek az agykéreg felszíni részében helyezkednek el. [1] Az agyban keletkező bioelektromos jelek, a neuronok elektromos aktivitása, melyek kicsiny elektromágneses mezőket gerjesztenek. Ez azt jelenti, hogy az agykérgi aktivitás során feszültségváltozások történnek. A sejtekben protonok, elektronok, ionok áramlása elektromos áramot keltenek, mely annak a közegnek az ellenállásán, amin áramlik, feszültséget kelt.

EEG jelek keletkezésének modellezésére készített legkorábbi modell a Hodgkin and Huxley's Nobel díjat kapott modellje, mely 1952 került publikálásra. [4] A testünk egyik legnagyobb szerkezete az idegrendszer, amely neuronhálózatok csoportja. Ez a kapcsolatrendszer az egész testünket átszövi. Az idegsejtek által alkotott idegrendszer képesek egymással kommunikálni, és ebből következően az agyból érkező ingerek közvetítésére. Magát az ingerület átvitelt és a sejtek közötti kontakthelyeket, amelyeken át az ingerület az egyik sejtről a másik sejtre terjed tovább, nevezzük szinapszisnak. A szinapszist nagyobb részben az egyik neuron sejtteste (axon) hozza létre a másik neuron idegvégződésével (dendrit). Az ingerület hozót preszinaptikusnak a tovább vivot posztinaptikusnak nevezik. [6]



3. ábra. Szinapszis, ingerület átvitel pillanata.

Forrás: Keszthelyi Gabriella - Az agyi elektromos tevékenység (EEG) matematikai elemzése

Az átvitel során a két idegsejt nem ér össze teljesen, az ingerületet úgynevezett neurotranszmitterek (vegyi anyagok) viszik át. Ha az ingerület átért, a preszinaptikus ideg vegyi anyagokat választ ki, ingerlik a posztinaptikus ideget. Az ingerület egyirányúan halad, azonban a neurotranszmitter akár két irányban is tovább haladhat. Legtöbb esetben a visszafelé haladó transzmisszióknak szabályozó szerep jut.

Nyugalomban valamennyi sejt belseje negatív töltésű a külső felszínhez képest, ezt nyugalmi membránpotenciálnak hívják. Ennek terjedelme $[-90, -40]$ mV. Azonban a sejt belsejében, akár 20-30mV töltéstöbblet is kialakulhat a szinapszis során. Ezek a potenciál-kilengések önmagukban nem mérhetőek, de sok egyszerre már mérhető jelet ad. Az akciós és gátló cselekedetek a neuronok által egymás hatását erősítve alkotnak egy EEG görbét. Tehát az elektromos tevékenység ellenére a mélyebb struktúrák aktivitása a szignál gyengülése miatt nem idézhet elő a fejbőrrel elvezethető mikro voltos nagyságrendű jelet. Az EEG-jel kialakulásának feltétele ugyanis, hogy a sok kis elektromos változás felerősítse egymást. Elul (1972) szerint az EEG-jel előállításban számos neuron szinkronizált, összesített aktivitása működik közre. Ezeket a több neuronhoz tartozó, de együttműködő kapcsolatokat szinaptikus funkcionális egységeknek nevezte el. [1]

Ezt úgy lehet megfogalmazni, mintha egy nagyváros fölött mikrofonokat helyeznénk el, és abból a nagy zajból szeretnénk érdemi információkhoz jutni. Először megpróbáljuk kiszűrni a járművek zaját, aztán az egyéb hangokat is, mint az emberi beszéd megpróbáljuk megkülönböztetni, de mindig csak egyszerre hallunk sok embert beszélni, ezért az ő mondókájukat átlagolva halljuk.

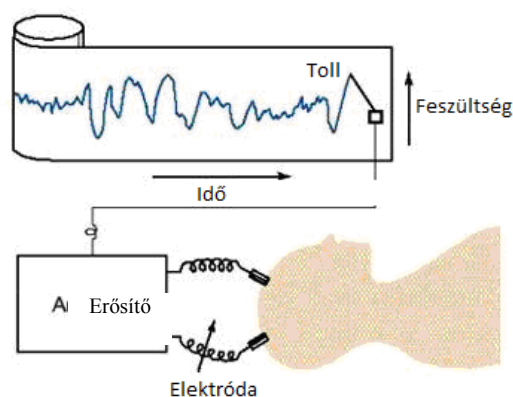
2.4. Elektrofiziológiai módszerek

Az agyhullámok „neuro-signal” vizsgálatánál az említett EEG jeleket mérjük. Tipikus bioelektromos jelek az ECG (Electrocardiograph), EMG (Electromyograph), EEG (Electroencephalograph) és EOG (Electrooculograph). GSR (Galvanic skin response – bőr galvanikus reakciója) és HRV (Heart rate variability – szívfrekvencia változás) szintén egy csoportja a bioelektromos jeleknek, habár ezek közvetlenül elektromos feszültség különbségként nem mérhetőek. [6]

Az agy idegi tevékenységének megfigyelésére alkalmazott elektrofiziológiai módszereket az 1. táblázat foglalja össze. Az idegi tevékenység globális és időbeli vizsgálatára legelterjedtebben elektroencefalográfiát (EEG) vagy ritkábban magnetoencefalográfiát (MEG) alkalmaznak. Az EEG vizsgáló eszköz a fejbőrre helyezett elektródák segítségével méri a bioelektromos agyjeleket és grafikusan megjeleníti. Az EEG jeleket érzékelő elektródák egy adott agyterületről érkező feszültségimpulzusokat érzékelik, a gépezet összegyűjti és az erősítő segítségével felerősített agyi frekvenciákat így vizsgálni lehet. Az EEG berendezés azonban nem csak egy mérésből áll. Komplex, több komponensből álló periodikusan váltakozó görbéket jelenít meg, amelyeknek összetevőit amplitúdójuk és frekvenciájuk alapján osztályokba sorolnak. [1]

Az EEG berendezés sok funkcionális változásra érzékeny, mint például a szemmozgás és az izommozgás. Ezek az úgynevezett műtermékei az EEG-nek, amiket ki kell szűrni. Az EEG berendezések tartalmazzák is ennek a problémának a megoldásához szükséges szűrőt.

Az agyi tevékenység által létrehozott elektromágneses jeleknek a frekvenciája alapján az agyhullámok több típusát lehet elkülöníteni, mely a továbbiakban ismertetésre kerül, és az agyhullám-vezérlés működésének alapját adja.



4. ábra. Az EEG gépezet működése.

Forrás: <http://universe-review.ca/R10-16-ANS.htm> (saját fordítás)

1. táblázat. Elektrofiziológiai módszerek.

Forrás: Elektrofiziológiai Módszerek a Kognitív Idegtudományokban
(Kéri Szabolcs és Gulyás Balázs)

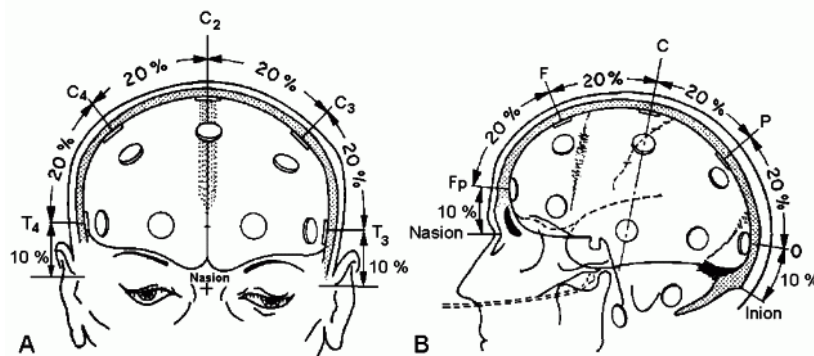
MÓDSZER	JELENTŐSÉG
Elektroencefalográfia (EEG)	Az agy elektromos tevékenységének globális, időbeli követése
Eseményfüggő potenciálok (ERP)	Időben meghatározott ingerekhez kapcsolódó körülírtabb elektromos válaszok
Brain electrical activity mapping (BEAM)	Sok csatornán regisztrált EEG jel szinkódolt feltüntetése a skalpon
Forrásanalízis (LORETA, ELEKTRA)	Az eseményfüggő potenciálok forrásának agyi lokalizációja
Magnetoencefalográfia (MEG)	Az agyi működést kísérő mágneses tevékenység követése
Egysejt-aktivitás regisztrálása	Egy neuron működését kísérő extracelluláris áram regisztrálása
Elektrokortikogram	Elektromos aktivitás regisztrálása a kéreg felszínéről
Transzkraniális ingerlés	Agyi funkciók megváltoztatása mágneses vagy elektromos ingerléssel

2.5. EEG jelek regisztrálása

Az EEG jelek érzékeléséhez szükséges elektródákat hajás fejbőrre helyezik fel. Ezek az elektródák kis ellenállásúak. Kétféle módszert alkalmaznak a feszültség elvezetésére. Az egyik a bipoláris a másik a monopoláris. Az elsőnél az egymás szomszédságában lévő pontok közötti feszültségkülönbséget mérjük, a másodiknál létezik egy referenciapont, nullpont, és minden esetben az attól eltérő feszültségkülönbséget mérjük. A nullpontú elektródának tanácsos olyan helyen lennie, amelynek potenciálját az agyi tevékenység nem befolyásolja. Nullpontként a fülcimpákat szokták használni. Többségében a klinikai, illetve diagnosztikai vizsgálatokra a bipoláris elvezetést szokták alkalmazni. A monopoláris elvezetés a kutatásoknál kap helyet, és azok céljainak az elérését próbálja elősegíteni. A monopoláris változat egy általános képet ad az agyműködésről és ez mindinkább használatos különböző kutatásokra, tesztekre. A monopoláris módszer legnagyobb előnye, hogy a nullpont lehetővé teszi a jelek összehasonlítását sokféle elektróda párosításban. A monopoláris módszer hátránya viszont, hogy nincs ideális nullpont hely. A bipoláris változat alkalmasabb lokális

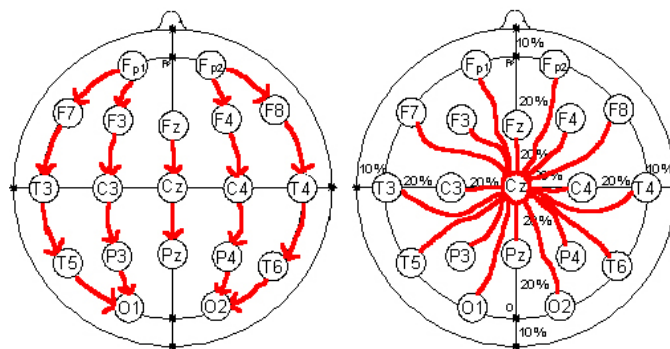
analízisre, mert a szomszédos területek tudjuk összevetni, és ez az ok, amiért inkább diagnosztizálásra használják. A bipolar módszer a koponya két aktív oldalán mért agyjeleket hasonlítja össze. Bármilyen aktivitás ezekkel az oldalakkal közösen kivonásra kerül azért, hogy csak a különbség kerüljön rögzítésre. Néhány információ ezzel a módszerrel elveszik. [6]

A méréshez nélkülözhetetlen az elektródák rögzítése, melyet általában egy gumiszalagból álló sapkával vagy akár egy gézdarab segítségével oldanak meg, és amit egy célnak megfelelő ragasztóval a fejbőrhez ragasztunk. Fontos az, hogy az elektródák elvezetési helyére rögzítése előtt a bőrt zsírtalanítsuk egy kis alkohollal. Továbbá jó vezetővé kell tenni egy kis elektrolit pasztával. Az EEG elvezetése különböző helyről történik, amelyet 10-20-as rendszernek is hívnak, mely 19 elektródát alkalmaz. Később ezt a nemzetközileg alkalmazott megoldást kiterjesztették 70 elektródára. Általánosságban egy elektródát a vizsgálat alanyának földelésére (null potenciál, referencia pont) a fülcimpára helyezhető csiptetőt használnak. [6]



5. ábra. Az elektródák elhelyezkedése a fejbőrön.

Forrás: <http://arstechnica.com/civis/viewtopic.php?f=26&t=178288>



6. ábra. A bipoláris és a monopoláris elvezetés.

Forrás: Keszthelyi Gabriella - Az agyi elektromos tevékenység (EEG) matematikai elemzése

2.6. Agyhullámok

Az agy működése a mérhető EEG jelek spektrumában mutatkozik meg. Ha az agyunk „izgatott lesz”, „beszéde” is gyorsabbá válik, akárcsak egy embernél. Az agy „mondanivalója” főként az alacsony frekvenciájú hullámokban mutatkozik meg, körülbelül 1- és 12-14 Hz tartományban. Az egyes frekvencia-összetevők jelenlétét elsősorban az éberségi szint határozza meg: fokozott éberség esetén magas frekvenciájú

komponensek vannak főleg jelen, míg az alvás mély fázisában például a delta-hullámok erőssége nagyobb. [1]

Agyjelek vizsgálatát legtöbb esetben Fourier-analízissel végzik, ahol az agy által keltett elektromos jelek, az agyhullámok, számos frekvenciakomponensre bonthatók (kvantitatív EEG). Az egyes agyhullám frekvencia-komponenseknek specifikus funkcionális jelentőségük van, melyet a 2. táblázat tartalmaz. [1]

EEG jelek feszültsége tipikusan $1\mu\text{V}$ -tól $100\mu\text{V}$ -ig terjed egy átlagos felnőtt esetében. Ezek szubdurális elektródákkal, mint például a tű elektródákkal mérve megközelítőleg 10-től 20 mV-ig terjednek.

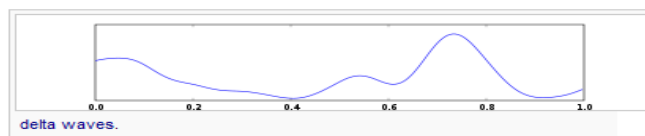
2. táblázat. Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai.

Forrás: Saját készítésű ábra

AGYHULLÁM TÍPUSOK	FREKVENCIA TARTOMÁNYOK (Hz)	AMPLITÚDÓ (μV)	JELENTŐSÉG
Delta	0,1 – 3,0	100 - 200	• mély, álmatlan alvás • eszméletlen állapot • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok
Théta	4,0 – 7,5	<30	• REM alvás, álom • 1-6 éves korban fiziológias • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok (Fourier-analízissel) • Intuitívítás, kreativitás
Alfa	8,0 – 12,0	30 – 50	• az agy „alapritmusa” • stimuláció hatására nagyfrekvenciájú ritmus váltja fel (alfa-blokk) • relaxált, de nem álmos, nyugodt állapot
Béta	13,0 – 30,0	<20	• szenzoros és emocionális behatások • harmonikus, éber, nyugtalan, izgatott, gondolkodó állapotok
Gamma	30,0 – 50,0	<10	• Magas mentális aktivitás

Delta-hullámok

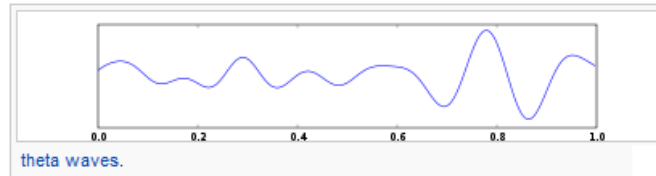
A delta a legkisebb frekvenciájú és nagy amplitúdójú agyhullám. Delta stádium kevés alkalommal jelentkezik. Az egyik ilyen állapot az átható alvási stádium, tehát éber állapotban nem jelentkezhet. Ez kialakulhat alvás során, a transz esetén, és a mély hipnózis alatt. A másik ilyen állapot, amikor betegek vagyunk. Erről az agyi hullámról a leghiányosabbak az ismeretek, mivel nehezen vizsgálhatók. [5][7]



7. ábra. Delta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Theta-hullámok

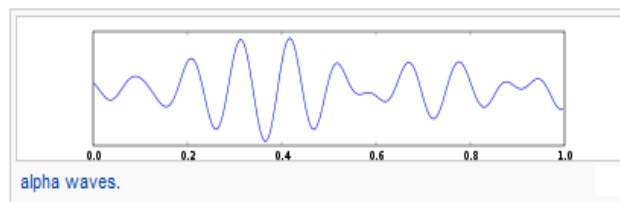
A théta hullámok rendkívül lassú 4,0 és 7,5 Hertz közötti hullámok. Alvási állapotban, mély meditációkor és álom alatt alakulnak ki. A legtöbb információt itt vagyunk képesek feldolgozni, ebből kifolyólag ezen a szinten lenne a leghatékonyabb a tanulás. A théta agyhullámok által fejleszthető a memóriánk és a kreatív gondolkodásunk. [5][7]



8. ábra. Théta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Alfa-hullámok

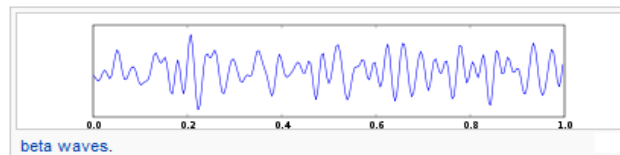
Az alfa hullám 8 és 13 Hertz közötti frekvencia tartományban fordul elő, tehát ez a hullám már lassúbb, mint a béta. Kapcsolatban áll a könnyed, ellazult állapottal, Az agy úgymond pihenő, ellazult, nyugodt. [5][7]



9. ábra. Alfa hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Béta-hullámok

A béta hullámok általában 13,0 és 30,0 Hertz közötti frekvencia tartományban fordulnak elő. Továbbá magas rezgésszám (frekvencia) és kicsi kilengés (amplitúdó) jellemzi, tehát ebben a szituációban emésszük fel a legnagyobb hányadát az energiánknak. A hullám kapcsolatban áll a koncentrációval, tehát az éber tudati stádiummal, az érzelmek kialakulásával, illetve a megismeréssel, hisz a figyelem ekkor irányul a környezetre. Ekkor a legmagasabb a koncentrációnk. [5][7]

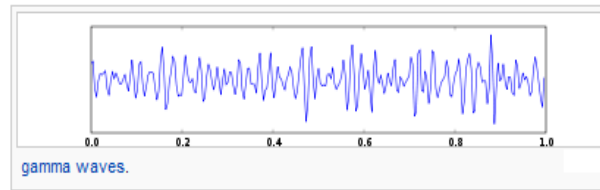


10. ábra. Béta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Gamma-hullámok

A gamma hullámok a tudósok által nemrég felfedezett legmagasabb frekvenciájú hullámok. Korábban ezeket az agyi frekvenciákat a béta agyi hullámokhoz sorolták és nem volt elkülönített kategória a számukra. Lényegében az öntudattal és a tiszta felfogóképességgel van kapcsolatban. Fontos tudnunk azt, hogy ezek a hullámok nem mindig vannak jelen és nem is mérhetőek a napszak bármely időszakában. Elsősorban alvás utáni időszakban az ébredéskor, illetve alvás közben fellépő REM (gyors

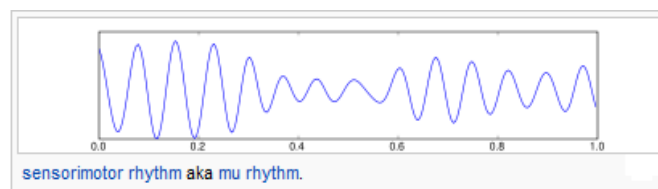
szemmozgás – rapid eye movement) ciklusnál jelentkeznek. Ezekben a szakaszokban magas szintű észlelés és információ feldolgozás zajlik az agyunkban. [5][7]



11. ábra. Gamma hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Mu-hullámok

A Mu hullám 8 és 10 Hertz közötti frekvencia-tartományban fordul elő, tehát még az alfa hullámtól is lassúbb. A szenzomotoros kéreg nyugalmi stádiumát helyettesíti, tehát az alfa hullámmal együtt úgynevezett üresjáratot jelképez. Az alfa hullámmal szemben a mu-állapot megszűnése nem a szemek felnyitásakor blokkolódik, hanem a kontra laterális mozdulatok kivitelezésekor. [5][7]



12. ábra. Mu hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]

Az eddigiek alapján látható, hogy az agyhullámok és azok erősségei, melyek az EEG jelek spektruma alapján meghatározhatók összefüggésben vannak az agy bizonyos állapotaival.

3. EEG jelek feldolgozása, alkalmazása

A neurális tevékenységek modellezése sokkal nehezebb, mint bármely másik szerv funkcióinak lemodellezése. Az EEG jelek feldolgozására számos algoritmust dolgoztak ki. Ezekhez az algoritmusokhoz tartozó műveletek közé tartozik az időtartomány elemzés, frekvencia tartományelemzés, térbeli tartományelemzés. A történelem folyamán számos algoritmust dolgoztak ki, hogy szemléltessék az agyi tevékenységeket, látványosan megjelenítsék azokat. Az EEG jelek időtartományban regisztrálhatóak, azonban számos korszerű eljárás az agy-számítógép interfész (BCI) frekvenciatartománybeli analízis alapján végzi a jelfeldolgozást. A frekvencia-analízis eredménye alapján, megfelelő képalkotó eszközök segítségével EEG topográfia készíthető (egy térbeli tartományban létrehozott térkép az agyi aktivitásról). [4]

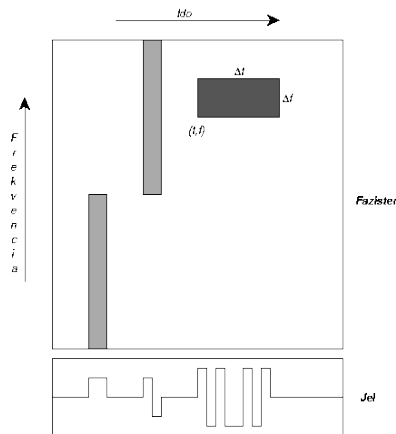
Az agyhullámok frekvenciatartománybeli feldolgozását, frekvencia összetevőinek, teljesítmény-sűrűségének meghatározását frekvencia tartományba történő transzformációval (Fourier transzformációval) lehet elvégezni. Ez a módszer az EEG jelek feldolgozásával általános képet ad az agyműködésről. Ellenben, amikor időben folyamatosan szeretnénk elemezni az agyműködést (például epilepsziás vizsgálatok esetén), akkor a Wavelet Transzformáció tűnhet kedvezőbb megoldásnak. Az EEG frekvencia-összetevők érzékenyek a vizsgált személy nyugtalan, izgatott állapotára valamint az elektródák megfelelő pozíciójára és érintkezésére is.

3.1. EEG jelek frekvenciatartománybeli feldolgozása

Monopoláris elvezetés esetén, a mintavételezett jelek jelfeldolgozásának matematikai módszerére a Diszkrét Fourier Transzformációt és a Wavelet transzformáció a leggyakrabban alkalmazott eljárás.

Maga a Fourier-transzformáció egy tetszőleges periodikus jelet harmonikus rezgések összegeként állít elő, és csak folytonos függvényeken értelmezett.

Fourier-térben nem lehet közvetlenül megmondani például egy impulzus előfordulásának idejét. Amennyiben bizonyos változások időbeliségének meghatározása szükséges, úgy a jelek időbeli (vagy térbeli) és a frekvenciatartománybeli analízise Wavelet-transzformációval egyszerre hajtható végre (valójában az amplitúdó - idő és az amplitúdó - frekvencia leírását a Wavelet leírás két végletének tekinthető). Így a Wavelet-transzformáció segítségével egy éles változás a frekvenciaspektrumban annak előfordulási idejével együtt, egyszerre határozható meg.



13. ábra. Egy adott jelre jellemző területek a frekvencia-idő síkon.

Forrás: <http://itl7.elte.hu/html/jelfel/node35.htm>

Jelen dolgozatban az FFT eljárást vizsgáltuk, mert az alkalmazott EEG eszközök is ezen elv alapján határozzák meg az agyhullámok erősségeit. A Wavelet-transzformáció alkalmazását továbbfejlesztési célként a jövőben kívánjuk megvalósítani.

3.1.1. Discrete Fourier Transform (DFT)

Ahhoz, hogy az EEG jelek Fourier-transzformációját el tudjuk végezni stacionáriusnak feltételezzük a jelet.

Periodikus jel $z(t)$ Fourier sora:

$$z(t) = A_0 + A_1 \cos(\omega t + \varphi_1) + \dots + A_k \cos(k\omega t + \varphi_k) + \dots \quad (01)$$

$$z(t) = A_0 + [a_1 \cos(\omega t) + b_1 \sin(\omega t)] + \dots + [a_k \cos(k\omega t) + b_k \sin(k\omega t)] + \dots \quad (02)$$

Komplex felírás módban:

$$z(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k \cdot e^{ik\omega t}, c_k = \sqrt{a_k^2 + b_k^2} \quad (03)$$

A felírt z függvény komplex trigonometrikus Fourier-sorának végtelen alakja helyett a gyakorlatban a sorfejtés során nem minden frekvenciát veszünk figyelembe, hanem csak véges sokat. Az egyes frekvenciák esetén meghatározott amplitúdók alapján az eredeti jel periodicitására, összetevőire következtethetünk.

Az amplitúdó- (ASD) és teljesítménysűrűség-spektrumot (PSD) a mintavételezett, tehát csak a mintavételi időpontokban ismert, diszkrétizált agyjel mintákon végzett Diszkrét Fourier Transzformáció alapján állítjuk elő FFT (Fast Fourier Transformation) algoritmus alkalmazásával. A Shannon-féle mintavételezési elv szerint mintavételezéssel csak olyan jelenség detektálható megfelelően, aminek a frekvenciája kevesebb, mint a fele a mintavételezési frekvenciának. Ez alapján a mintavételezési frekvencia felénél nagyobb frekvenciájú összetevőket nem szükséges vizsgálni. Tegyük fel, hogy $N=2n+1$ pontban vettünk mintát Δt mintavételezési időközzel, ekkor $T=N \cdot \Delta t$. Az N mintavételi pontot kívánjuk interpolálni a Fourier-sor segítségével:

$$z(m \cdot \Delta t) = \sum_{k=-n}^n c_k \cdot e^{ik\omega(m \cdot \Delta t)}, m = 0, 1, \dots, 2n \quad (04)$$

A (04) összefüggés felírható az alábbi formában is:

$$z_m = z(m \cdot \Delta t) = \sum_{k=0}^{N-1} c_k \cdot e^{\frac{2\pi i}{N} m k} \quad (05)$$

Diszkrét Fourier Transzformáció a mintavételezett értékekre felírt egyenletrendszer megoldása:

$$\begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot 0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot 0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot (N-1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (06)$$

$$\bar{z} = \begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix}, \bar{W} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot 0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot 0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} m \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot (N-1)} \end{bmatrix}, \bar{c} = \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (07)$$

$$\bar{z} = \bar{W} \cdot \bar{c} \quad (08)$$

Az egyenletrendszer megoldás adja az amplitúdó-spektrumot ($|c_m|$ az $\omega=m/N$ függvényében):

$$\bar{c} = \bar{W}^{-1} \cdot \bar{z} \quad (09)$$

$$\bar{W}^{-1} = \frac{1}{N} \begin{bmatrix} e^{-\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot 0} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} 0 \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N} m \cdot 0} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} m \cdot k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} m \cdot (N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N} (N-1) \cdot (N-1)} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Adott N esetén a $\bar{W}^{-1}$ mátrix elemei előre meghatározhatók, így az egyenletrendszer megoldásának számításigénye nem N^3 , hanem csak N^2 .

A számításigény tovább csökkenthető az alábbi megfontolások szerint, melyet az FFT algoritmusban alkalmaznak (Cooley–Tukey algoritmus):

- mátrix szabályos struktúráját kihasználva megoldható, hogy páros-páratlan elemekre, vagyis a vektor felére külön-külön végezzük el a DFT-t, majd a részeredményekből számítjuk ki N lépésben a végeredményt;
- ez a módszer folytatható, amíg a vektorok 1 hosszúak nem lesznek;
- N hosszú vektor $\log_2 N$ lépésben darabolható fel teljesen, a végeredmény N lépésből határozható meg;
- műveletigény $N \cdot \log_2 N$.

FFT algoritmus segítségével $N=512$ minta feldolgozásához szükséges műveletigény:

$$512 \cdot \log_2 512 = 512 \cdot 9 = 4608 \quad (11)$$

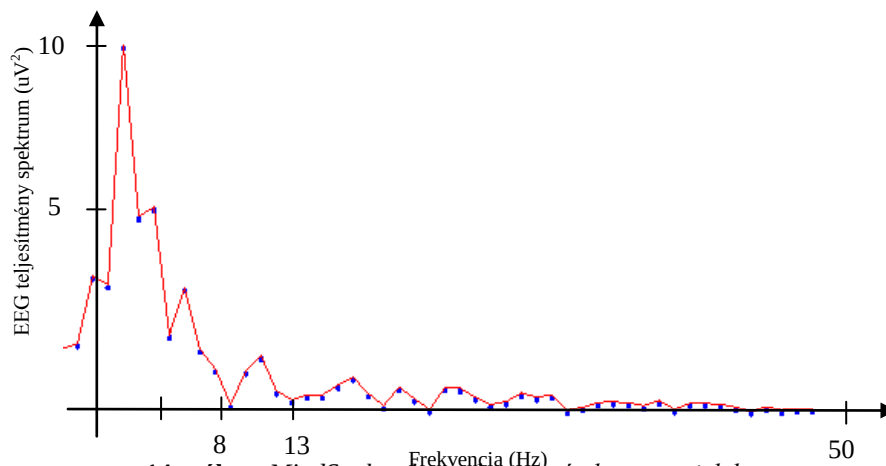
A jel teljesítmény-spektruma, vagyis, hogy az egyes frekvencia összetevők teljesítménye mekkora, az az amplitúdó-spektrum abszolút értékének négyzetével egyenlő:

$$P_m = |c_m|^2 \quad (12)$$

Annak jelentősége, hogy a digitális jel frekvenciákon van értelmezve, az EEG feldolgozásban igen nagy, így könnyen kiszűrhetővé válnak bizonyos frekvenciák, így a műtermékek, mint például a szemmozgás, izommozgás, valamint az egyéb külső zajok.

3.1.2. FFT algoritmus

Az előzők alapján implementáltam az FFT számítását végző Cooley–Tukey algoritmust, amely az előzőekben ismertetettek szerint a teljes DFT számítását visszavezeti 1 hosszúságú vektorokon végzett DFT-k számítására. A mintavételezett jelek FFT algoritmusával kapott spektrum alapján meghatározhatók az egyes agyhullámok erősségei. A későbbiekben ismertetett MindSet headset-tel mintavételezett agyjel-értékek FFT algoritmusával kapott agyhullám spektrum eredménye látható a 14. ábrán. Az ábrán megfigyelhető, hogy az agyhullámok erőssége 4-6 Hz tartományban a legnagyobb, tehát az adatok felvétele során a Theta agyhullámok, vagyis a frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok voltak a legerősebbek.



14. ábra. MindSet headset-tel mintavételezett agyjelek Cooley–Tukey FFT algoritmussal meghatározott teljesítmény spektruma.

Az implementálásra került FFT algoritmust futtattuk a későbbiekben ismertetésre kerülő MindSet headset által szolgáltatott nyers adatokra és az eredményeket összehasonlítottuk a headset által szolgáltatott adatokkal, melyek azonos eredményeket mutattak.

3.2. EEG headset-ek

Az agyjelek érzékelését, valamint továbbítását a jelek feldolgozását végző egység felé - esetleg azonnali feldolgozását - a fejre helyezhető EEG jeleket mérő érzékelők, valamint ezen érzékelők jeleit feldolgozó, továbbító elektronikus egység segítségével valósítják meg. A dolgozatban kitűzött célok elérése érdekében olyan EEG készülék

alkalmazása előnyös, mely lehetőség szerint vezeték nélküli kapcsolaton képes az EEG jelek továbbítására.

Néhány éve bárki számára elérhetők olyan EEG headset-ek, melyek az agyjelek érzékelésén túl tartalmazzák az érzékelt agyjeleket digitalizáló (esetleg tovább feldolgozó, pl.: FFT meghatározását végző), valamint valamilyen digitális kommunikációs csatornán ezen jeleket továbbítani képes kommunikációs egységet. Ahhoz, hogy ezen eszközök minél mobilabban használhatók legyenek, ezért saját elemről vagy akkumulátorról történő energiaellátással rendelkeznek. A következőkben néhány EEG headset kerül ismertetésre.

3.2.1. Force Trainer játék EEG headset-e

A NeuroSky technológiáján alapuló Force Trainer egy játék, amelyet elsőnek egy new yorki kiállításon mutattak be 2009-ben. Két részből tevődik össze: Egy játék szerkezetből, amely a labdát lebegteti egy plexicsőben, illetve egy vezeték nélküli headset-ből, amely képes az agyhullámokat érzékelni.



15. ábra. Force Trainer.

Forrás: http://www.coolhunting.com/images/Star_wars_trainer.jpg

Az EEG headset az agyhullámok feldolgozása alapján a játékos koncentrációjával arányosan változtatja a labdát lebegtető ventilátor fordulatszámát.

3.2.2. MindFlex játék EEG headset-e

A MindFlex szintén egy játék, amely szintén a NeuroSky által fejlesztett ThinkGear technológiára épül és 2009 őszén mutatták be. Az eszköz egy játékegységből és egy vezeték nélküli EEG headset-ből áll. A játék és az EEG headset működése hasonló a Force Trainerhez, szintén agyhullám érzékelésen alapul. A készülék három érzékelőt tartalmaz, amelyek közül az egyik a homloklebenyt méri, a másik kettőt pedig a fül alsó részére kell felcsíptetni (referencia pontok). A NeuroSky által kifejlesztett ThinkGear technológia segítségével a headset-ben található jelfeldolgozó egység képes a koncentráció/figyelem értékét meghatározni.

Az EEG headset vezeték nélküli kapcsolaton, de nem szabványos WiFi kapcsolatot segítségével továbbítja a feldolgozott jeleket a játékegységhez.



16. ábra. *MindFlex.*

Forrás: http://mindflexgames.com/how_does_it_work.php

3.2.3. MindSet EEG headset

A szintén NeuroSky által fejlesztett MindSet headset elsősorban fejlesztési és kutatási célokat szolgál. Az agyhullámokat érzékelő szenzor a homlokhoz csatlakozik, referenciaként a fülhallgató részben elhelyezett fém érzékelők szolgálnak, melyek a fülhöz érintkeznek. A headset nem csak EEG jelek érzékelésére alkalmas, hanem teljes értékű fejhallgató és telefon headset is egyben. A készülék szabványos Bluetooth vezeték nélküli kommunikációt alkalmaz az adatok átvitelére, melyen mind a feldolgozott, mind a nyers adatokat továbbítja. 2011-ben megjelent a MindWave headset, mely szintén vezeték nélküli kapcsolaton továbbítja a feldolgozott adatokat, de nem szabványos vezeték nélküli kapcsolatot alkalmaz. NeuroSky a saját EEG egységének működését a Biopac EEG egységgel hasonlították össze, mely általánosan használt mind az orvosi, mind a kutatási célú alkalmazásokban. Az összehasonlításban FFT teljesítmény-spektrum eredményeit hasonlították össze, és az összehasonlítás eredménye alapján a két rendszert kompatibilisnek találták. [6]



17. ábra. *MindSet.*

Forrás: <http://www.neurosky.com>

3.2.4. Emotive EEG headset

Az Emotiv Epoc headset annyiban eltérő az előző headset-ekhez képest, hogy jóval több érzékelőt alkalmaz. Továbbá a headset nem csak az agyhullámokat, hanem az arckifejezéseket is képes érzékelni. A headset-ben mozgásérzékelők is helyet kaptak, a készülék maga pedig egy USB-s vezeték nélküli érzékelőnek küldi a mért értékeket.



18. ábra. *Emotive headset.*

Forrás: <http://www.digitalsinfo.com/emotive-epoc-wireless-neuroheadset/>

A több érzékelővel rendelkező Emotive headset új lehetőségeket nyújthat a dolgozatomban megfogalmazott alkalmazások minél jobb megvalósítása tekintetében, de ilyen érzékelő nem állt kutatásom során rendelkezésemre.

3.3. BCI – Brain Computer Interface

Az agy-számítógép interfészt (BCI) néha úgy is hívják, hogy közvetlen neurális interfész vagy agy-gép interfész (BMI), amely egy közvetlen kommunikációs csatorna az agy és egy külső eszköz között. [8] A BCI kutatások az 1970-es években kezdődtek a kaliforniai egyetemen Los Angelesben a National Science Foundation támogatásával. A kutatások következményeként létrejött egy szerződés a DARPA-val (Defense Advanced Research Projects Agency, azaz Fejlett Védelmi Kutatási Projektek Ügynöksége). A későbbiekben a tudományos irodalomban megjelent az új agy-számítógép kifejezés. [9] A BCI kutatások középpontjában azóta a neurális alkalmazások állnak, amellyel cél a sérült hallás, látás és mozgás helyre állítása.

Egy BCI eszköz tervezéséhez a következő pontokat kell szem előtt tartani:

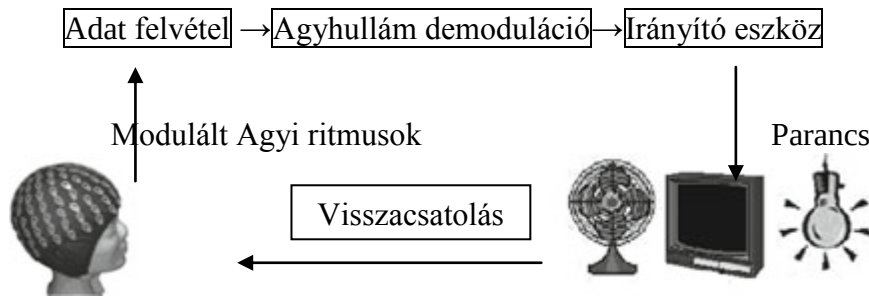
- Megfelelő és kényelmes használat. A jelenlegi EEG rendszereknél szabvány, elektrolitikus géllel bekent elektródákat használnak, hogy csökkentsék az elektróda és fejbőr felszíni impedanciáját. Az elektrolitikus gél használata kényelmetlen és nem megfelelő, főleg amikor nagyszámú elektródákat használnak. Egy elektróda sapka sok elektródával kényelmetlen viselet és ezért nem alkalmas hosszú idejű felvételekhez. Mindemelllett az EEG felvételhez szükséges előkészületek sok időt vesznek igénybe, ezáltal a BCI működtetése unalmassá válhat. Továbbá, egy sok csatornás BCI elég költséges a hétköznapi felhasználók számára. Ezen okokból kifolyólag, a BCI rendszerekben az elektródák számának csökkentése fontos kritérium a BCI technológia alkalmazásának sikeres fejlesztésében;
- Stabil rendszerteljesítmény. Figyelembe véve, hogy az adat-rögzítés egy nem földelt környezetben történik, ahol erős elektromágneses zavaró hatás is jelen van, egy aktív elektróda (érzékelő és erősítő/feldolgozó egyben) használata sokkal jobb, mint egy passzív elektródáé. Ez biztosíthatja azt, hogy a felvett és feldolgozott jelet nem befolyásolják a zavaró jelek. Másrészt a jelfeldolgozásnak képesnek kell lennie időben észlelni a rossz elektróda kapcsolatot és ezt automatikusan jelezni, esetleg a feldolgozó algoritmust módosítani, hogy hibatűrőbb legyen;

- Alacsony költségű hardver. A legtöbb BCI felhasználó a mozgássérült személyek közösségéhez tartozik, ezért a rendszert nem lehet elterjeszteni, ha túl sokba kerül, függetlenül attól, milyen jó a teljesítménye. A következő nézőpontok átgondolása után, a rendszer költségeinek csökkentésére és megfelelő teljesítményre lehet majd számítani a továbbiakban. Egyrészt ahhoz, hogy egy EEG felszerelés költségeit csökkentsük, egy hordozható EEG felvevő rendszert kellene kifejleszteni, hogy kielégítsük az agyhullámok felvételének követelményeit.

3.4. EEG jelek modulációján alapuló BCI-k

Sok jelenlegi BCI rendszert az agyhullámok modulációján alapulva terveznek. Például a mu/béta hullámok modulációit a mozgás elképzelésén alapuló BCI rendszerekben használják (például láb mozgatásának elképzelése által kiváltott agyhullámok). Emellett a fázis moduláció egy másik eljárás, amit az állandósult állapotú látás által kiváltott potenciál jelek vizsgálatára (steady-state visual potential, SSVEP) épülő BCI-okban alkalmaznak (pl.: eltérő frekvenciával villogó fények figyelése által keltett modulált agyhullámok). [10] Az egyes alkalmazásokban az alfa és béta agyjelek frekvencia tartományában (8-30 Hz) található agyhullámokat vizsgálják, az alábbi okok miatt [11]:

- Kevésbé befolyásolják a zavaró hatások (nem agyi eredetű elektromos jelek). Az alacsonyabb frekvenciájú komponenseket mindig könnyen befolyásolják az elektrookulográfia (EOG) és az elektromiográfia által keltett zavarok. Például a szemmozgások által keltett zavaró jelek kiszűrése egy fontos eljárás az eseményhez kötött potenciál (event-related potential, ERP) feldolgozásában, habár ezt a mu/béta hullámok elemzéséből ki lehet hagyni bizonyos tartomány-érték szűrés után;
- Pontosabb és maradandóbb, és ezért magasabb jel-zaj aránnyal (signal-to-noise ratio, SNR) rendelkezik. Ezen hullámok modulációja viszonylag hosszú ideig mérhető (pl.: sok másodpercig), míg az átmeneti eseményhez kötött potenciál csak néhány 100 milliszekundumon belül jelentkeznek. Ezért érdekesebb a magas frekvenciájú agyi ritmusok egyszeri azonosítását értelmezni. Az alacsony frekvenciájú hullámok esetén az eseménytől függő agyjelek teljesítményének meghatározásához a jel periódusának nagy pontosságú meghatározása szükséges az átlagolási eljárás pontos eredményéhez, míg a magas frekvenciájú hullámok esetén a teljesítmény alapú változások elemzéséhez nem kell olyan szigorú pontosság az időben, ezért elősegíti online hardverek és szoftverek kivitelezését;
- A magas frekvenciájú agyhullámok esetén viszont több fajta eljárást (pl: erő és koherencia elemzés az időleges és frekvencia tartományban) alkalmazhatunk az EEG információk meghatározására. Ezért a magas frekvenciájú hullámokon alapuló BCI jobb kiindulópontként szolgál a jelfeldolgozó eljárások tanulmányozására.

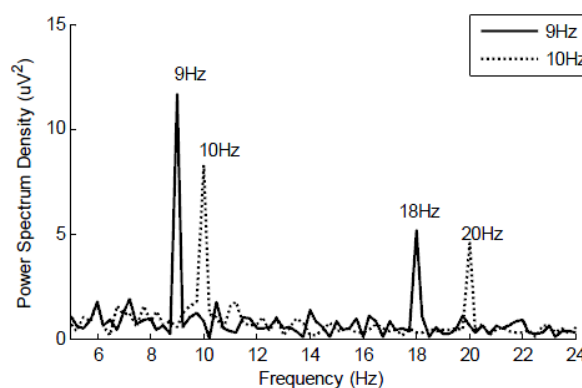


19. ábra. Az agyi ritmusok modulációján alapuló BCI.

Forrás: Practical Designs of Brain–Computer Interfaces Based on the Modulation of EEG Rhythms

Az agyjel-moduláció alapú BCI-kben a BCI rendszer bemenete az irányítást/beavatkozást kiváltó modulált agyi hullámok. Agyjel moduláció észlelhető feladathoz kötött tevékenységek teljesítésekor, pl. számos vizuális ingerek egyikének megfigyelésében. Az agyjelek demodulációja az agyjelek által hordozott információ visszaalakítása, a kiváltó ingerek, hatások megállapítása. Az agyjel modulációt a következő három osztályba lehet sorolni: amplitúdó moduláció, frekvencia moduláció és fázis moduláció. [11]

Az alany irányító szándéka beágyazódik a modulált agyi hullámokba különböző eljárásokon keresztül, pl. frekvencia kódolás vagy fázis kódolás. A modulációs megközelítések szerint a jelfeldolgozó eljárás célja az agyhullámok demodulációja és értelmezése, amit irányító jelekké alakítható, amellyel valamilyen eszköz működtethető. Például a SSVEP alapú BCI és a mozgás képzeleten alapuló BCI az agyi hullámok modulációjának megközelítését alkalmazza. A SSVEP rendszer frekvencia kódolt és fázis kódolt SSVEP érzékelést alkalmaz, hogy meghatározza az alany nézési vagy térbeli szelektív figyelemi irányítását (villogó fények figyelése). Az SSVEP BCI-től eltérően az elképzelt mozgáson alapuló BCI az amplitúdó modulált mu/béta hullámok térbeli eloszlását figyeli meg, amelyhez több érzékelőt alkalmazó EEG berendezés szükséges. [11]



20. ábra. SSVEP teljesítmény spektruma.

Stimulációs frekvencia 9Hz és 10Hz (megfigyelt villogó fény frekvenciája).

Spektrumban az alapharmónikus és a 2. felharmónikus frekvencián jól megfigyelhető.

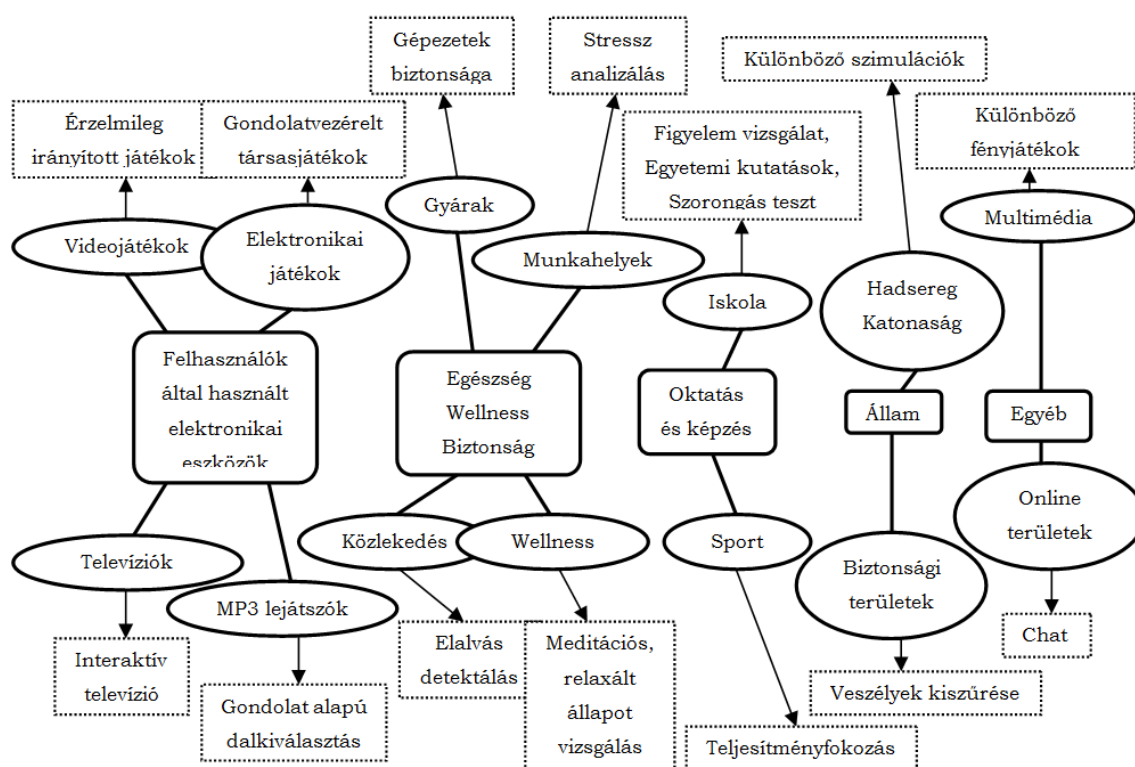
Forrás: Practical Designs of Brain–Computer Interfaces Based on the Modulation of EEG Rhythms

Ezen módszerek számos feladat során sikeresen kerültek alkalmazásra, mint például számítógépen kurzor mozgatása, mozgássérült betegek rehabilitációs tréningje, számítógépes játékok. [11]

3.5. Agyhullám érzékelésen alapuló alkalmazások

Áttekintettem, hogy az agyhullám érzékelést mely alkalmazási területeken használják, és ezekről egy összefoglaló térképet készítettem, amely a 21. ábrán látható. Az ábra áttekintésével jól látható, hogy milyen széles az alkalmazási lehetőségek spektruma. A jövőben valószínűleg egyre több területen fog elterjedni e technológia, és számos új eszköz fog napvilágot látni a közeljövőben.

Néhány hasznos és egyben érdekes alkalmazást a következőkben részletesen ismertetek.



21. ábra. Agyhullám érzékelésen alapuló eszközök alkalmazási területeinek térképe.

Forrás: Saját készítésű ábra

3.5.1. Agyhullámokkal irányítható elektromos tolószék

2009-ben egy új BCI eszközt fejlesztett a Toyota Motor Corporation, amely egy agyhullámokkal vezérelhető elektromos tolószék volt. A maga 95 százalékos pontosságával nagyon hatékonynak bizonyult. Gyorsan és hatékonyan képes megtanulni az irányító fél kéréseit, parancsait. Így elmondható, hogy nagyon könnyen képes alkalmazkodni a használója személyes sajátosságaihoz. A gyorsaság volt az egyik legfontosabb tényező a fejlesztés során. Az ezzel kapcsolatban elért eredmény azért is kiemelkedő, mert így a fejlesztők 2009-ben a világ egyik leggyorsabb agyhullám-analizáló rendszerét alkották meg. A 2000-es években készült berendezések az agyhullámok kiértékelését több másodpercig is végezték. Ezzel szemben az új eljárást

alkalmazva a hullámok értékelése nem tartott tovább 125 milliszekundumnál. Ez idő alatt képes volt reagálni a közvetítő által kiadott utasításokra.

Az agyi frekvenciák érzékelése és értelmezése az elektromos tolószéket használó fején lévő sisak által történik, amelyen EEG szenzorok találhatók. A kapott jelek elemzése és értelmezése az ülő egyén előtt helyet foglaló laptoppal történik, amely a jobbra-balra-előre parancsokat képes közvetíteni a szék felé. A megállás procedúra végrehajtásához kiegészítő érzékelőt alkalmaztak, mely nem agyhullám érzékelés alapú.

Ugyanez a kutatási témát felölelő projekten dolgoznak Svéd Állami Műszaki Intézet munkatársai, mely kutatási projekt a Chair in Non-Invasive Brain-Machine Interface CNBI nevet kapta.



22. ábra. Az agyhullámokkal irányítható tolószék. Toyota és CNBI.
Forrás: <http://tv.computerworld.hu/video/gondolatokkal-vezert-kerekesszek>

3.5.2. Asimo robot

Az Asimo (Advanced Step in Innovative Mobility, azaz Modern Lépés az Innovatív Jövőbe) nevet viselő gépezet egy humanoid (emberhez hasonló) fiúra hasonlító robot, amely agyhullámokkal irányítható, ez az eszköz is a BCI technológiát használja. Az EEG jelek érzékelését a tolószék vezérlés során alkalmazott sisakhoz hasonló megoldással rögzített érzékelőkkel végzik.



23. ábra. Az Asimo robot.
Forrás: <http://tevami.com/2008/04/10/worlds-most-advanced-robot-honda-asimo-review/>

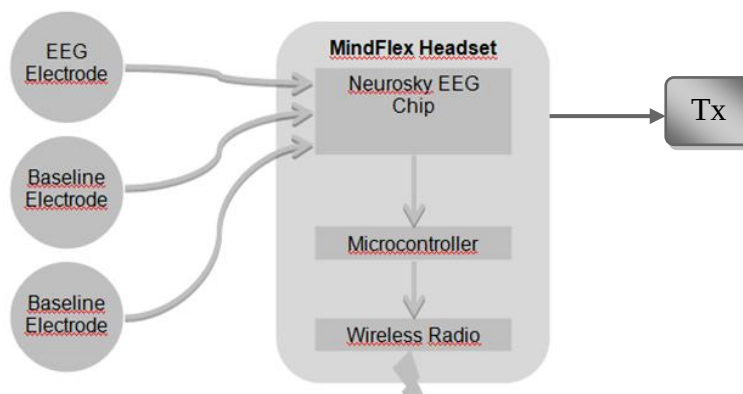
4. BCI hardver megvalósítása

Kutatási feladatom megvalósításához szükségem volt egy EEG headset-re, mely segítségével az agyhullámok megfigyelhetők, segítségével a kitűzött feladat megvalósítható. Lehetőség szerint olcsó, Európában is elérhető EEG headset-et kerestem, és sikerült beszerezniem (50Hz-es hálózati zavarjelek kiszűrésére tervezett, nem az Amerikában használatos 60Hz-re) az előző fejezetben ismertetett MindFlex headset-et. Mivel a headset nem szabványos vezeték nélküli kommunikációt használ, ezért valamilyen módon meg kellett oldani, hogy a headset által szolgáltatott információk kiolvashatóak legyenek, vagyis meg kellett oldani a headset-tel történő kommunikációt. Ennek megvalósítását a következő fejezetben ismertetem.

Az idei évben a NeuroSky elérhetővé tette az európai piac számára is a MindSet headset-et, amelyet szintén sikerült beszerezni és a kutatási feladatom megvalósításához e headset is felhasználásra került. Mivel e headset Bluetooth kapcsolaton kommunikál dokumentált kommunikációs protokoll szerint, így a headset-tel történő kapcsolat hardveres megvalósítása Bluetooth-képes eszközzel problémamentesen megvalósítható.

4.1. MindFlex EEG headset

A MindFlex játékhoz tartozó EEG headset gumírozott kialakítása miatt fejre rögzíthető. A MindFlex energia ellátását három darab 1,5V-os ceruzaelem biztosítja. Az agyjeleket monopoláris módszerrel a homlokhoz szorított fémelektroda érzékeli. A null-pontot a fülcimpához csíptethető elektróda adja. A MindFlex a játékkal vezeték nélküli kapcsolaton kommunikál. A headset az érzékelt és feldolgozott információkat így vezeték nélküli kapcsolaton juttatja át a játékegység számára. Ahhoz, hogy a headset-et alkalmassá tegyem saját kutatási témámban történő alkalmazásra, szükségem lett volna e vezeték nélküli kommunikáció vételére és a vett adatok feldolgozására. Ennek megvalósításához egy számítógéphez illeszthető vevőegységre és a kommunikáció protokolljának ismeretétre van szükség. Ahhoz, hogy a számítógéphez illeszkedő a headset-tel kommunikálni képes vevőegységet beszerezzük vagy elkészítsük tudni, kell, hogy a headset milyen vezeték nélküli kommunikációt alkalmaz. Ennek kiderítéséhez megbontottam az EEG headset elektronikáját tartalmazó műanyag házat, hogy megnézzem milyen vezeték nélküli chipet alkalmaz a headset. Sajnos a headset-ben alkalmazott vezeték nélküli átvitelt megvalósító chip pontos típusa nem volt leolvasható. Ezért a headset által feldolgozott információkat valamilyen más módon kellett kiolvasni. Szerencsére az agyjeleket mérő és feldolgozó chip nyomtatott áramkört lemezén Tx jelöléssel elérhető volt egy kivezetés, amelyről gondolni lehetett, hogy egy soros kommunikáció Transmit data kivezetéséről van szó. Tanulmányozva a headset belső felépítését jól kivehető volt a 3,3V tápfeszültséget előállító rész, és a három érzékelő csatlakozási pontja. A már ismertetteknek megfelelően az egyik érzékelő a homloklebenyt vizsgálja, másik két érzékelő a személy két fülén felcsíptetve foglal helyet.



24. ábra. MindFlex EEG headset belső felépítése.

Forrás: Saját készítésű ábra

A headset működése közben oszcilloszkóp segítségével megvizsgáltam a Tx kivezetésén megjelenő jelet, amely 3,3V-os magas feszültség szinttel rendelkező digitális jel volt. Ahhoz, hogy e soros kommunikáción érkező adatokat saját laptopom segítségével könnyen fel tudjam dolgozni, szükségem volt egy átalakítóra, mely a 3,3V-os soros porton érkező információt valamilyen, a laptopomon elérhető bemenethez tudja illeszteni. A legegyszerűbb megoldást egy USB - 3.3V UART átalakító jelentette, melynek az FTDI TTL-232-3V3 típusát választottam.



25. ábra. TTL-232-3V3 USB UART átalakító.

Forrás: http://www.ftdichip.com/Support/Documents/DataSheets/Cables/DS_TTL-232R_CABLES.pdf

A kábel használatához szükségem volt az átalakítást végző hardver egység Windows driver-ére, mely az FTDI oldaláról letölthető volt. Ezzel a driver-rel az átalakító virtuális soros port-ként kezelhető. A headset Tx kimenetén megjelenő adatok olvasásához az átalakító megfelelő kivezetéseit be kellett kötni az átalakító Rx és nulla kivezetéseit rá kellett kötni a headset Tx és tápfeszültség nulla pontjára. Az átalakító bekötését az alábbi ábra mutatja.


```

[ 0]: 0xAA // [SYNC]
[ 1]: 0xAA // [SYNC]
[ 2]: 0x20 // [PLENGTH] (payload length) of 32 bytes
[ 3]: 0x02 // [POOR_SIGNAL] Quality
[ 4]: 0x00 // No poor signal detected (0/200)
[ 5]: 0x83 // [ASIC_EEG_POWER_INT]
[ 6]: 0x18 // [VLENGTH] 24 bytes
[ 7]: 0x00 // (1/3) Begin Delta bytes
[ 8]: 0x00 // (2/3)
[ 9]: 0x94 // (3/3) End Delta bytes
[10]: 0x00 // (1/3) Begin Theta bytes
[11]: 0x00 // (2/3)
[12]: 0x42 // (3/3) End Theta bytes
[13]: 0x00 // (1/3) Begin Low-alpha bytes
[14]: 0x00 // (2/3)
[15]: 0x0B // (3/3) End Low-alpha bytes
[16]: 0x00 // (1/3) Begin High-alpha bytes
[17]: 0x00 // (2/3)
[18]: 0x64 // (3/3) End High-alpha bytes
[19]: 0x00 // (1/3) Begin Low-beta bytes
[20]: 0x00 // (2/3)
[21]: 0x4D // (3/3) End Low-beta bytes
[22]: 0x00 // (1/3) Begin High-beta bytes
[23]: 0x00 // (2/3)
[24]: 0x3D // (3/3) End High-beta bytes
[25]: 0x00 // (1/3) Begin Low-gamma bytes
[26]: 0x00 // (2/3)
[27]: 0x07 // (3/3) End Low-gamma bytes
[28]: 0x00 // (1/3) Begin Mid-gamma bytes
[29]: 0x00 // (2/3)
[30]: 0x05 // (3/3) End Mid-gamma bytes
[31]: 0x04 // [ATTENTION] eSense
[32]: 0x0D // eSense Attention level of 13
[33]: 0x05 // [MEDITATION] eSense
[34]: 0x3D // eSense Meditation level of 61
[35]: 0x34 // [CHKSUM] (1's comp inverse of 8-bit Payload sum of 0xCB)

```

Amint látható, a MindFlex soros portján küldött adatok csak a NeuroSky chipje által feldolgozott agyhullám információkat tartalmazza. Az általa mintavételezett jelek nem elérhetők. Ez azt jelenti, hogy ennél a headset-nél az általam készítendő jelfeldolgozó és vezérlő alkalmazás számára csak ezen feldolgozott információk állnak rendelkezésre. A működtetés algoritmusát ezen adatok feldolgozásával lehet megvalósítani. A tesztelések során arra lettünk figyelmesek, hogy a headset-ből érkező feldolgozott adatok eléggé zajosnak bizonyultak. Ebből arra következtettem, hogy a headset működését az általam bekötött átalakító zavarhatja meg. Mivel az agyjelek feszültség tartománya nagyon kicsi, ezért már kismértékű zavarjel is teljesen elronthatja az EEG headset által érzékelt feszültség értékeket. Ez az eset az általam használt átalakítón esetén is fennállhat, hisz az átalakítóban semmilyen galvanikus leválasztást nem tartalmaz, így az USB-n kivezetéseken megjelenő zavarjel az átalakító elektronikus egységén és a kábelén keresztül eljuthat a headset-hez. Ennek megakadályozására galvanikus leválasztást kell megvalósítani, melynek megoldására egy egyszerű 4n25-ös áramkört tartalmazó opto-kapus megoldást alkalmaztam. A leválasztás megvalósítása után a headset-ből érkező jelek elfogadhatónak tűntek. Ezzel a MindFlex headset-je alkalmassá vált a saját fejlesztésű programban történő felhasználásra, melynek szoftveres megvalósítását a későbbiekben ismertetem.

4.2. MindSet EEG headset

A fejlesztéssel eltöltött munkám első részében csak a MindFlex headset-et tudtam alkalmazni kísérleti tesztek végzésére, de 2011 közepén sikerült hozzájutnom egy MindSet headset-hez is. A MindSet típusú headset annyiban különbözik a MindFlex

játékhoz adott headset-től, hogy a MindSet-ben alkalmazott vezeték nélküli kommunikáció szabványos Bluetooth átvitel, és a MindSet nem csak a feldolgozott agyhullám információkat küldi át a vezeték nélküli kommunikáció során, hanem a mintavételezett EEG jelek értékét is. Továbbá a homloklebennyel érintkező elektródát egy előrenyúló konzol tartja, míg a fülhöz érintkező nullpont elektródát három, a headset szivacsos részébe épített rozsdamentes fém felület valósítja meg (28. ábra). A MindSet energia ellátását USB-n keresztül tölthető akkumulátor biztosítja. A MindSet másodpercenként 512 mintát vesz ($f_s=512\text{Hz}$). A MindSet nem csak egy EEG headset, hanem egy komplett Bluetooth headset mikrofonnal és fülhallgatóval ellátva. A MindSet kommunikációs protokollja a gyártó honlapján elérhető. Ennek felhasználásával a MindSet által küldött adatok feldolgozhatók.



28. ábra. *MindSet headset.*
Forrás: Saját készítésű fotó

4.3. Vezérlőprogramot futtató hardver

A MindFlex headset jeleit feldolgozó és megjelenítő IBM PC-n futó program egy Toshiba P300-225 típusú laptopon hajtodik végre.

A MindSet headset-tel Bluetooth vezeték nélküli csatornán kommunikáló és telefon felvételét megvalósító programot futtató mobil hardver egységnek a Samsung Omnia II GT-i8000 egy Windows Mobile 6.5 operációs rendszert futtató mobiltelefont választottam.



29. ábra. *Toshiba Satellite P300-225 laptop, Samsung Omnia II GT-i8000*
Forrás: <http://www.notebookzone.hu/mid.php?mid=1&lkod=100&skod=2048>,
<http://www.letsgodigital.org/en/23019/samsung-omnia-ii/>,

4.4. Mobil robot

4.4.1. Robotino

A Festo Robotino egy FESTO gyártmányú mobil robot, amely az oktatásban, különböző képzésekben, és a Festo által támogatott kutatásokban játszik nagy szerepet. A Robotino központi vezérlője egy beágyazott PC Linux operációs rendszerrel és CompactFlash háttértárolóval. A Robotino mozgatásának alapját az úgynevezett Omnidrive teszi lehetővé, mely a robot három különálló 120° szögben elhelyezett omni kerekét, az Omnidrive egység által szabályozott DC motor segítségével hajtja. Ennek előnye, hogy a robot, tetszőleges kezdőpontból tetszőleges pályán képes mozogni, akár egy helyben forogni is. Az Omnidrive-nak három bemenete van: V_x [mm/s] (float) sebesség, V_y [mm/s] (float) sebesség és a szögelfordulási sebesség – omega [deg/s] (float) és három kimenete, mely az egyes motorok sebességeit határozza meg. A motorok sebességét szabályozó blokk PID szabályozás segítségével szabályozza az egyes motorok gyorsulását, fékezését. A Robotino-t egy gumyszerű ütközésérzékelő veszi körül. A robot ütközésérzékelő gumigyűrűi alatt nyolc infravörös távolság érzékelő szenzor található. Továbbá a roboton van még egy VGA felbontású webkamera, amelyet akár tekinthetünk a robot szemének is. A Robotino környezetéről a feldolgozó egység felé képes képeket küldeni a web kamera segítségével, így valós idejű képet közvetít azt őt körülvevő dolgokról. A vezérlő program segítségével automatizálhatóvá válik felmerülő akadályok kikerülése. Számos kiegészítő beszerezhető a robohoz, ilyen például a felszerelhető robotkar, amivel képes tárgyakat megfogni és egy kijelölt célállomáson letenni. A Robotino sokoldalú bővíthetőségével számos különböző problémák megoldására - tárgyak megfogása, célobjektum megkeresése – is alkalmassá tehető. Több bemenet és kimenet található a roboton. Ezek az interfészek a következők:

- USB;
- Ethernet;
- 8 digitális és 8 analóg bemenet;
- 8 digitális kimenet;
- különböző jeladók;
- Az áramellátásról két darab 12V/5Ah akkumulátor gondoskodik;

A robot WiFi kapcsolaton keresztül vezérelhető a Robotino View grafikus fejlesztő környezetből.



30. ábra. A Robotino® mobil robot.

Forrás: http://www.hirado.hu/Hirek/2009/01/27/11/Robotino_Olimpia_a.aspx

4.4.2. Robotino View

A Robotino View egy interaktív „natív” grafikai programozásra szolgáló környezet. A program ingyenesen letölthető a Festo Didactic oldaláról. A funkcióblokkos fejlesztői környezetben vezérlési-, képfeldolgozó-, logikai-, vektoralgebrai stb. objektumok állnak rendelkezésre és ezek segítségével összetett vezérlés valósítható meg. A fejlesztőkörnyezet lehetőséget biztosít külső programból történő adatkapcsolat létrehozására TCP/IP és UDP kapcsolaton keresztül.

4.4.3. Robotino Sim

A Robotino Sim egy robot szimulációs szoftver, amely virtuális 3D-s környezetben valósághűen modellezi le a robot mozgását, mely a fejlesztés során nagyon hasznos, mivel a valós robot nélkül tesztelhető a rendszer. A Robotino® szimulációs modell tartalmazza mindazt, amit a valós robot is.

5. Adatfeldolgozó és vezérlő egység implementációja

Az előző fejezetben megismert EEG headset-ek adatainak feldolgozására, és a feldolgozott adatok segítségével valamilyen vezérlési funkció megvalósítására többféle beágyazott rendszer megoldás alkalmazható. Az általunk definiált feladat megoldásához kétféle, magas szintű programozási nyelven programozható megoldást választottunk. Az egyik a hagyományos „IBM PC alapú” konfiguráció, a másik valamilyen korszerű mobil eszközt alkalmazó megoldás. Felmerült még DSP processzor, esetleg PIC alkalmazásának lehetősége is. A kifejlesztett programok implementálását e kis fogyasztású, olcsó eszközökre, a jövőben meg kívánjuk valósítani.

5.1. Célkitűzés és tervezés

Az adatfeldolgozó és vezérlő egységgel szemben az alábbi követelményeket támasztjuk:

- fogadni tudja az EEG headset által soros kommunikáción küldött adatokat;
- ellenőrizni tudja, hogy az átvitel során történt-e esetleg zavarjel okozta adatátviteli hiba;
- tovább feldolgozás céljából előre definiált, megfelelő formátumban, struktúrában tárolja az adatokat;
- az adatok kiértékelése céljából, oszlopdiagramként ábrázolja a feldolgozott adatokat;
- adatok kiértékelését a headset adatküldési sebességénél gyorsabban tudja megvalósítani;
- a kiválasztott hardver vezérléséhez szükséges adatkapcsolatot meg tudja valósítani.

Az általunk célul kitűzött feladathoz, — a mobilrobot sebességvezérléséhez illetve a mobiltelefon hívásfogadásának vezérléséhez — eltérő hardver megvalósítást választottunk. A mobil robot sebességvezérlése az USB adatátvitelre alkalmassá tett MindFlex headset-el és Laptoppal került megvalósításra. Mobiltelefon hívásfogadásának vezérléséhez a MindSet headset került alkalmazásra.

A PC-n megvalósított szoftver esetén a mért és feldolgozott adatok változásának időbeli figyelése és megjelenítése is megvalósításra került, az adatsorban történő változások kielégítő átláthatósága céljából.

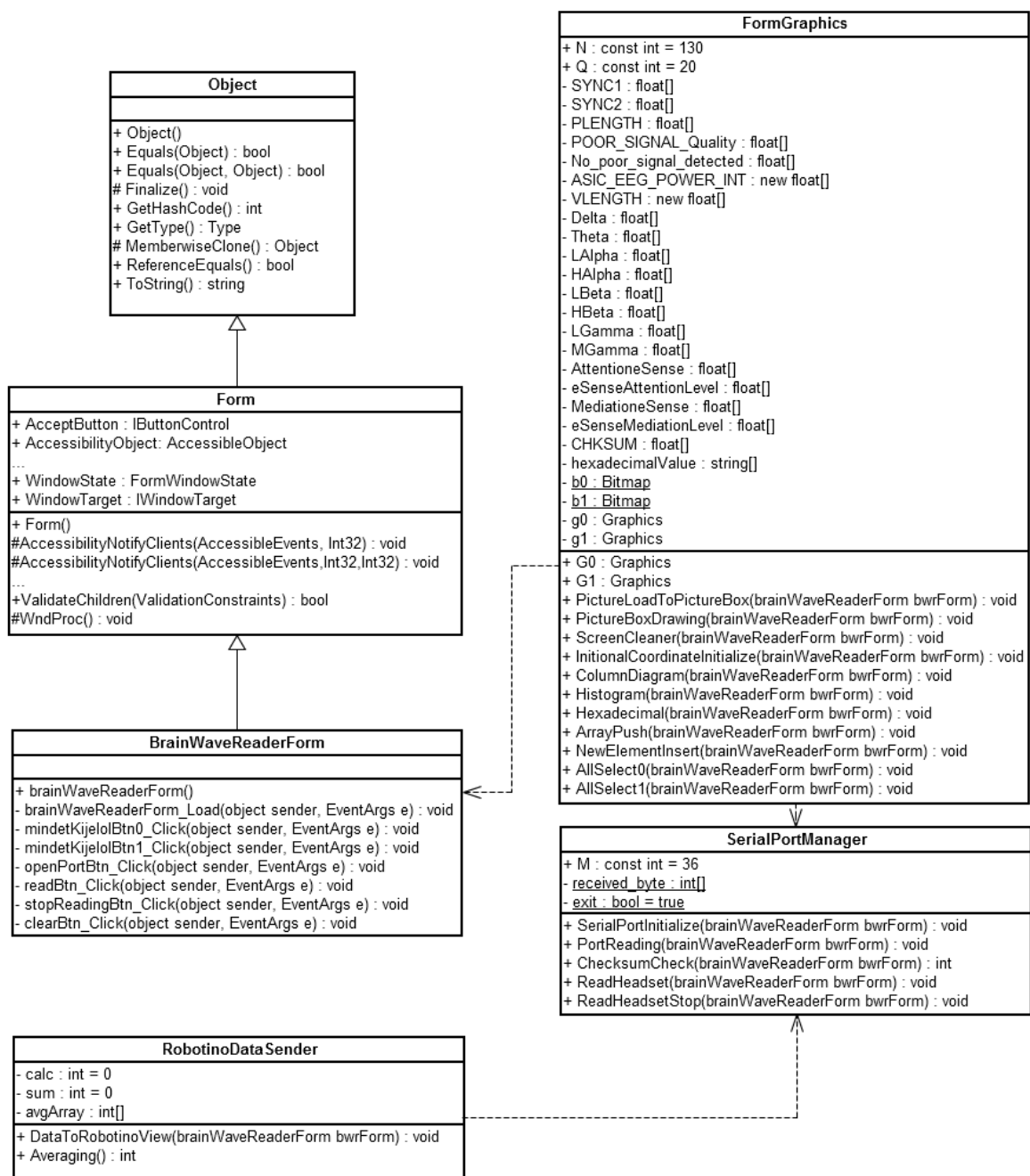
5.2. Fejlesztő környezet megválasztása

A Windows operációs rendszer alatt a legkorszerűbb objektum orientált programozást támogató fejlesztői környezetet a Microsoft Visual Studio-t alkalmaztam mind a PC, mind a mobiltelefon esetében.

5.3. IBM PC alapú adatfeldolgozó és mobilrobot vezérlő program

Az adatfeldolgozást, megjelenítést és vezérlést végző programot Visual Studio-ban C# programozási nyelven készítettem el. Az elkövetkező részekben elsőként a Visual Studio-ban, IBM PC-re készített program forráskódjának tervezését mutatom be. A forráskódom négy osztályból épül fel: — Az egyik az úgynevezett BrainWaveReaderFrom, amely az eseményeket kezeli le és a Form osztályból

származik le, ami pedig a minden osztály közös őseitől az, — Object-ből származik. A második a FormGraphics nevet kapta, amely lényegében az adatmegjelenítés egészét takarja, és függőségi kapcsolatban van a BrainWaveReaderForm osztállyal. A harmadik osztály RobotinoDataSender nevet kapta. Feladata, hogy a Robotino View programnak a megfelelő kommunikációs protokollnak megfelelően adatokat küldjön. A negyedik osztály a SerialPortManager nevet kapta, amely feladata a soros port kezelése. A program működését leíró fő részeket tartalmazó folyamatábra és osztálydiagram látható a következő ábrákon.



32. ábra. A program osztálydiagramja
(Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja
és tagfüggvénye szerepel a diagramon).
Forrás: Sajátkészítésű ábra

5.3.1. Program működése

A program funkcionálisan két fő részre bontható, az adatfeldolgozó és a megjelenítő részre. Az adatfeldolgozó rész végzi a soros kapcsolaton keresztül a headset-ből érkező adatok olvasását, konvertálását, feldolgozását, a megjelenítő rész pedig megadott jelek megjelenítését valósítja meg oszlopdiagram és idődiagram segítségével, mely a fejlesztés során nagyon hasznos. A programban a megjeleníteni kívánt jelek, valamint a

soros kommunikáció paramétereinek beállítása után a „Read” gomb megnyomására indul az adatfeldolgozás és megjelenítés.

5.3.1.1. Az események és azok hatásai

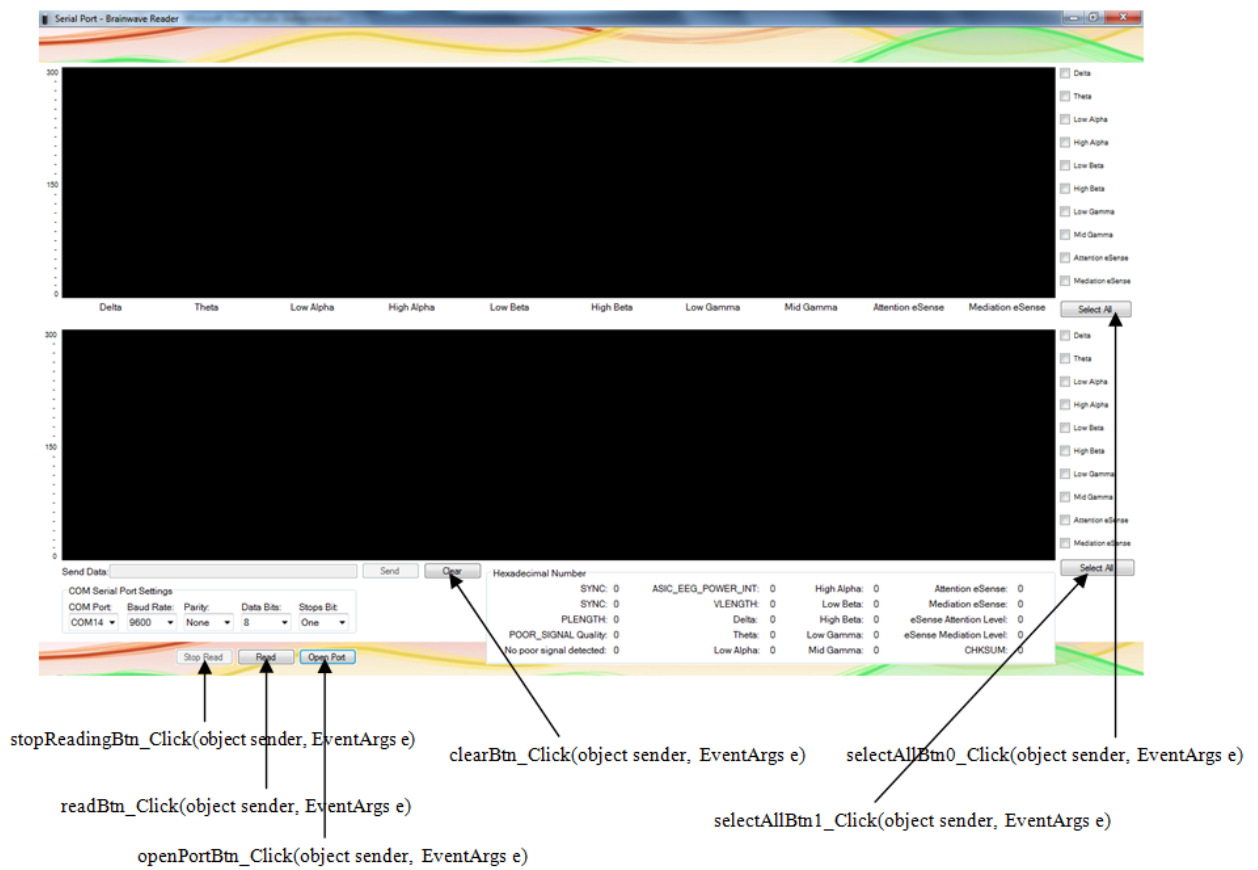
A BrainWaveReaderForm osztályunk feladata a program vagy felhasználó által kiváltott események lekezelése. Ezek az események fogják majd az adatfeldolgozó és megjelenítő függvényeket meghívni, amelyek részletes ismertetésére alább kerül sor.

3. táblázat. Események és azok következményei

Forrás: Sajátkészítésű ábra

ESEMÉNYEK	KIVÁLTOTT ESEMÉNYEK
brainWaveReaderForm_Load(object sender, EventArgs e)	Az esemény a programunk elindításakor váltódik ki. A kiváltott esemény hatására betöltődik az ablakunk minden ráhelyezett komponenssel együtt. Mindezek mellett meghívásra kerül a PictureBoxDrawing(brainWaveReaderForm bwrForm) függvény.
selectAllBtn0_Click(object sender, EventArgs e)	Ez az esemény a felső „Select All” feliratú gomb kattintására hajtódik végre. Továbbá meghívja a AllSelect0(brainWaveReaderForm bwrForm) metódust, mely az összes jeleket kiválasztja.
selectAllBtn1_Click(object sender, EventArgs e)	Ez az esemény az alsó „Select All” feliratú gomb kattintására váltódik ki. Továbbá meghívja a AllSelect1(brainWaveReaderForm bwrForm) metódust, mely az összes jeleket kiválasztja.
openPortBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Ez az esemény az „Open Port” feliratú gomb megnyomásakor hajtódik végre. Az esemény hatására meghívódik a SerialPortInitialize (brainWaveReaderForm bwrForm) tagfüggvény, mely a soros portot inicializálja.
readBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Ez az esemény a „Read” feliratú gomb megnyomására váltódik ki és meghívja a ReadHeadset(brainWaveReaderForm bwrForm) metódust, mely a headset adatainak olvasását végzi.
stopReadingBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Az esemény kiváltója a „Stop” feliratú gomb megnyomása. Az esemény meghívja a ReadHeadsetStop(brainWaveReaderForm bwrForm) tagfüggvényt, mely megállítja az adatok olvasását.
clearBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Ezt az eseményt a „Clear” feliratú gombra való kattintás váltja ki. További hatása, hogy meghívódik a ScreenCleaner(brainWaveReaderForm bwrForm) tagfüggvény, mely törli a kijelzett adatokat.

A következő ábra tartalmazza azt, hogy a programban melyik gomb kattintása melyik eseményt váltja ki.



33. ábra. A gombok és azok által kiváltott események.
 Forrás: Saját készítésű ábra

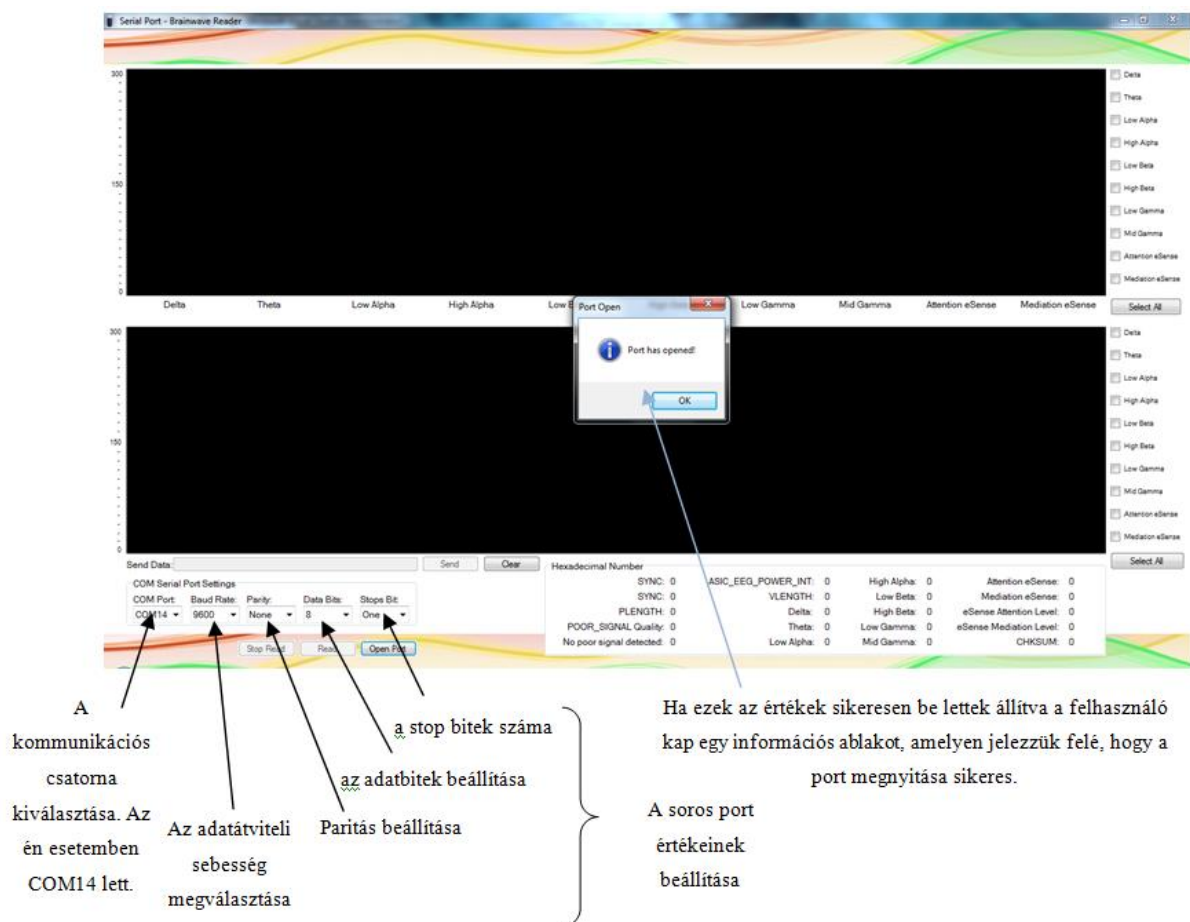
5.3.1.2. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények

Az adatok feldolgozásáról a SerialPortManager osztály gondoskodik. Az alábbi táblázat tartalmazza az osztálybeli metódusokat és azok feladatait.

4. táblázat. SerialPortManager metódusai.

Forrás: Sajátkészítésű ábra

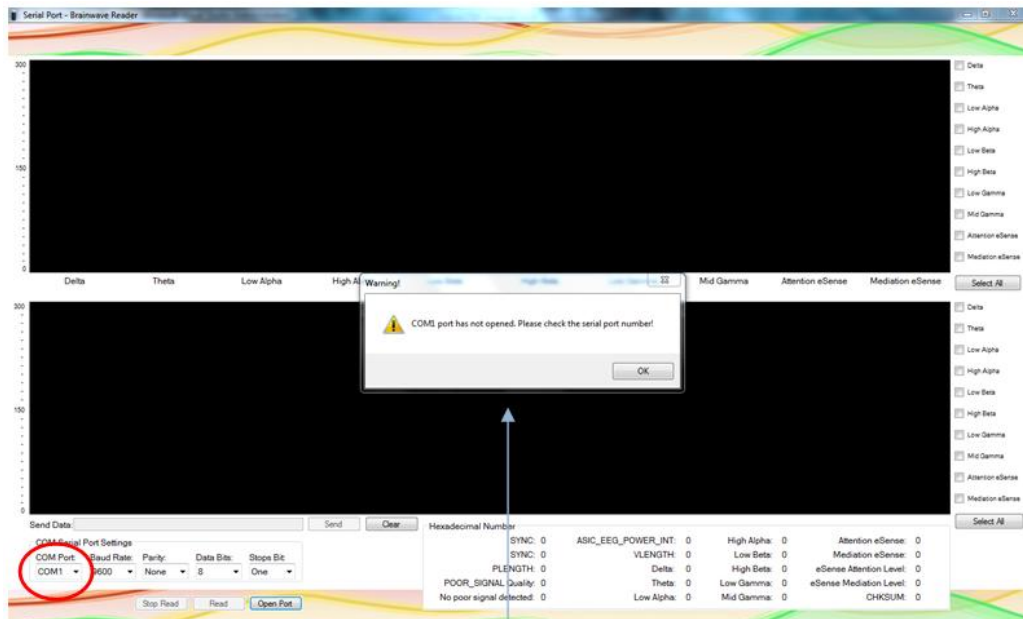
FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
SerialPortInitialize(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a metódus felelős a soros port beállításáért. Inicializálásra kerülnek a soros kommunikáció paraméterei (BaudRate, DataBits, stb.). Ha a beállítások megfelelőek, akkor a port megnyitásra kerül és ezt a program jelzi is egy információs üzenettel, illetve az olvasó „Read” feliratú - gomb elérhetővé válik, amivel a port olvasása elindítható. Ha a beállítások nem megfelelőek a hiba lekezelése során egy felugró ablakban tájékoztatja a felhasználót a hibás beállításról illetve, hogy a port nem megnyitható.
PortReading (brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a tagfüggvény bájtanként kiolvassa a MindFlex headset által küldött adatsomagot. Hiba esetén egy hibakezeléssel kivételt fog generálni, és tájékoztatja a felhasználót a hibáról.
ChecksumCheck (brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a metódus felelős az ellenőrző összeg (checksum) kiszámolásáért, és a kiszámolt értéket visszaadja, mint egészértékű.
ReadHeadset (brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a függvény egy központi metódus, ugyanis az adatfeldolgozásért felelős függvényeket adott sorrendben egymás után, amíg a stop gombot meg nem nyomtuk, meghívja. Továbbá ez a függvény nem csak az adatok feldolgozásáért felelős függvényeket hívja meg, hanem az adatok megjelenítéséért felelős metódusokat is, amelyeket lentebb részletezek.
ReadHeadsetStop(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a metódus figyeli azt, hogy a felhasználó megnyomta-e már a stop gombot, ha igen lezárja az adatkommunikációs portot és tájékoztatást ad a soros port olvasásának befejezéséről.



34. ábra. Sikeres port beállítás és megnyitás.

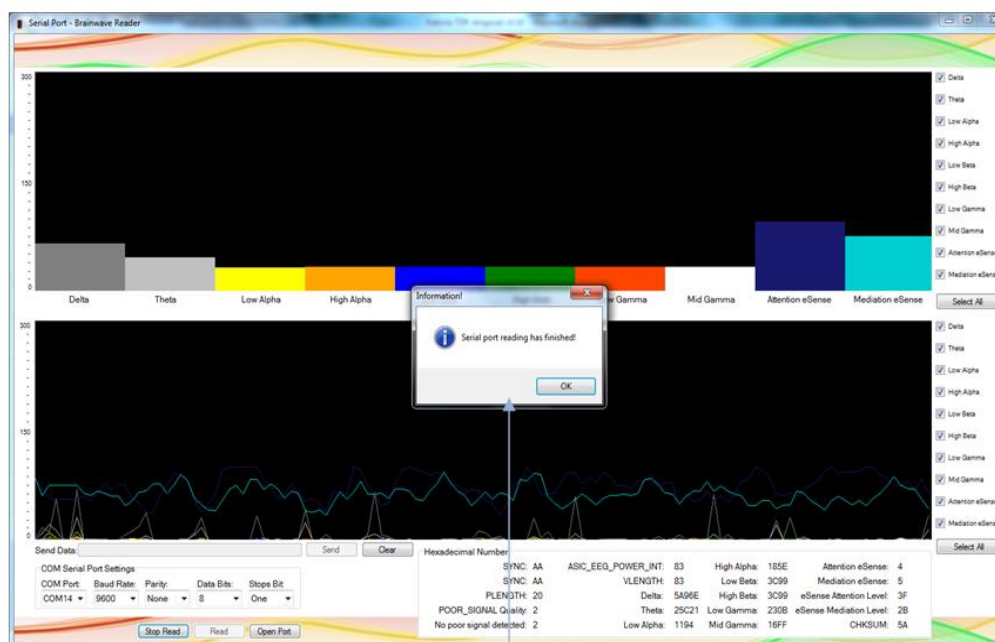
Forrás: Saját készítésű ábra

Az alábbi ábra pedig szemlélteti, hogy mi történik akkor, ha a soros port beállítása nem megfelelő és azt ellenőrizni kell. Jelen esetben szándékosan elrontottam a kommunikációsport sorszámat, ugyanis, ahogy a fentebbi ábrán is látszik, az én laptopom a 14-ik sorszámu soros port létezik, lentebb pedig 1-re állítottam.



Ha az értékek sikertelenül lettek beállítva a felhasználó kap egy információs ablakot, amelyen jelezzük felé, hogy a port megnyitása sikertelen.

35. ábra. Sikertelen soros port megnyitás.
Forrás: Saját készítésű ábra



A port olvasása sikeresen befejeződött

36. ábra. Sikeres soros port lezárás.
Forrás: Saját készítésű ábra

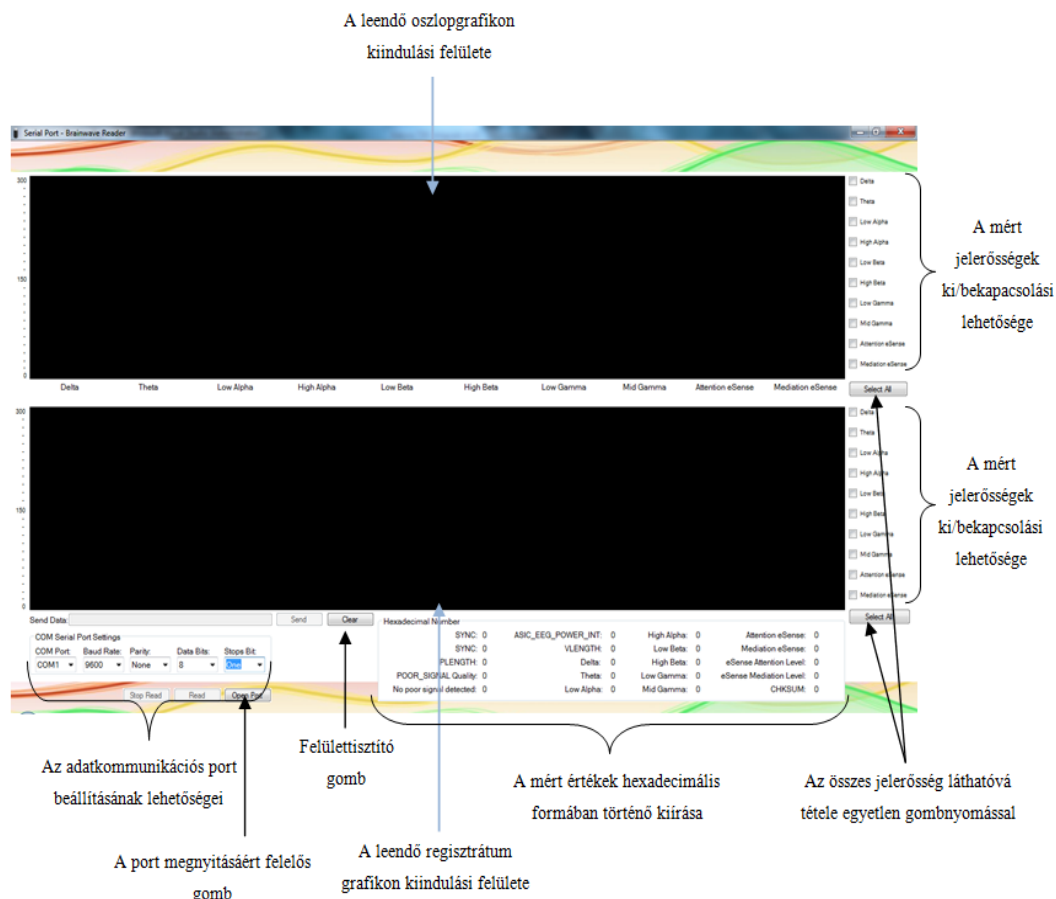
5.3.1.3. Az adatmegjelenítést megvalósító függvények

Az adatok megjelenítéséről a FormGraphics osztály gondoskodik. Az alábbi táblázat tartalmazza az osztályban szereplő függvényeket és azok feladatait.

5. táblázat. FormGraphics metódusai.

Forrás: Sajátkészítésű ábra

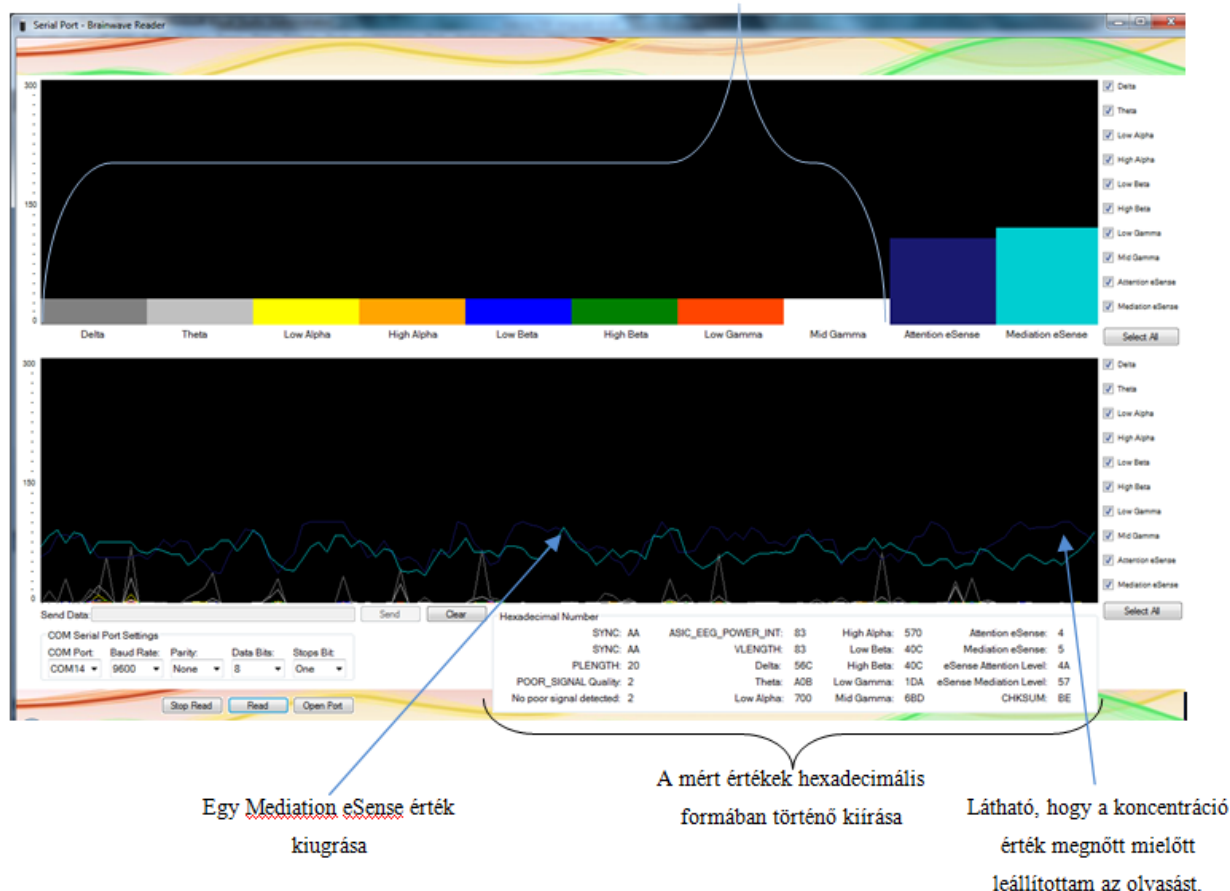
FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
PictureLoadToPictureBox(brainWaveReaderForm bwrForm)	A tagfüggvény feladata, hogy az ablakon szereplő két PictureBox képének értékül adja a bitmap-eket, amelyeken rajzolás történik a PictureBoxDrawing(brainWaveReaderForm bwrForm) függvénnyel.
ScreenCleaner(brainWaveReaderForm bwrForm)	A metódus felelőssége, hogy a két grafikon felületet letisztítsa, ha arra a felhasználó igényt tart.
ColumnDiagram(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a függvény rajzolja ki a felső oszlop grafikon. Természetesen csak azoknak az értékeknek a grafikonját rajzolja ki, amelyekre a felhasználónak szüksége van.
Histogram(brainWaveReaderForm bwrForm)	A tagfüggvény a regisztrátum kirajzolását valósítja meg. Itt is csak azok az értékek fognak megjelenni, amelyekre a felhasználó igényt tart.
Hexadecimal(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a metódus felelős az adatsomagban érkezett értékek hexadecimális alakra való konvertálásáért. Az átalakítás után pedig az ablakunk jobb alsó sarkában szereplő címkék szövegértékének adjuk az átalakított számot.
ArrayPush(brainWaveReaderForm bwrForm)	A metódus felelős a helyes hisztogram beállításáért. Ha egy új érték érkezik, akkor a már eddigi értékeket eggyel el kell tolni. Az új értéknek helyet biztosítva be kell tölteni az értékeket tároló tömbbe, amelyet a NewElementInsert(brainWaveReaderForm bwrForm) függvény valósít meg.
AllSelect0(brainWaveReaderForm bwrForm) & AllSelect1(brainWaveReaderForm bwrForm)	A függvények lényegében a két grafikon kirajolásában játszanak szerepet. Ha valaki minden érték megjelenítésére kíváncsi, akkor nem kell mást tennie, mint a „Select All” feliratú gombot megnyomnia és ennek hatására meghívódik az egyik függvény attól függően, hogy melyik „Select All” gombot nyomták meg, majd beállítja az Checkbox-ok ellenőrző értékét igazra, és ennek hatására az összes mért érték megjelenik egy grafikonon.



37. ábra. A sikeres port megnyitás után fogadó kép.
 Forrás: Saját készítésű ábra

A fenti ábrán szemléltetem azt, hogy milyen kép fogad minket, akkor, ha a soros port megnyitása sikeres, de az olvasást még nem kezdtük el. Az alábbi ábra szemlélteti, hogy a program mit jelenít meg az adatkommunikációs port olvasása közben.

Delta, Théta, Low Alpha, High Alpha, Low Beta, High Beta, Low Gamma és
Mid Gamma agyi feszültségek erősségének kirajzolása.

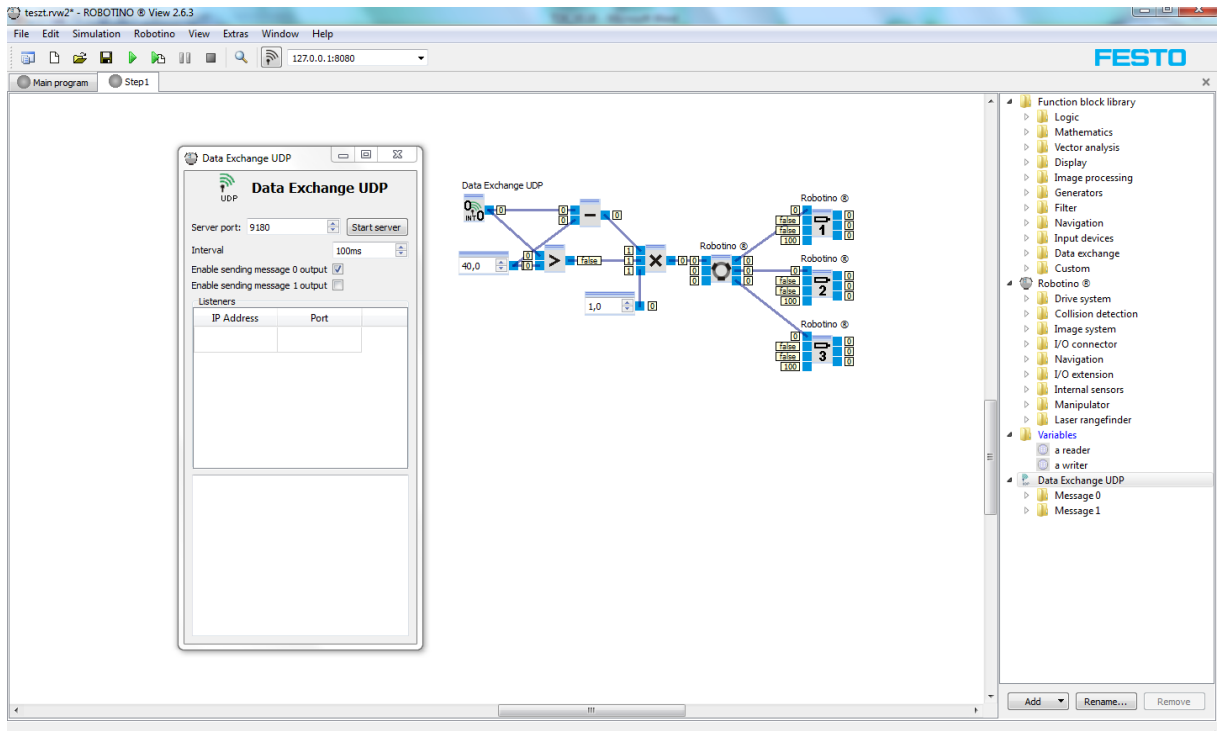


38. ábra. A program működés közben.
Forrás: Saját készítésű ábra

5.3.2. Robot mozgásvezérlésének megvalósítása

A Robotino mobil robot sebességvezérlését UDP kapcsolaton keresztül valósítottam meg, melyet a Robotino View fejlesztőkörnyezet támogat. A robot vezérlése szabványos WiFi kapcsolaton keresztül történik, de a robot kommunikációs protokollja nem volt ismert, ezért ezt a Robotino View szoftver segítségével lehetett megvalósítani. A robot sebességvezérlése a koncentráció érték (Attention) felhasználásával került megvalósításra. A koncentráció erősség értékének 4mp-es mozgó átlagolásával kapott nagysága szerint a robot mozgásának sebessége úgy került meghatározásra, hogy kis koncentráció esetén a robot ne mozogjon, a koncentráció érték 20%-nál magasabb értékénél a robot mozgásának sebessége a koncentráció nagyságával legyen arányos. Az átlagolt koncentráció értékek másodpercenként UDP kapcsolaton keresztül kerültek átküldésre a Robotino View UDP szervere számára. A Robotino View-ban az UDP szerver létrehozása és futtatása könnyen megvalósítható a fejlesztőkörnyezetben elérhető Data Exchange UDP funkcióblokk által. A Robotino View-ban megvalósított egyszerű program a robot mozgási sebességének számítását a 41. ábrán látható funkcióblokkokkal valósítja meg. Amíg a koncentráció érték nem éri el a 40 értéket, addig a sebességet számító szorzat értéke nulla, amint ezt meghaladja, úgy a mozgás előre, vagyis x-irányú sebessége V_x - mely az Omnidrive blokk legfelső bemenete - a koncentráció értékével lesz arányos. A képen látható program végtelen ciklusban fut

addig, amíg a Stop gombbal a futást le nem állítjuk. A Robotino View a Robotino vezérlését WiFi kapcsolaton keresztül TCP/IP protokollal valósítja meg a robot IP címének megadásával. A Robotino mozgását a sajátgépen futó Robotino Sim szimulációs környezetében is meg tudjuk figyelni, ami a 127.0.0.1 címen és a 8080-as UDP porton keresztül volt elérhető. A Robotino View Robotino Sim-hez történő kapcsolódása után a robot virtuális térben történő mozgása követhető.



39. ábra. A Robotino View program részlete.

Forrás: Saját készítésű kép

5.3.2.1. Robot mozgásvezérlését megvalósító függvények listája

Ezeket a metódusokat a RobotinoDataSender osztályban találhatjuk meg. A függvények a robottal kapcsolatos feladatok ellátásáért felelősek.

6. táblázat. RobotinoDataSender metódusai.

Forrás: Sajtőkészítésű ábra

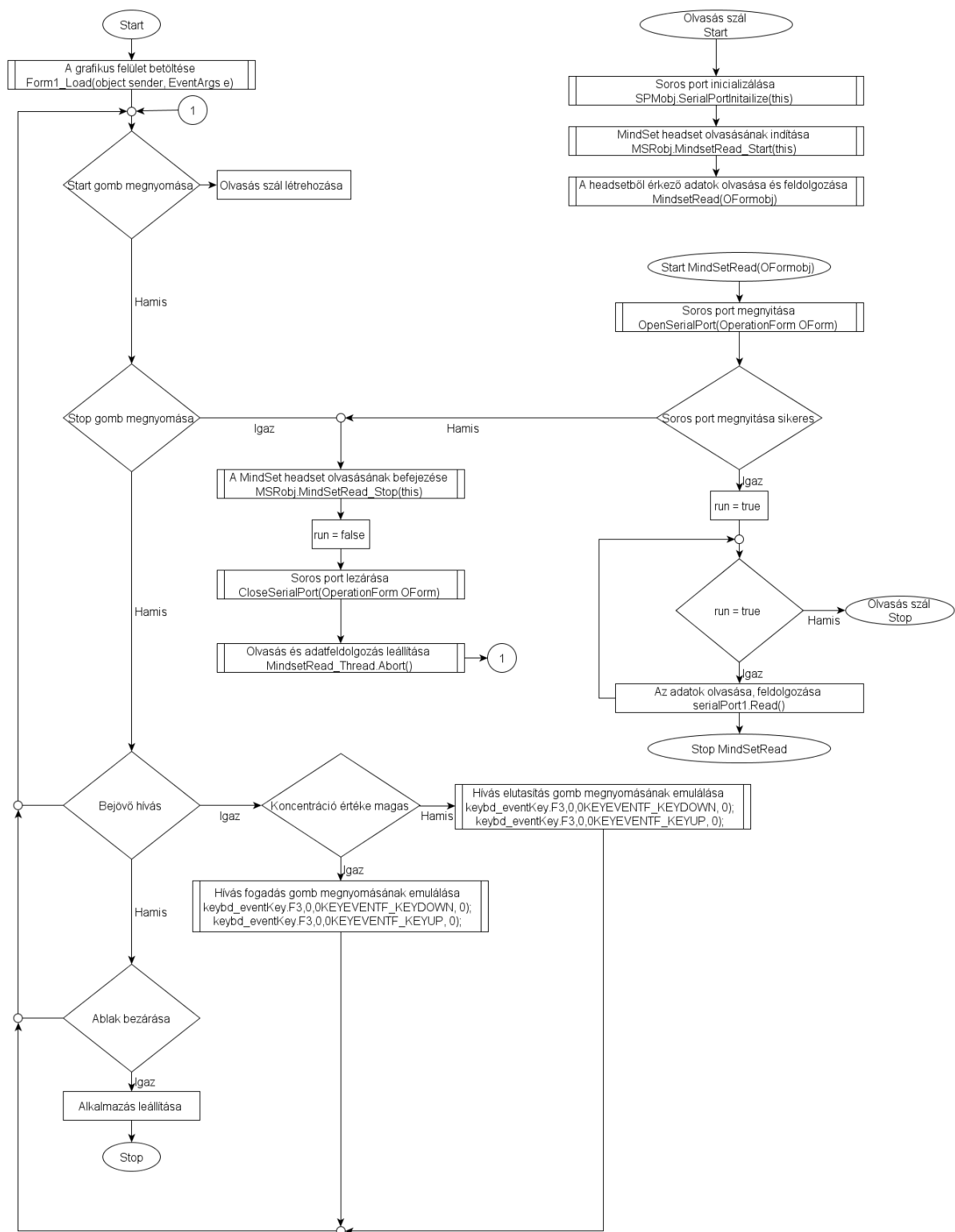
FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
DataToRobotinoView(brainWaveReaderForm bwrForm)	Itt történik a Robotino View-val történő adatkapcsolat létrehozása. A függvény első feladat közé tartozik a fentebb említett koncentráció erősség 4mp-es átlagolása. A következő utasítás része létrehozza az UDP kapcsolatot, majd összeállítja a Robotino View kommunikációs protokolljának megfelelően az adatsomagot, amit egy checksum ellenőrzést követően elküld a Robotino View UDP szerver számára.
Averaging()	Ezt a metódust a fentebb említett tagfüggvény hívja meg. Itt történik az utolsó négy mért koncentráció erősségének átlagolása.

5.4. Mobiltelefon alapú adatfeldolgozó és hívásfogadást vezérlő program

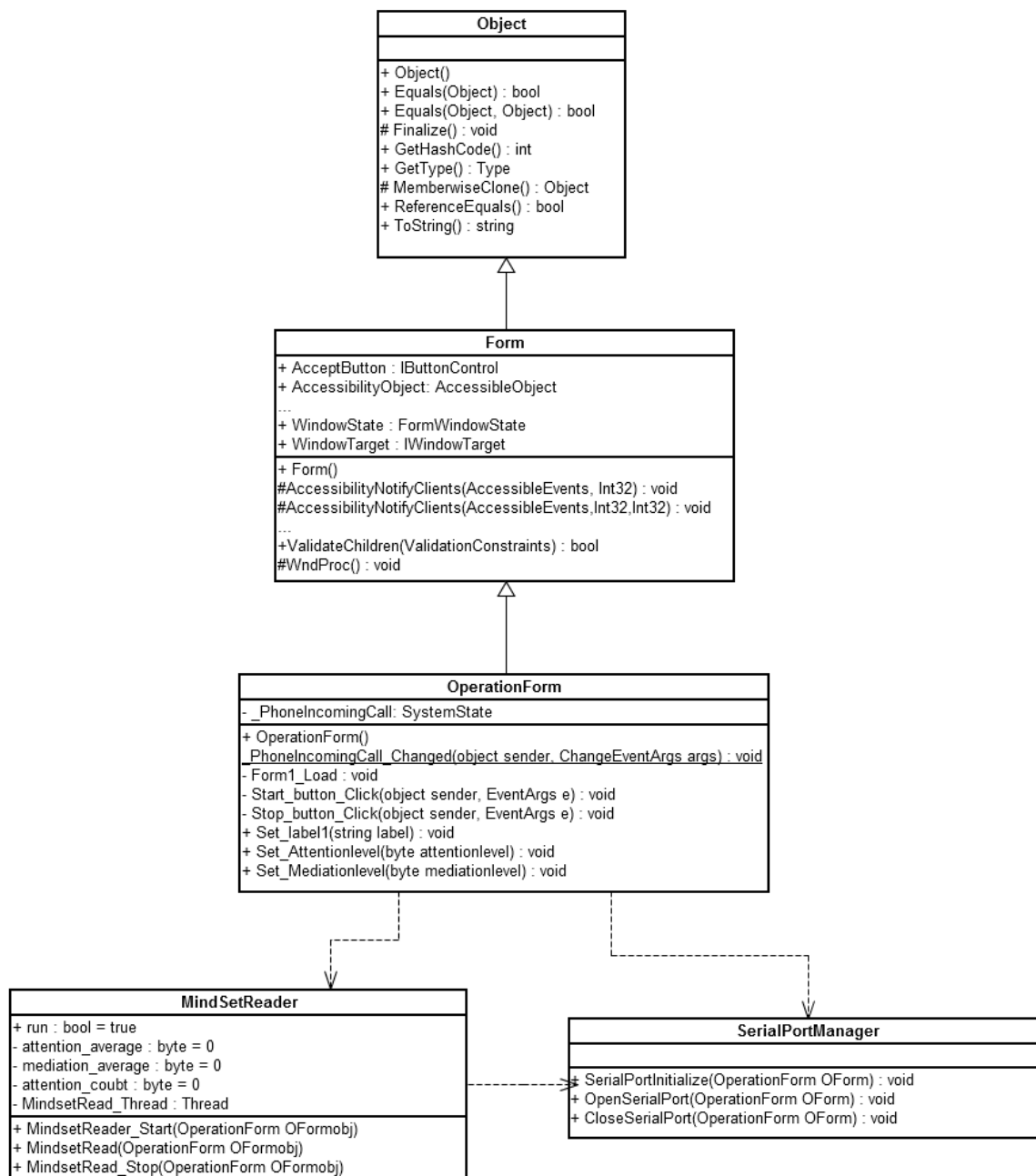
Az adatfeldolgozást, megjelenítést és a hívásfogadás vezérlését végző program Windows Mobile operációs rendszerre Visual Studio-ban C# objektum orientált programozási nyelven került megvalósításra.

5.4.1. Windows Mobile alapú adatfeldolgozó, megjelenítő és hívásfogadást vezérlő program

A forráskódom három osztályból épül fel: - Az egyik az úgynevezett OperationForm, amely az eseményeket kezeli, illetve a kezelő és megjelenítő felületet jeleníti meg, továbbá a telefon felvételét hajtja végre. Az OperationForm osztály a Form osztályból öröklődik, ami pedig a minden osztály közös őseitől az, - Objectból származik le. A második osztály a SerialPortManager nevet kapta, amely a soros port kezelését valósítja meg és függőségi kapcsolatban áll a harmadik úgynevezett MindSetReader osztállyal, amelynek feladata a MindSet headset szálban történő olvasása. A program folyamatábrája a 42. ábrán, osztálydiagramja a 43. ábrán látható.



40. ábra. A program egyszerűsített folyamatábrája
Forrás: Saját készítésű ábra



41. ábra. A program osztálydiagramja
(Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).
Forrás: Saját készítésű ábra

5.4.2. Program működése

Az adatfeldolgozó és megjelenítő program-rész végzi a soros kapcsolaton keresztül a headset-ből érkező adatok olvasását, konvertálását, feldolgozását és a koncentráció szűrt értékének sávdiaagramon történő megjelenítését. A programban a soros port megnyitása után a „Start” gomb megnyomására indul az adatfeldolgozás és megjelenítés, mely a Stop gombbal megállítható. Ezen funkciók kizárólag a tesztelés céljából lettek

kialakítva. A telefon beérkező hívás esetén a hívás beérkezésétől számított 5 másodperc múlva a koncentráció magas értéke esetén fogadja a hívást, alacsony értéke esetén elutasítja azt.



42. ábra. Az adatfeldolgozó és megjelenítő felület.
Forrás: Saját készítésű ábra

5.4.2.1. Az események és azok hatásai

Az OperationFrom osztályunk feladata a program vagy a felhasználó által kiváltott események lekezelése. Ezek az események fogják majd az adatfeldolgozó és megjelenítő függvényeket meghívni, amelyek részletes ismertetésére alább kerül sor.

7. táblázat: Események és azok következményei
Forrás: Sajátkészítésű táblázat

ESEMÉNYEK	KIVÁLTOTT ESEMÉNYEK
Form1_Load(object sender, EventArgs e)	Az esemény a programunk elindításakor váltódik ki. A kiváltott esemény hatására betöltődik az ablakunk minden ráhelyezett komponenssel együtt.
Start_button_Click(object sender, EventArgs e) adatfeldolgozás	Ezt a metódust a Start gombra történő kattintás eseménye hívja meg. A metódus meghívja a SerialPortInitialize valamint a MindsetRead_Start függvényt.
Stop_button_Click(object sender, EventArgs e) adatfeld	Ezt a metódust a Stop gombra történő kattintás eseménye hívja meg. A metódus lefuttatja a MindsetRead_Stop függvényt.
Set_label1(string label)	A MindsetRead függvény hívja meg, amennyiben a MindSet olvasásával kapcsolatos információ megjelenítése szükséges.
Set_Attentionlevel(byte attentionlevel)	A MindsetRead függvény hívja meg, mely a koncentráció érték nagyságát ábrázolja.

5.4.2.2. A megjelenítést megvalósító függvények

Az adatok megjelenítéséről az OperationForm osztály gondoskodik. Az alábbi táblázat tartalmazza az osztályban szereplő függvényeket és azok feladatait.

8. táblázat: *OperationForm* metódusai

Forrás: Saját készítésű táblázat

FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
Form1_Load(object sender, EventArgs e)	A tagfüggvény feladata, hogy az ablakon szereplő objektumokat betöltse, megjelenítse.
Set_label1(string label)	A telefon kijelzőjén a program aktuális állapotáról ír ki információt.
Set_Attentionlevel(byte attentionlevel)	A MindsetRead által feldolgozott és szűrt koncentráció érték nagyságát jeleníti meg sávdiaqramon.
Set_Mediationlevel(byte mediationlevel)	A MindsetRead által feldolgozott és szűrt meditáció érték nagyságát jeleníti meg sávdiaqramon.

5.4.2.3. *Az adatfeldolgozást megvalósító függvények*

Az adatok feldolgozásáról a SerialPortManager és a MindSetReader osztály gondoskodik. Az alábbi táblázat tartalmazza az osztálybeli metódusokat és azok feladatait.

9. táblázat: *SerialPortManager* és a *MindSetReader* metódusai

Forrás: Saját készítésű táblázat

FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
SerialPortInitialize(OperationForm OForm)	SerialPortInitialize a kommunikáció paramétereinek megfelelően inicializálja a soros portot.
MindsetRead_Start(OperationForm OFormobj)	MindsetRead_Start külön szálban elindítja a MindSet headsetből érkező adatok olvasását és feldolgozását végző MindsetRead függvényt.
MindsetRead_Stop(OperationForm OFormobj)	A MindsetRead_Stop megállítja az adatok olvasását, lezárja a soros portot, megszünteti az adatokat olvasó MindsetRead szált.

6. Esetvizsgálatok, eredmények, felhasználói tapasztalatok

Az előző fejezetben ismertetett BCI eszközzel megvalósított teszt rendszerek vizsgálatára több tesztalanyt felkérve többféle vizsgálatot végeztem el mind a robot mozgásvezérlés, mind a telefon hívásfogadásának a vezérlésével kapcsolatban. Amikor elkészült a két agyhullám vezérlésű teszt-rendszer megpróbáltam az eszköz tulajdonságai mérése szemszögéből fontos szempontokat keresni, hogy ez alapján értékelni tudjam az eszköz legfontosabb tulajdonságát, vagyis az eszköz használhatóságát. Mivel egy ember-általi vezérlésű eszközről van szó, ezért a használhatóságot jellemző minősítéseket csakis maguk a tesztalanyok adhatják, és az ő közreműködésükkel lehet az eszközök működését jellemző legfontosabb paramétereket esetvizsgálatokkal meghatározni.

Első lépésben a MindFlex headset használatával olyan teszteket végeztem, amely annak a vizsgálatára ad lehetőséget, hogy a tesztalanyok az EEG headset által szolgáltatott figyelem/koncentráció érték magas/alacsony értéket, milyen módon tudják kiváltani. Egyrészt arra kértem a tesztalanyokat, hogy gondoljanak minél erősebben arra, hogy mozduljon meg a robot, vagy kapcsolódjon fel a teremben a lámpa. Az eszköz által szolgáltatott jeleket megvizsgálva arra következtetésre jutottunk, hogy mindkét esetben sikerült elérni a tesztalanyoknak a koncentráció jel 70%-nál nagyobb értékét, tehát mindegy mire gondolnak, csak ha ezt erősen koncentrálnak teszik. Az alacsony, vagyis a 30%-nál alacsonyabb érték elérését úgy teszteltem, hogy a tesztalanyokat megkértem, hogy lehetőség szerint ne gondoljanak semmire erőteljesen, próbálják meg az agyi aktivitás szempontjából nyugodt állapotot elérni. Ez már nehezebben ment, ennek elsajátításához megfelelő gyakorlás szükséges, de gyakorlás után a tesztalanyoknak sikerült elérni az alacsony figyelem szint értékét. Ezek után megvizsgáltam, hogy külső tényezők mennyire zavarják meg a tesztalanyokat koncentráció és nyugodt állapot elérését. A vizsgálat eredményei alapján az látszódt, hogy a tesztalanyoknak nem sikerült tartósan a nyugodt állapot, vagyis a 30% alatti figyelem/koncentráció érték elérése, tehát ehhez nyugodt környezet biztosítása szükséges. Így a további vizsgálatokat külső zavaró tényezőktől mentes környezetben végeztem.

A mobil robot mozgásvezérlésére és a telefon hívásfogadására készített esetvizsgálatok esetén megpróbáltam a legfontosabb szempontot kiválasztani és azt kísérlet segítségével mérni, értékelni. A tesztek során mind férfi mind női tesztalanyok közreműködtek. A mozgásvezérlést és a telefon hívásfogadás vezérlését is két fő szempont alapján értékeltem. Az első a kialakított rendszer használhatósága volt, melyről a tesztelésre felkért tesztalanyok véleményét kértem ki, hogy a használhatóságot 1-5-ig terjedő skálán értékeljék. A másik, az alkalmazás működése szempontjából legfontosabb működést jellemző paraméter volt. Mobil robot mozgás során több ilyen szempontot is figyelembe lehetne venni, úgy döntöttünk, hogy számunkra a robot mozgatása során a legfontosabb paraméter a robot adott pozícióba történő mozgatásának pontossága, a sebesség, idő stb. paraméterek másodlagosak. Telefon hívásfogadásának vezérlése során az eszköz működésének a legfontosabb jellemzője pedig a hívásfogadás, híváselutasítás tévesztésének gyakoriságára.

A mobil robot mozgatásának, adott pozíció elérésének tesztelésére egy egyszerű pályát állítottam össze, melynél a robot adott kezdőpozícióból történő indulása (START) után két közbenső pozícióban történő megállítása (STEP1 és STEP2) valamint a célpontba

(FINISH) történő eljuttatása volt a feladat öt alkalommal. A telefon hívásfogadásának vezérlését tíz-tíz hívás fogadásán/elutasításán teszteltem tesztalanyok segítségével.



43. ábra. Mobil robot agyhullám alapú mobil irányításának tesztelése.
Forrás: Saját készítésű fotó

A használhatósággal kapcsolatosan alkotott kezdeti vélemények és a tesztek alapján kapott eredmények nagyon megoszlottak, mivel a rendszer első alkalommal történő használata nem hozta a kívánt eredményt, bár ez a saját tapasztalatok alapján is feltételeztem. Az eszköz használata során a tesztalanyok nem tudták hogyan módosítsák koncentrációjukat, hogy ériék el az agyi tevékenység szempontjából alacsony koncentráció, valamint a fokozott koncentráció állapotát. Ennek megfelelően első véleményük az eszköz használhatóságával kapcsolatban rossznak bizonyult, valamint a mért eredmények sem voltak megfelelőek. Ezután saját, az eszköz használatával kapcsolatosan gyűjtött tapasztalataimat is átadva számukra, tanácsokkal ellátva őket arról, hogyan próbálják meg kontrollálni figyelmüket. Az eszköz használatával eltöltött idővel fokozatosan javult az eszköz használhatóságáról alkotott véleményük és a kívánt mozgási és telefon hívásvezérlési feladat elvégzésének sikeressége is.

A tesztalanyok által a használhatóságról adott értékelés valamint a kísérletek alapján végzett tesztek eredményeit az alábbi táblázatok foglalják össze.

10. táblázat. Mobil robot mozgásvezérlése.
Forrás: Saját készítésű táblázat

Mobil robot mozgásvezérlése				
Tesztalanyok	Kezdeti értékelés		Betanulás utáni értékelés	
	Használhatóság	Pontosság	Használhatóság	Pontosság
1.	3	±60 cm	5	±20 cm
2.	2	±90 cm	4	±25 cm
3.	2	nem meghatározható	4	±35 cm
4.	3	±70 cm	5	±25 cm
5.	2	nem meghatározható	3	±40 cm
Átlag	2,4	±73 cm	4,2	±29 cm

11. táblázat. Telefon hívásfogadásának vezérlése.

Forrás: Saját készítésű táblázat

Tesztalanyok	Kezdeti értékelés			Betanulás utáni értékelés		
	Használhatóság	Tévesztés (hívás fogadása)	Tévesztés (hívás elutasítása)	Használhatóság	Tévesztés (hívás fogadása)	Tévesztés (hívás elutasítása)
1.	3	30%	60%	5	10%	30%
2.	3	40%	60%	4	20%	20%
3.	2	10%	90%	3	30%	40%
4.	3	20%	70%	5	20%	20%
5.	2	20%	90%	4	30%	30%
Átlag	2,6	24%	74%	4,2	22%	28%

A kapott eredmények alapján is látható, hogy a tesztalanyok az eszközök használatának első lépései során nehezen boldogultak annak megfelelő használatával. Robotmozgás esetén a tesztalanyoknak nehézséget okozott a robot megállítása, vagyis az agyi működés szempontjából nyugalmi állapotot nehezen érték el. Ennek következtében előfordult, hogy a robot elindult a tesztpályán, de a közbenső pozíciókban nem állt meg, menet közben csak lassulás-gyorsulás történt. Ugyanez a következtetés vonható le a telefon hívásfogadásának vezérlése során is. A telefon hívásfogadásának vezérlése a koncentráció/figyelem magas értékéhez volt rendelve, a hívás elutasítás a koncentráció alacsony értékéhez. Kezdeti próbálkozások során a telefon felvétele az esetek nagyobb részében megfelelően megtörtént, de a telefon hívásfogadásának elutasítása már esetenként igen rossz tévesztési arányt mutatott. Ez is annak tudható be, hogy az agyi működés szempontjából aktív figyelem állapota könnyebben elérhető, mint a nyugalmi állapot, mely a hívás elutasításhoz van rendelve.

Az eszközök több mint fél órás használata után már sokat javult a használatának eredményessége, melyet a táblázatban látható eredmények is mutatnak. A tesztalanyok által az eszköz használhatóságáról adott vélemények több mint 1,5 osztállyal lettek jobbak és elérték a jó értéket, valamint a mobil robot vezérlése során a kezdeti nagyon bizonytalan mozgás egyre jobban kontrollálhatóvá vált, és a pozícionálási hiba átlaga ± 30 cm alá csökkent. A mobiltelefon hívásfogadásának vezérlése gyakorlás után szintén javult, a tesztalanyoknak jobban sikerült mind a magasabb, mind az alacsonyabb koncentráció állapotát elérniük.

A tesztalanyokkal a kísérletek elvégzése után elbeszélgettem, hisz e technológia alkalmazásának tapasztalatairól és továbbfejlesztési, korszerűsítési irányaihoz kapcsolódó információkról - egy teljesen ember vezérlésű eszköz esetén - maguk a tesztalanyok tapasztalatai sok ismerettel tudnak szolgálni. Az elbeszélgetések során mindannyian kiemelték, hogy a kezdetekben nem tudták hogyan kellene a figyelemmel, koncentrációval megfelelően vezérelni az eszközt, és így az elején nem is sikerült a kívánt funkciót jól megvalósítaniuk. Az eszköz használatával kapott tapasztalatok alapján, melyek nem néhány perces, hanem inkább néhányszor 10 perces használat után kezdtek kialakulni, sikerült a figyelmüket úgy irányítani, hogy azok az eszköz számára megkülönböztethetőek legyenek, vagyis a feladat megoldása szempontjából alkalmasak legyenek. Amint sikerült ezt a elsajátítaniuk, utána az eszköz használatának eredményessége nagyban javult, egyre több sikerélményben volt részük és egyre szívesebben használták az eszközt, és egyre jobb véleménnyel voltak az eszköz használhatóságát illetően is.

A tesztalanyok az általam fejlesztett eszközöket alkalmasnak találták a fejlesztés céljaként megfogalmazott hívásfogadás és mobil robot vezérlés megvalósítására és mindannyian megemlítették, hogy e technológia nagyon széles körben elterjedhet más alkalmazásokban is, melyek között a játékipart valamint a mozgásukban korlátozott embereket segítő eszközöket jelölték meg elsődleges felhasználási területként.

A kísérletek során azt tapasztaltuk, hogy a homloklebenyen elhelyezett érzékelő nem megfelelő érintkezése nagyban befolyásolja az eszköz helyes működését. Ezért oda kell figyelni arra, hogy az érzékelő homloklebenyre történő rányomása megfelelő legyen a jó érintkezés kialakítása miatt.

7. Összefoglalás, továbbfejlesztési lehetőségek

Jelen dolgozatomban általánosan bemutattam az EEG alapú agyhullám vezérlésen alapuló rendszerek elméleti hátterét, valamint az általam elkészített, két alkalmazási lehetőséget bemutató teszt rendszereket.

Az előző fejezetben ismertetett hardver és szoftver megvalósítása során sok tapasztalatot szereztem a komplex, több részből álló, több eltérő feladat megoldását kívánó rendszerek kialakítása terén. A feladat megvalósítása során betekintést nyertem ezen új technológia alkalmazásába, ezen új eszközök működésének részleteibe, és az általuk alkalmazott adatfeldolgozási módszerekbe, implementálásuk nehézségeibe. Nagy kihívást jelentett a feladat megvalósítása mind a hardver, mind a szoftver szintjén, melynek nehézségét az elvégzett munka eredményeként elkészült alkalmazások összetettsége is alátámasztja.

Az eredményeket tartalmazó fejezetben leírtaknak megfelelően látható, hogy az eszközök megfelelő betanulás nélkül még nem használhatók kielégítően, de gyakorlás után használhatóságuk sokat javul.

Az általam megvalósított alkalmazások implementálhatók lennének DSP vagy egyéb mikrokontrolleres, esetleg FPGA alapú beágyazott rendszerekre is.

Továbbá a koncentráció alapú sebességvezérlést ki lehetne egészíteni SSVEP alapú irányvezérléssel, amellyel a robot mozgásának több irányban történő megvalósítása is kivitelezhető lenne. Ehhez további kutatások szükségesek, és ennek függvényében lehet más, több érzékelőt alkalmazó headset választása lesz szükséges, mint például az Emotive headset.

Az általam említett alkalmazásokon felül további számos alkalmazási terület merülhet fel, melyek között megemlíteném akár a gépkocsivezetők elalvás detektálását EEG érzékelés segítségével.

Természetesen az agyhullám vezérlés pontossága az érzékelők számának növelésével javítható. Továbbá mesterséges intelligenciát alkalmazó tanulni képes feldolgozási módszerekkel a pontosság és a használhatóság tovább javítható lenne.

Kutatásom eredményeként az alábbi feladatokat végeztem el, dolgoztam ki és mutattam be:

- MindFlex EEG headset hardverének átalakításával lehetővé tettem az EEG headset adatainak számítógép segítségével történő kiolvasását és feldolgozását;
- számítógépen elkészítettem egy alkalmazást, mely megvalósítja az EEG headset adatainak olvasását, feldolgozását és megjelenítését, valamint a mobil robot sebességvezérlését;
- Windows Mobile operációs rendszeren elkészítettem egy, a MindSet headset által Bluetooth kapcsolaton küldött adatok olvasását, feldolgozását, valamint a telefon felvételének vezérlését megvalósító alkalmazást;
- az alkalmazások tesztelésének részeként implementálásra került az EEG jelek spektrum vizsgálatát lehetővé tevő FFT algoritmus.

Az eredményeimet összefoglalva elmondható, hogy a bemutatott alkalmazásokkal lehetőség nyílik az emberi agy által működtetett vezérlést, egy eddig csak drága és összetett EEG berendezések helyett sokkal olcsóbb, bárki számára hozzáférhető eszközökkel megvalósítani. Természetesen a módszernek még vannak hiányosságai, de az EEG technológia továbbfejlesztésével egyre pontosabb irányítás válik majd lehetővé, mely az ilyen alapú rendszerek szélesebb körben való elterjedéséhez vezethet.

8. Köszönetnyilvánítás

Különös köszönettel tartozom témavezetőmnek, Kővári Attilának a dolgozat elkészítésében nyújtott segítségéért, rendkívül értékes tanácsaiért és türelméért. Köszönettel tartozom Dukán Péternek a szoftverfejlesztésben nyújtott támogatásaiért és tanácsaiért.

Köszönöm, hogy a Dunaújvárosi Főiskola Műszaki Intézete a Robotino mobil robotot teszteléshez rendelkezésünkre bocsátotta.

9. Irodalomjegyzék

- [1] Kéri, Sz., Gulyás, B.. *Elektrofiziológiai módszerek a kognitív idegtudományban*, In Pléh, Cs., Kovács, Gy., Gulyás, B. Kognitív idegtudomány, 81-98., Osiris Kiadó, Budapest, 2003
- [2] Joachim Knappe, *Az emberi agy*, 64. kötet, Tessloff - Babilon Kiadó, Budapest, 2001
- [3] Eugene d'Aquili, Andrew B. Newberg, *Religious and Mystical States: A Neuropsychological Model*, Zygon Journal of Religion and Science, Vol. 28, No. 2, 177-199., 2000
- [4] Saeid Sanei and J.A. Chambers, *EEG Signal Processing*, Cardiff university UK, John Wiley & Sons, Ltd, 2007
- [5] William O. Tatum, *Handbook of EEG Interpretation*, Demos Medical Publishing, LLC, 2008
- [6] NeuroSky Inc, *Brain Wave Signal (EEG) of NeuroSky, Inc*, 2009
- [7] György Buzsáki, *Rhythms of the Brain*, Oxford University Press, 2006
- [8] Lebedev, M. A., and Nicolelis, M. A., *Brain-machine interfaces: past, present and future*, Trends. Neurosci., 29, 536–546, 2006
- [9] Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J. McFarland, Gert Pfurtscheller, and Theresa M. Vaughan, *Brain-computer interfaces for communication and control*, Clin. Neurophysiol., 113:767-791, 2002
- [10] An Luo and Thomas J Sullivan, *A user-friendly SSVEP-based brain-computer interface using a time-domain classifier*, Journal OF Neural Engineering, Vol. 7, Num. 2, 2010
- [11] Yijun Wang, Xiaorong Gao, Bo Hong and Shangkai Gao: *Practical Designs of Brain-Computer Interfaces Based on the Modulation of EEG Rhythms*, Brain-Computer Interfaces, The Frontiers Collection, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010
- [12] CNBI projekt honlapja: <http://cnbi.epfl.ch/> (2011. 11.19)

Rövidítések listája

3D	3 (three) D imensions	3 dimenzió
ASD	Amplitude Spectrum D ensity	Amplitúdó spektrum sűrűség
ASIMO	Advanced Step in Innovative M obility	Nagy lépés az innovatív mobilitásban
BCI	B rain Computer Interface	Agy-számítógép interfész
BEAM	B rain E lectrical Activity Mapping	Agyi elektromos aktivitás térkép
BMI	B rain M achine Interface	Agy és egy külső eszköz közötti interfész
DARPA	D efense A dvanced R esearch P rojects A gency	Fejlett Védelmi Kutatási Projektek Ügynöksége
DC (motor)	D irect C urrent	Egyenáram
DEG	D egree	Fok
DFT	D iscrete F ourier T ransform	Diszkrét Fourier transzformáció
DSP	D igital S ignal P rocessing	Digitális jelfeldolgozás
ECG	E lectrocardiograph	Elektrokardiogram
EEG	E lectroencephalograph	Elektroencefalográfia
EMG	E lectromyograph	Elektromiográfia
EOG	E lectrooculograph	Elektrookulográfia
EQ	E motional Q uotient	Érzelmi intelligencia hányados
ERP	E vent R elated P otential	Eseményfüggő potenciálok
FFT	F ast F ourier T ransform	Gyors Fourier-transzformáció
FTDI	F uture T echnology D evelopments I nternational	Nemzetközi Jövőbeli Technológiai Eszközök
GHz	G iga H ertz	GigaHertz
GSR	G alvanic S kin R esponse	Galvanikus bőr reakció
GUI	G raphical U ser I nterface	Grafikus felhasználói felület
HGH	H uman G rowth H ormone	Emberi növekedési hormon
HRV	H ear R ate V ariability	Szívfrekvencia változás
IP	I nternet P rotocol	Internet protokoll
IQ	I ntelligence Q uotient	Intelligenciakvóciens, Intelligencia-hányados
MEG	M agnetoencephalography	Magnetoencefalográfia
MHz	M ega H ertz	MegaHertz
PC	P ersonal C omputer	Személyi számítógép
PID	P roportional- I ntegral- D erivative	Arányos-integráló-differenciáló
PSD	P ower S pectrum D ensity	Teljesítménysűrűség-spektrum
QEEG	Q uantitative E lectroencephalograph	Kvantitatív elektroencefalográf
RAM	R andom A ccess M emory	Közvetlen hozzáférésű memória
REM	R apid E ye M ovement	Gyors szemmozgás
RX	R ecieve	Adatfogadás
SNR	S ignal-to- N oise R atio	Jel / Zaj viszony
SSVEP	S teady- S tate V isual P otential	Egyensúlyi állapotban látható potenciá
TCP/IP	T ransmission C ontrol P rotocol I nternet P rotocol	Átvitel-vezérlő protokoll/internet protokoll
TED	T echnology, E ntertainment, D esign	Technológia, szórakozás, tervezet
TTL	T ransistor T ransistor L ogic	Tranzisztor tranzisztor logika
TX	T ransmitter	Adó
UART	U niversal A synchronous R eciever T ransmitter	Univerzális aszinkron adó vevő
UDP	U ser D atagram P rotocol	Felhasználóadatcsomag-protokoll
USB	U niversal S erial B us	Univerzális Soros Busz
VGA	V ideo G raphics A dapter	Videografikai adapter
Vx	x -direction s peed	x irányú sebesség
Vy	y -direction s peed	y irányú sebesség
WiFi	W ireless F idelity	vezeték nélküli torzításmentesség, érzékenység
XP	e X P erience	Tapasztalat

Ábrajegyzék

1.	ábra. Az emberi agy felépítése.....	4
2.	ábra. A nagyagy funkciói.....	5
3.	ábra. Szinapszis, ingerület átvitel pillanata.	6
4.	ábra. Az EEG gépezet működése.	8
5.	ábra. Az elektródák elhelyezkedése a fejbőrön.	9
6.	ábra. A bipoláris és a monopoláris elvezetés.	9
7.	ábra. Delta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]	10
8.	ábra. Theta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]	11
9.	ábra. Alfa hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]	11
10.	ábra. Béta hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6].....	11
11.	ábra. Gamma hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6]	12
12.	ábra. Mu hullám váltakozása 1 másodperc alatt. [6].....	12
13.	ábra. Egy adott jelre jellemző területek a frekvencia-idő síkon.	14
14.	ábra. MindSet headset-tel mintavételezett agyjelek Cooley–Tukey FFT algoritmussal meghatározott teljesítmény spektruma.	16
15.	ábra. Force Trainer.....	17
16.	ábra. MindFlex.....	18
17.	ábra. MindSet.....	18
18.	ábra. Emotive headset.	19
19.	ábra. Az agyi ritmusok modulációján alapuló BCI.	21
20.	ábra. SSVEP teljesítmény spektruma. Stimulációs frekvencia 9Hz és 10Hz (megfigyelt villogó fény frekvenciája). Spektrumban az alapharmónikus és a 2. felharmónikus frekvencián jól megfigyelhető. ...	21
21.	ábra. Agyhullám érzékelésen alapuló eszközök alkalmazási területeinek térképe.....	22
22.	ábra. Az agyhullámokkal irányítható tolószek. Toyota és CNBI.	23
23.	ábra. Az Asimo robot.....	23
24.	ábra. MindFlex EEG headset belső felépítése.....	26
25.	ábra. TTL-232-3V3 USB UART átalakító.	26
26.	ábra. USB UART átalakító MindFlex headset-tel történő összekötése.	27
27.	ábra. MindFlex headset által soros porton küldött adatok regisztrátuma (Hercules szoftver segítségével rögzítve)	27
28.	ábra. MindSet headset.....	29
29.	ábra. Toshiba Satellite P300-225 laptop, Samsung Omnia II GT-i8000.....	29
30.	ábra. A Robotino® mobil robot.....	30
31.	ábra. A program egyszerűsített folyamatábrája.....	35
32.	ábra. A program osztálydiagramja (Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).	36
33.	ábra. A gombok és azok által kiváltott események.....	38
34.	ábra. Sikeres port beállítás és megnyitás.	40
35.	ábra. Sikertelen soros port megnyitás.	41
36.	ábra. Sikeres soros port lezárás.	41
37.	ábra. A sikeres port megnyitás után fogadó kép.....	43
38.	ábra. A program működés közben.	44
39.	ábra. A Robotino View program részlete.	45
40.	ábra. A program egyszerűsített folyamatábrája.....	47
41.	ábra. A program osztálydiagramja (Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).....	48
42.	ábra. Az adatfeldolgozó és megjelenítő felület.	49
43.	ábra. Mobil robot agyhullám alapú mobil irányításának tesztelése.....	53

Táblázatjegyzék

1.	táblázat. <i>Elektrofiziológiai módszerek.</i>	8
2.	táblázat. <i>Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai.</i>	10
3.	táblázat. <i>Események és azok következményei</i>	37
4.	táblázat. <i>SerialPortManager metódusai.</i>	39
5.	táblázat. <i>FormGraphics metódusai.</i>	42
6.	táblázat. <i>RobotinoDataSender metódusai.</i>	46
7.	táblázat. <i>Események és azok következményei</i>	49
8.	táblázat. <i>OperationForm metódusai</i>	50
9.	táblázat. <i>SerialPortManager és a MindSetReader metódusai</i>	50
10.	táblázat. <i>Mobil robot mozgásvezérlése.</i>	53
11.	táblázat. <i>Telefon hívásfogadásának vezérlése.</i>	54

Mellékletek

1db CD lemez, amelyen megtalálhatóak:

- a dolgozatban felhasznált elektronikus források mentései;
- a dolgozat Word formátumban;
- a dolgozat PDF formátumban;
- a megvalósított szoftverek.