

TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA

KATONA JÓZSEF

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

„A szemet több inger éri, mint amennyit az agy fel tud dolgozni, vagyis szinte vakon botorkálunk a világban, és észre sem vesszük a dolgok jó részét, amely az orrunk előtt van. Az egyszerűsége törekszünk, holott a világ csodálatosan összetett, de ahelyett, hogy megnyitnánk előtte az elménket, szűrőkön keresztül szemléljük, hogy kevésbé legyen rémisztő.”

Dean Ray Koontz

Rövidítések listája

3D	3 (three) D imensions	<i>3 dimenzió</i>
ASD	A mplitude S pectrum D ensity	<i>Amplitúdó spektrum sűrűség</i>
ASIMO	A dvanced S tep in I nnovative M obility	<i>Nagy lépés az innovatív mobilitásban</i>
BCI	B rain C omputer I nterface	<i>Agy-számítógép interfész</i>
BEAM	B rain E lectrical A ctivity M apping	<i>Agyi elektromos aktivitás térkép</i>
BMI	B rain M achine I nterface	<i>Agy és egy külső eszköz közötti interfész</i>
DARPA	D efense A dvanced R esearch P rojects A gency	<i>Fejlett Védelmi Kutatási Projektek Ügynöksége</i>
DC (motor)	D irect C urrent	<i>Egyenáram</i>
DEG	D egree	<i>Fok</i>
DFT	D iscrete F ourier T ransform	<i>Diszkrét Fourier transzformáció</i>
DSP	D igital S ignal P rocessing	<i>Digitális jelfeldolgozás</i>
ECG	E lectro c ardi o graph	<i>Elektrokardiogram</i>
EEG	E lectro e ncephalo g raph	<i>Elektroencefalográfia</i>
EMG	E lectro m yog r aph	<i>Elektromiográfia</i>
EOG	E lectro o culo g raph	<i>Elektrookulográfia</i>
EQ	E motional Q uotient	<i>Érzelmi intelligencia hányados</i>
ERP	E vent R elated P otential	<i>Eseményfüggő potenciál</i>
FFT	F ast F ourier T ransform	<i>Gyors Fourier-transzformáció</i>
FTDI	F uture T echnology D evelopments I nternational	<i>Nemzetközi Jövőbeli Technológiai Eszközök</i>
GHz	G iga H ertz	<i>GigaHertz</i>
GSR	G alvanic S kin R esponse	<i>Galvanikus bőr reakció</i>
GUI	G raphical U ser I nterface	<i>Grafikus felhasználói felület</i>
HGH	H uman G rowth H ormone	<i>Emberi növekedési hormon</i>
HRV	H ear t R ate V ariability	<i>Szívfrekvencia változás</i>
IP	I nternet P rotocol	<i>Internet protokoll</i>
IQ	I ntelligence Q uotient	<i>Intelligenciakvóciens, Intelligencia-hányados</i>
MEG	M agneto e ncephalo g raphy	<i>Magnetoencefalográfia</i>
MHz	M ega h ertz	<i>Megahertz</i>
PC	P ersonal C omputer	<i>Személyi számítógép</i>
PID	P roportional- I ntegral- D erivative	<i>Arányos-integráló-differenciáló</i>
PSD	P ower S pectrum D ensity	<i>Teljesítménysűrűség-spektrum</i>
QEEG	Q uantitative E lectro e ncephalo g raph	<i>Kvantitatív elektroencefalográf</i>
RAM	R andom A ccess M emory	<i>Közvetlen hozzáférésű memória</i>
REM	R apid E ye M ovement	<i>Gyors szemmozgás</i>
RX	R ecieve	<i>Adatfogadás</i>
SNR	S ignal-to- N oise R atio	<i>Jel / Zaj viszony</i>
SSVEP	S teady-state v isual p otential	<i>Egyensúlyi állapotban látható potenciál</i>
TCP/IP	T ransmission C ontrol P rotocol I nternet P rotocol	<i>Átvitel-vezérlő protokoll/ internet protokoll</i>
TED	T echnology, E ntertainment, D esign	<i>Technológia, szórakozás, tervezet</i>
TTL	T ransistor T ransistor L ogic	<i>Tranzisztor tranzisztor logika</i>

TX	T ransmitter	<i>Adó</i>
UART	U niversal A synchronous R eceiver T ransmitter	<i>Univerzális aszinkron adó vevő</i>
UDP	U ser D atagram P rotocol	<i>Felhasználóiadatcsomag-protokoll</i>
USB	U niversal S erial B us	<i>Univerzális Soros Busz</i>
VGA	V ideo G raphics A dapter	<i>Videografikai adapter</i>
V_x	x -direction <i>speed</i>	<i>x irányú sebesség</i>
V_y	y -direction <i>speed</i>	<i>y irányú sebesség</i>
WiFi	W ireless F idelity	<i>vezeték nélküli torzításmentesség, érzékenység</i>
XP	e XP erience	<i>Tapasztalat</i>

Ábrajegyzék

1.	ábra. Az emberi agy felépítése.	5
2.	ábra. A nagyagy funkciói.	9
3.	ábra. Szinapszis, ingerület átvitel pillanata.	12
4.	ábra. Az EEG gépezet működése.	14
5.	ábra. Az elektródák elhelyezkedése a fejbőrön.	16
6.	ábra. A bipoláris és a monopoláris elvezetés.	16
7.	ábra. Delta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	19
8.	ábra. Théta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	20
9.	ábra. Alfa hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	21
10.	ábra. Béta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	22
11.	ábra. Gamma hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	23
12.	ábra. Mu hullám váltakozása 1 másodperc alatt.	24
13.	ábra. Egy adott jelre jellemző területek a frekvencia-idő síkon.	26
14.	ábra. MindSet headset-tel mintavételezett agyjelek Cooley–Tukey FFT algoritmussal meghatározott teljesítmény spektruma.	30
15.	ábra. Force Trainer.	32
16.	ábra. MindSet.	33
17.	ábra. MindFlex.	34
18.	ábra. Emotive headset.	35
19.	ábra. Az agyi ritmusok modulációján alapuló BCI.	38
20.	ábra. SSVEP teljesítmény spektruma. Stimulációs frekvencia 9Hz és 10Hz (megfigyelt villogó fény frekvenciája). Spektrumban az alapharmónikus és a 2. felharmónikus frekvencián jól megfigyelhető.	39
21.	ábra. Agyhullám érzékelésen alapuló eszközök alkalmazási területeinek térképe.	40
22.	ábra. Az agyhullámokkal irányítható tolószék.	42
23.	ábra. Az Asimo robot.	43
24.	ábra. MindFlex EEG headset belső felépítése.	46
25.	ábra. TTL-232-3V3 USB UART átalakító.	46
26.	ábra. USB UART átalakító MindFlex headset-tel történő összekötése.	47
27.	ábra. MindFlex headset által soros porton küldött adatok regisztrátuma (Hercules szoftver segítségével rögzítve)	48

28.	ábra. <i>MindSet headset.</i>	51
29.	ábra. <i>Toshiba Satellite P300-225 laptop, Samsung Omnia II GT-i8000 és a Samsung Galaxy S GT-i9000 mobiltelefonok.</i>	52
30.	ábra. <i>A Robotino® mobil robot.</i>	53
31.	ábra. <i>A Robotino® View programozói környezet (Subprogram nézete és Main program nézete).</i>	55
32.	ábra. <i>Robotino® Sim Demo robot szimulációs szoftver.</i>	56
33.	ábra. <i>A program fő részeinek folyamatábrája.</i>	60
34.	ábra. <i>A program osztálydiagramja (Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).</i>	61
35.	ábra. <i>A gombok és azok által kiváltott események.</i>	64
36.	ábra. <i>Sikeres port beállítás és megnyitás.</i>	66
37.	ábra. <i>Sikertelen soros port megnyitás.</i>	67
38.	ábra. <i>Sikeres soros port lezárás.</i>	68
39.	ábra. <i>A sikeres port megnyitás után fogadó kép.</i>	70
40.	ábra. <i>A program működés közben.</i>	71
41.	ábra. <i>A Robotino® View program részlete.</i>	73
42.	ábra. <i>A program fő lépéseinek folyamatábrája.</i>	76
43.	ábra. <i>A program osztálydiagramja (Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).</i>	77
44.	ábra. <i>Az adatfeldolgozó és megjelenítő felület.</i>	78
45.	ábra. <i>Agyhullám alapú mobil robot irányításának tesztelése.</i>	82

Táblázatjegyzék

1.	táblázat. <i>Elektrofiziológiai módszerek</i>	14
2.	táblázat. <i>Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai</i>	17
3.	táblázat. <i>Események és azok következményei</i>	63
4.	táblázat. <i>SerialPortManager metódusai</i>	65
5.	táblázat. <i>FormGraphics metódusai</i>	69
6.	táblázat. <i>RobotinoDataSender metódusai</i>	74
7.	táblázat: <i>Események és azok következményei</i>	79
8.	táblázat: <i>OperationForm metódusai</i>	80
9.	táblázat: <i>SerialPortManager és a MindSetReader metódusai</i>	80
10.	táblázat. <i>Mobil robot mozgásvezérlése</i>	83
11.	táblázat. <i>Telefon hívásfogadásának vezérlése</i>	83

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés.....	1
2. EEG jelek keletkezése, megfigyelése, feldolgozása	3
2.1. Elektroencefalogram történeti háttére	3
2.2. Az agy felépítése, funkciói	5
2.2.1. Az agy felépítése	5
2.2.1.1. Az agykoponya	5
2.2.1.2. A gerincvelő	6
2.2.1.3. A nyúltvelő.....	6
2.2.1.4. A híd.....	6
2.2.1.5. A középagy.....	7
2.2.1.6. A kisagy	7
2.2.1.7. A köztiagy	8
2.2.1.8. A nagyagy	8
2.2.2. Az agy területi, funkcionális felosztása.....	8
2.2.2.1. A homloklebény	9
2.2.2.2. A fali lebeny	10
2.2.2.3. A nyaki szirt lebeny	10
2.2.2.4. A halántéklebény	10
2.3. EEG jelek keletkezésének mechanizmusa	11
2.4. Elektrofiziológiai módszerek	13
2.5. EEG jelek regisztrálása	15
2.6. Agyhullámok.....	17
2.6.1. Delta-hullámok: (3.0 Hz-nél alacsonyabb frekvenciájú agyhullámok)	18
2.6.2. Théta-hullámok: (4.0-7.5 Hz közti agyhullámok)	19
2.6.3. Alfa-hullámok: (8.0-12.0 Hz közti agyhullámok)	20
2.6.4. Béta-hullámok: (13.0-es vagy annál magasabb frekvenciájú agyhullámok)	22
2.6.5. Gamma-hullámok: (30.0 – 50.0 Hz frekvenciájú agyhullámok)	23
2.6.6. Mu-hullámok: (8.0-10.0 Hz közötti agyhullámok)	23
3. EEG jelek feldolgozása, alkalmazása	25
3.1. EEG jelek frekvenciatartománybeli feldolgozása	25

3.1.1. DFT - Discrete Fourier Transform.....	27
3.1.2. FFT algoritmus	29
3.2. EEG headsetek	30
3.2.1. Tanulékony headset	31
3.2.2. Force Trainer – Az erő legyen veled	32
3.2.3. MindFlex	33
3.2.4. Emotive headset.....	34
3.3. BCI – Brain Computer Interface.....	35
3.4. EEG jelek modulációján alapuló BCI-k	37
3.5. Agyhullám érzékelésen alapuló alkalmazások	40
3.5.1. Agyhullámokkal irányítható elektromos tolószék.....	41
3.5.2. Asimo robot	42
4. BCI hardver megvalósítása	44
4.1. MindFlex EEG headset.....	44
4.2. MindSet EEG headset	50
4.3. Vezérlőprogramot futtató hardver	51
4.4. Vezérelt mobil robot	52
4.4.1. Robotino®	52
4.4.2. Robotino® View	54
4.4.3. Robotino® Sim.....	55
5. Adatfeldolgozó és vezérlő egység implementációja.....	57
5.1. Célkitűzés és tervezés	57
5.2. Fejlesztő környezet megválasztása	58
5.3. IBM PC alapú adatfeldolgozó és mobilrobot vezérlő program.....	59
5.3.1. Folyamatábra.....	60
5.3.2. Osztálydiagram	61
5.3.3. Adatfeldolgozása és megjelenítése	62
5.3.3.1. Az események és azok hatásai	62
5.3.3.2. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények	64
5.3.3.3. Az adatmegjelenítést megvalósító függvények	68
5.3.4. Robot mozgásvezérlésének megvalósítása	71
5.3.4.1. Robot mozgásvezérlését megvalósító függvények listája	73
5.4. Mobiltelefon alapú adatfeldolgozó és hívásfogadást vezérlő program	74
5.4.1. Windows Mobile alapú adatfeldolgozó, megjelenítő és hívásfogadást vezérlő program	74
5.4.2. Folyamatábra.....	76
5.4.3. Osztálydiagram	77

5.4.4. Adatfeldolgozás és megjelenítés	78
5.4.4.1. Az események és azok hatásai	78
5.4.4.2. A megjelenítést megvalósító függvények	79
5.4.4.3. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények	80
6. Esetvizsgálatok, eredmények, felhasználói tapasztalatok	81
7. Továbbfejlesztési lehetőségek	86
8. Összefoglalás.....	88
9. Köszönetnyilvánítás.....	90
10. Irodalomjegyzék	91

1. BEVEZETÉS

Arisztotelész még azt hitte, hogy a lélek központja a szív, és hogy voltaképpen az agy felelős a szív kihűléséért. Ez az elmélet több mint ezer éven át tartotta magát. Ma már azonban sokkal többet tudunk az agyról.

Manapság már elmondhatjuk azt, hogy értjük és tudjuk, hogyan zajlik az érzékelés, tehát a meghatározott funkciókat ismerjük. Az azonban még ma sem tisztázott, hogy mi történik az agyban, amikor tervezgetünk, reménykedünk, vagy épp eszünkbe jut egy-egy szellemes megjegyzés. 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 áttanszformálni azokat érthető „szavakká”. Az agyi tevékenység megfigyelhető, az idegi működés elektromos és mágneses jelenségének vizsgálatán keresztül, melynek egyik elterjedt módszere az elektrofiziológia. Az agy idegi működésének megfigyelésére legelterjedtebben elektroencefalográfiát (EEG) alkalmaznak, az EEG jelek feldolgozását pedig legtöbbször kvantitatív EEG (QEEG) módszerrel végzik, ahol is az EEG-jelek frekvencia-spektrumát vizsgálják.

A dolgozatom célja, hogy bemutassam az EEG technológiát alkalmazó, az agyi tevékenység agyhullámok általi megfigyelésén alapuló, az ember mentális állapotáról információt adó technológiát, valamint azt, hogy ezt az új módszert hogyan tudjuk hasznosítani mobil alkalmazásokban. Az agyhullámok alapján végezhető emberi irányítással kapcsolatban felmerülhet mindenkiben a kétség ennek létjogosultságáról, de a legújabb technikák és kutatási eredmények bizonyítják alkalmazhatóságukat.

Kutatásaimban két alkalmazást fejlesztettem ki, mindkét alkalmazás beteg, mozgásában korlátozott személyek számára nyújthat segítséget. Az egyik ilyen alkalmazás egy mobiltelefon hívásfogadását vagy hívás elutasítását valósítja meg agyhullám vezérlés segítségével, mely módszer hívás kezdeményezésére is alkalmassá tehető. Az agyhullám vezérlést az agyi

tevékenység erőssége, vagyis a koncentráció, éberség, izgatott állapot erősségének a kvantitatív EEG vizsgálat alapján történő meghatározásával valósítottam meg, tehát agyhullám vezérlésen az agy mentális aktivitásának erősséggel arányos vezérlést értek. Mobiltelefonos alkalmazás esetén ezzel a módszerrel segítség nyújtható mozgásképtelen személyek számára másokkal történő kapcsolat felvételére. A másik alkalmazás pedig mobil robot mozgatását végzi, mely lehet egy tolószék agyhullám vezérelt mozgatásának alapja, amivel az egyébként mozgásképtelen személyek helyváltoztatását segítené.

2. EEG JELEK KELETKEZÉSE, MEGFIGYELÉSE, FELDOLGOZÁSA

2.1. Elektroencefalogram történeti háttere

Galvani 1791-ben adta ki tézisét, 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 válthatók 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 mutatta 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 fejbőre alá ültetett (egyet 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 feszültség-ingadozásokat egy Siemens galvanométerrel rögzítette és azokat elektroencefalogramnak nevezte el. 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. Többfajta hullámot fedeztek fel, mint például az alfa hullám (amit egyébként Berger hullámnak is hívnak), vagy a kissé gyorsabb béta-hullámot. [1]

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. 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]

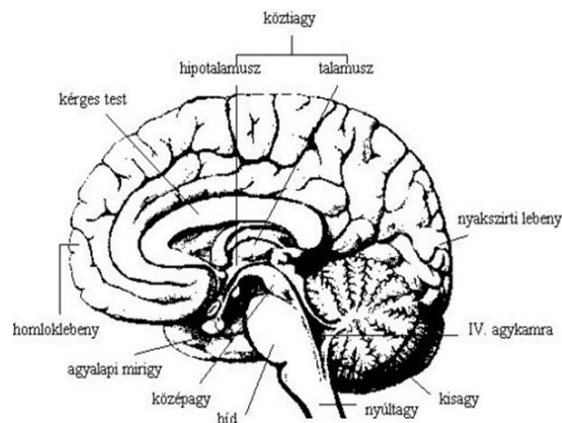
A sokáig változatlan, tradicionális EEG-elemzés az agyi elektromos aktivitás időbeli és térbeli tulajdonságainak a grafikus illusztrálására szolgál. Az ezek alapján definiált frekvenciatartományok sokáig, egészen a 60-as évekig megőrizték hatalmukat, majd a digitális korszak világában ez a felfogás, változáson ment keresztül. Az EEG matematikai kezelésének virágkora alakult a digitális jelfeldolgozás elindulásával. A digitális világ előtt nagyon körülményes volt a tömérdek 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- transzformál segítségével a digitális EEG-jeleket QEEG során átalakítjuk, majd a frekvencia-spektrumok szerint egzakt módon meghatározhatóak az egyes frekvenciasávok megjelenése. [16]

2.2. Az agy felépítése, funkciói

Az emberi agy az evolúció csúcsteljesítménye, különleges, bonyolult és intelligens vezérlőközpont. Nélkülözhetetlen ahhoz, hogy a szervezetünk harmonikusan, szabályozottan és minden hiba nélkül működjön. Az orvostudományt nagyon korán elkezdte foglalkoztatni az agy működése és felépítése, olyan korán, hogy az időszámításunk előtti 17. században is megemlíti egy papiruszon. Már az ókorban elkezdtek az agy kutatást, ebből kifolyólag azt gondolhatnánk, hogy a mai modern tudomány megfejtett minden rejtélyt és minden titokra fényt derített. Ennek ellenére ez nem így van, hisz még ma is rengeteg kérdésre nem találták meg a választ és vannak olyan esetek, amelyek előtt a jelenlegi tudomány értetlenül áll. [1]

2.2.1. Az agy felépítése

Az emberi agy felépítése rendkívül összetett, robosztus és számos építőelemből tevődik össze. Strukturálisan közel azonos a többi emlősállathoz, de teljesítőképessége felülmúlja azokét.



1. ábra. Az emberi agy felépítése.

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

2.2.1.1. Az agykoponya

Az agykoponya magában foglalja az agyvelőt. A gerinccsatorna ehhez a részhez csatlakozik. Kilépve a nyakszirt csont nyílásán folytatódik a gerincvelő. Agyunkat a sérülésektől a koponya mellett az agyvíz és az

agyhártya is óvja. A puha illetve kemény agyhártyák egyfajta védőburkot alkotva védik a szervet. A fizikai sérülésektől megvédő agyvíz és agyhártya sem oltalmazza meg az agyat a vérkeringésből származó káros anyagoktól ezt a feladatot a vér-agy gát végzi el, amit leginkább egy szűrőhöz lehet hasonlítani, amely a káros anyagokat megszüri. [2]

2.2.1.2. A gerincvelő

A gerincvelő a koponya hátsó részén található, amelynek folytatása az agytörzs. Ezen keresztül rengeteg idegrendszeri pálya halad át. Az arcunk érzékeli a hőt, a nyomást, tehát érzékszervi működése van. Ezeket az érzékeléseket látja el az agytörzs az agyidegek segítségével. Agytörzsünk fontos része az agynak. Működése magában foglalja a finom érintést, a vibrációérzést, a fájdalom és hőmérsékletérzékenységet, a viszketést és magát a tapintást is. Mindezek mellett szabályozza a szív működését, a légzést, fenntartja a tudatot és koordinálja az alvási ciklust. [2]

2.2.1.3. A nyúltvelő

A kisaggyal együtt elhelyezkedő és a gerincvelőhöz kapcsolódó részét tekintjük nyúltvelőnek. Az agytörzshöz közvetlenül kapcsolódik, és a koponya alapon helyezkedik el. A nyúltvelőn fellelhető egymással párhuzamosan futó két kiemelkedés a felszálló és leszálló pályák. A pályák alakja legjobban egy piramishoz hasonlít. Talán innen a piramispálya elnevezésük. [2]

2.2.1.4. A híd

Az agytörzshöz tartozó kiszélesedő részt, amely a kisagy előtt helyezkedik el és csatlakozik hozzá, hídnak nevezzük. A nyúltvelőt köti össze a középaggyal. Rajta keresztülhaladnak az idegpályák. A híd szinte barázdáktól mentes eltekintve attól a közepén elhelyezkedő sekély „bemetszéstől”, amelybe az alapi artéria fekszik bele. Azon túl, hogy idegpályák száguldoznak rajta egy ideg is elő lép két oldalán. Ezek egy kisebb, mediális (motoros) és egy nagyobb laterális (érző) részből állnak. A híd hátsó részét a kisagy kitakarja.

Ezt a hátsó felszínt oldalról felső kisagykarok határolják és a középsíki árok két szimmetrikus részre taglalja. [2]

2.2.1.5. A középagy

A középagy egy körülbelül 2cm hosszú az agytörzs felső részét képező szerv. Elhelyezkedését tekintve a hidat és a kisagyat az előagggyal köti össze. Körzetében neuron csoportok fedezhetőek fel, amik egymással tartják a kapcsolatot, sőt a felszálló illetve leszállópályák is tartják az interakciót. Ezek az összeköttetések struktúrát alkotnak és az egész agytörzset behálózzák, ezt nevezik agytörzsi hálózatos szisztémának. A Sylvius-féle csatorna itt helyezkedik el, amely egy szűk hézag a középagyban és végighúzódik azon. A hátsó felületén emelkedik ki négy ikertest. Ezeket a testeket a közöttük meghúzódozó hosszanti és haránt barázdák választanak el felső és alsó párra. Ezeknek a testeknek megvannak a funkcióik. A felső „ikerpár” a látási reflex központjai, alsó testek pedig hallási központok. Az ikerkarok, amelyből létezik felső és alsó a középagy oldalsó részén lelhető fel. A felső ikerkar a felső ikertestektől az oldalsó térdes testhez, és a látóköteghez kötődik, az alsó ikerkarok az alsó ikertesteket a mediális térdes testtel vannak összeköttetésben. Agykocsányok is lelhetőek fel a középagyon, amely az elülső részén a szervnek, középen egy mély árkot vesz körül. A mélyedés alját sok kis ér fürja át. [2]

2.2.1.6. A kisagy

A kisagy a koponyánk hátsó traktusában helyezkedik el. Közelében lelhető fel a nyakszirti lebeny. Épp úgy, mint a nagyagyunk, a kisagy is két különböző, de összetartozó féltekéből épül fel. Amellett, hogy a felszálló érző pályákról kap információt a leszálló mozgató pályáktól is megkapja azokat. Számos fontos szerepe mellett kiemeltnek számít a mozgásban betöltött funkciója. A mozgáshoz szükséges izmok összehúzódását és működését tudatunktól függetlenül képes kielégíteni. További fontos szerepe megmutatkozik még a testtartásunkban is. [3] [4]

2.2.1.7. A köztiagy

A köztiagy a kéregtest alatt illetve az agytörzs közvetlen szomszédságában helyezkedik el. Két nélkülözhetetlen részből tevődik össze. Az úgynevezett talamuszból és hipotalamuszból. A talamusz területileg nagyobb és a felszállópályák átkapcsoló helye. Ettől a résztől 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]

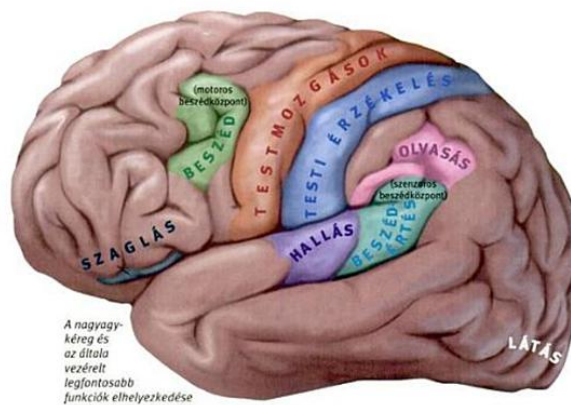
2.2.1.8. A nagyagy

A nagyagy foglalja el a legnagyobb területet az agykoponyában. Tekintsük rá úgy, mint baloldali és jobboldali féltek felosztásai, amelyek képesek együtt működni. Hiába az együtt működés az eltérő viselkedés a két félteke között elkerülhetetlen. A féltekék integráltságát egy szövettömeg biztosítja. A két rész egyszerre vesz részt a gondolkodásban illetve az információk feldolgozásában. Különbözőségük a funkciók kielégítésében mutatkozik meg. Ezek a funkciók a jobbfélteke részéről a vizuális minőség biztosítása és a térérzékelés, mivel befogadja a világ széles képét. A balfélteke felelősségi köre kiterjed a verbális képességekre és az információk mélyreható, rendszerező feldolgozására. A félteke vezérlése a beszédet, az írást és az olvasást is koordinálja. Furán hangozhat, de az agyunk jobb fele irányítja a testünk bal felét a bal fele pedig a jobb oldal működéséért felelős. Nem nehéz észrevenni azt, hogy a nagyagyunk egész felszínét barázdák és mélyedések teszik ki. Nem rég bizonyított tény, hogy minél mélyebbek ezek a barázdák egy fajnál, az annál intelligensebb. [2] [5]

2.2.2. Az agy területi, funkcionális felosztása

A nagyagyunkat nemcsak úgy szemlélhetjük, mint baloldali és jobboldali félteke integráltsága, hanem tekinthetünk rá egészsként megvalósuló egységként is. Ha területi felosztásról van szó, akkor érdemes egy egységként kezelni és úgy tekinteni rá. Ebben az esetben a nagyagyunkat négy főrésze oszthatjuk. A homloklebeny (lobus frontalis), fali lebeny (lobus parietalis),

nyakszirt lebeny (lobus occipitalis) és a halántéklebeny (lobus temporalis) alkotják a fő területeket. Tudjuk, hogy ezeknek a területeknek bizonyos részei meghatározott feladatokért, például a látásért, a beszédért vagy a hallásért felelősek, ezért ha valamelyik terület megsérül vagy károsodik, annak súlyos következményei lehetnek. [2] [6]



2. ábra. A nagyagy funkciói.

Forrás: [http://books.google.hu/Az emberi agy](http://books.google.hu/Az%20emberi%20agy)

2.2.2.1. A homloklebeny

A homloklebeny számos feladat ellátásáért felelős. Szabályozza az akaratlagos mozgásokat, gondolkodásunk, kreativitásunk, intellektuális működésünk és a szociális viselkedésünk is általa irányított. A személyiségjegyekkel is kapcsolatban áll. Segíti a problémamegoldást, a tervezést, a beszédet, a vázizmok irányítását, az érzelmek kialakulását, a gondolkodást és a személyiség kialakulását. Néhány tudós úgy vélekedik a homloklebenyről, mint az agy „koronájáról”. Több kutatás alátámasztja azt a teóriát, hogy ez a „korona” életfontosságú a szervezetünk kikezddhetetlen működéséhez. A lebeny legelső részét úgynevezett prefrontális kéregnek nevezik. Ez a terület az agyunk irányító központjának számít, de talán még ennél is többet mutat. Legújabb kutatások szerint egész lényünk ellenőrző központja. Egy felnőtt nőn végzett műtét rámutatott a homloklebenyünk fontosságára. Mielőtt eltávolították volna ezt a területet megkérdezték tőle: „Mit tenne, ha elvesztené azt az órát, amit kölcsönkapott?” Azt válaszolta: Ki

kellene fizetnem az órát, vagy vennem kellene egy másikat, és vissza kellene adnom.” A műtéti rehabilitáció után ismét megkérdezték tőle ugyanazt a kérdést. Ekkor ez a válasz született: „Kölcsön kellene kérnem egy másik órát.” [2] [7]

2.2.2.2. A fali lebeny

A fájdalom és a hő érzékelés is a tapintásérzet feldolgozásából ered, amiért a fali lebeny a felelős továbbá információt is képes feldolgozni. Információ érkezik a szemből és a fülből, amelyek nem maradhatnak elemzés és feldolgozás nélkül. [6] Ezt a problémát a hátsó-felső fali lebeny látja el. Mint tudjuk a szemünk alkalmas háromdimenziós térbeli kép érzékelésére is. Megalkotása azonban nem a szemben történik, hanem a hátsó-felső fali lebenyben. [7] Ez a lebeny rész két részre osztható, mégpedig jobb oldali és bal oldali részek integráltságára. Ezek működése között különbség fedezhető fel. A jobb oldali rész a helymeghatározásért illetve a térbeli érzékelésben tölt be fontos szerepet. A baloldali rész azonban a közvetlenül megragadható tárgyakkal, eszközökkel kapcsolatos információk feldolgozásával foglalkozik. [8]

2.2.2.3. A nyaki szirt lebeny

A nyaki szirt lebeny két részből áll. Itt helyezkedik el a képi információt feldolgozó fő központ, tehát itt található a látóközpont (kettő szemmel látás, színes látás, háromdimenziós látás). Ha mindkét rész áldozatul esik egy balesetnek vagy sérül, akkor az egyénnél teljes vakság lép fel. További kísérletek azt mutatják, hogy a területek izgatása például elektromos árammal, az egész látótérre kiterjedő fény- és színérzéseket, sőt hallucinációkat is produkálhat. [2]

2.2.2.4. A halántéklebeny

A hallás a hallóközponthoz a szaglás a szaglóközponthoz kapcsolódik. Ide érkeznek az érzékelt információk, amelyek feldolgozásra kerülnek. Ezek a központok a halántéklebenyben lelhetőek fel továbbá a lebenynek szerepe van a memóriafolyamatok, az érzelmek és a motivációk koordinációjában is.

Ezek mellett ez a lebeny felelős az emlékezésért. Innen jutnak az eszünkbe nevek, emberek, tájak, zenecímek vagy akár hangok. Segítségével teremtünk kontaktot a hallás és a beszéd között, sőt az érzelmek birtoklásához is hozzájárul. Ha sérülés éri a lebeny jobb oldali részét elfelejtjük a hangokat és az alakzatokkal kapcsolatos emlékeket. Ha a baloldala károsul, akkor a beszéd és a szavak emlékezetbe idézése válik érthetetlenné, nehézkessé. Mindkét oldali sérülés esetén az egyén teljes személyiség változáson mehet keresztül. Többek között elveszítheti a humorérzékét sőt, mi több a szerelmi libidójában is változás mutatkozhat meg, ugyanakkor erős lesz benne a hit és elkezd valamilyen vallás felé ragaszkodást érezni. [2]

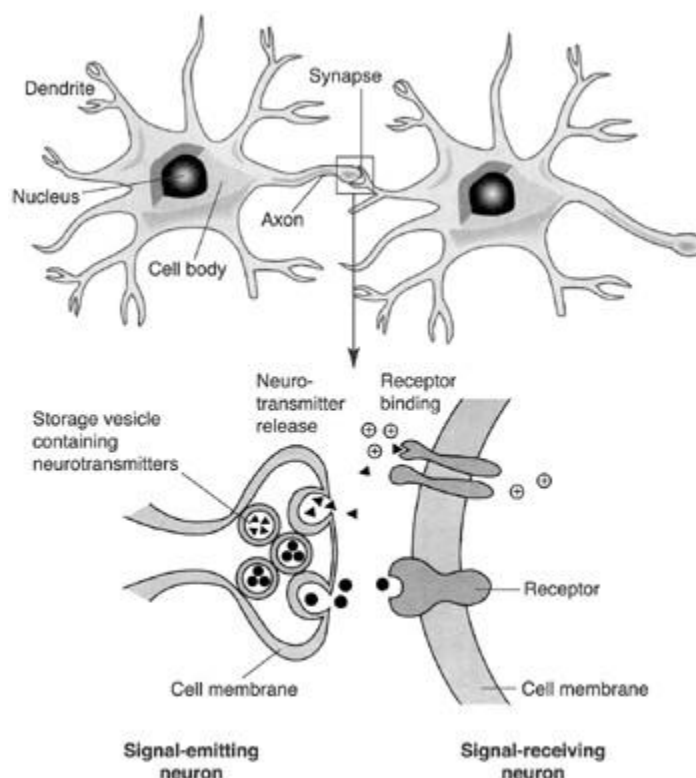
2.3. EEG jelek keletkezésének mechanizmusa

Az EEG keletkezésének pontos mechanizmusa a mai napig nem ismert. Valószínű, hogy több ezer neuron összesített elektromos aktivitását tükrözi, melyek az agykéreg felszíni részén helyezkednek el. Az agyban keletkező bioelektromos jelek, a neuronok elektromos aktivitása, az agykérgi modulok kisülései, melyek kicsiny elektromágneses mezőket gerjesztenek. Ez azt jelenti, hogy az agykérgi aktivitás során feszültségváltakozások történnek.

A sejtben protonok, elektronok, ionok áramlása elektromos áramot jelent. Az áramot a sejt aktív enzimmköreinek ezrei hozzák létre, többek között a sejtmembránon tapasztalható feszültségkülönbséggel.

EEG jelek keletkezésének modellezésére készített legkorábbi modell a Hodgkin and Huxley's Nobel díjat kapott modellje, mely 1952 került publikálásra. [9] [10] 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 szinapszisknak. A szinapszist nagyobb részben az egyik neuron sejtteste

(axon) hozza létre a másik neuron idegvégződésével (dendrit). Az ingerült hozót preszinaptikusnak a tovább vivőt poszinaptikusnak nevezzük. [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 átért az ingerület, a preszinaptikus ideg vegyi anyagokat választ ki, amelyek a résen átjutva ingerlik a posztoszínaptikus ideget. Egy irányú haladás megengedett az ingerület számára, azonban a neurotranszmitter akár két irányban is tovább haladhat. Legtöbb esetben szabályozó szerep jut a visszafelé haladó transzmisszióknak. A potenciállal rendelkező neuronok külső és belső sejtmembrán feszültségkülönbséggel a nyugalmi membrán-potenciál nevet kapták. Ennek terjedelme $[-90, -40]$ mV. Azonban a sejt belsejében, akár 20-30mV töltéstöbblet is kialakulhat a szinapszis során. Ezek a potenciálkilengések 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) elképzelése szerint az EEG-jel generálásában számos neuron szinkronizált, összesített aktivitása játszik szerepet. Ezeket a több neuronhoz tartozó, de együttműködő kapcsolatokat nevezte szinaptikus funkcionális egységeknek. [1]

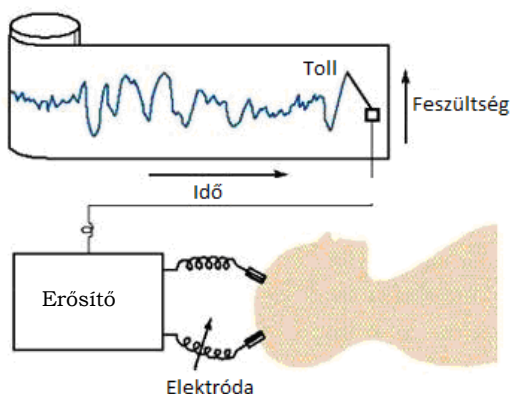
Ez olyan, mintha egy nagyváros fölött mikrofonokat helyeznénk el, és abból a nagy zajból szeretnénk érdemi információkhoz jutni. Először megpróbáljuk kiszűrni az autók zaját, aztán az emberi hangokat is megpróbáljuk megkülönböztetni, de mindig csak egyszerre hallunk sok embert beszélni, ezért az ő mondókájukat átlagoljuk.

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 mérhetők. [13]

2.4. Elektrofiziológiai módszerek

Az agy idegi tevékenység megfigyelésére elektrofiziológiai módszereket alkalmaznak, melyet az 1. táblázat foglalja össze. Az idegi tevékenység globális és időbeli vizsgálatára legelterjedtebben elektroencefalográfiát (EEG) vagy ritkábban magnetoencefalográfia (MEG) alkalmaznak. Az EEG vizsgáló eszköz a fejbőrré helyezett elektródák segítségével méri a bioelektromos agyjeleket és grafikusan megjeleníti. [11] Az EEG jeleket érzékelő elektródák egy adott agyterületről érkező feszültségimpulzusokat érzékelik, a gépezet összegyűjti és az erősítő segítségével felerősített agyi frekvenciákat vizsgálni

lehet. Az EEG berendezés azonban nem csak egy mérésből áll. Komplex, több komponensből álló periodikusban váltakozó görbéket jelenít meg a toll papírszalagon, amelyeknek komponenseit amplitúdójuk (erősségük) és frekvenciájuk (Hertz) alapján sorolnak osztályba.



4. ábra. Az EEG gépezet működése.

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

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

1. táblázat. Elektrofiziológiai módszerek.

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

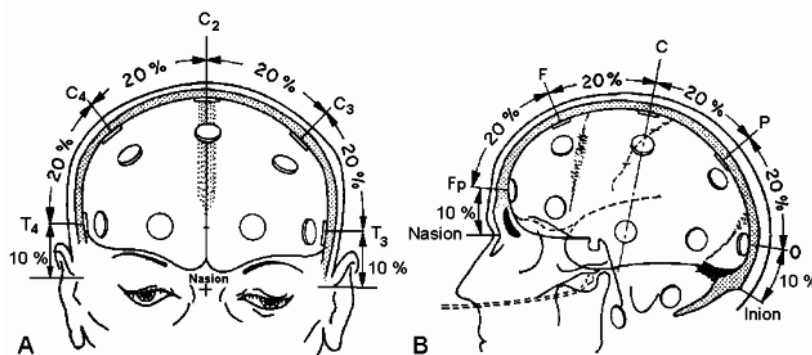
EEG berendezés sok funkcionális változásra érzékeny, mint például a szemmozgás és az izommozgás ezek az úgynevezett műtermékei az EEG-nek, amiket ki kell szűrni. Az EEG berendezések tartalmazznak is ennek a problémának a megoldásához szükséges szűrőt.

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.

2.5. EEG jelek regisztrálása

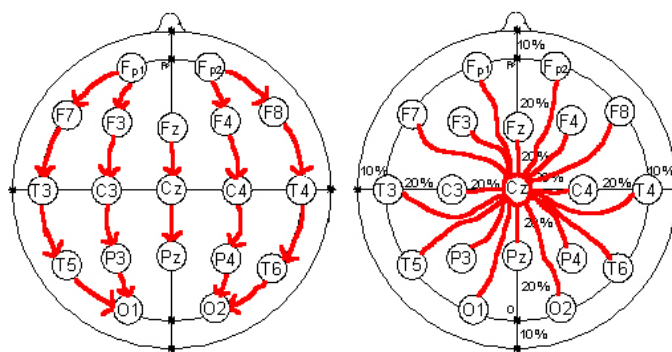
Az EEG jelek érzékeléséhez szükséges elektródákat hajas fejbőrre helyezik fel, ezek az elektródák kis ellenállásúak. Kétféle feszültség elvezetés módszert alkalmaznak, az egyik a bipoláris a másik a monopoláris. [17] [18] Az elsőnél az egymás szomszédságában lévő pontok közötti feszültségkülönbséget 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 klinikai illetve diagnosztikai vizsgálatokra a bipoláris elvezetést szokták alkalmazni. A monopoláris elvezetés a kutatásoknál kap helyet és azok céljainak elérését próbálja elősegíteni. A monopoláris változat egy általános képet ad az agyműködésről és ez mindinkább megfelelőbb különböző kutatásokra és 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.

A méréshez nélkülözhetetlen az elektródák rögzítése, amelyet elvégezhetünk egy gumiszalagból álló sapkával vagy akár egy gézdarab segítségével, amelyet 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 csipetet használnak. [13] [14] [15]



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 „beszéde” hullámokban nyilvánul meg. Ha az agyunk „izgatott lesz” „beszéde” is gyorsabbá válik, akár csak egy embernél. Az agy „mondanivalója” főként az alacsony frekvenciájú hullámokban mutatkozik meg, körülbelül 1- és 12-14 Hz tartományban.

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]

AGYHULLÁM TÍPUSOK	FREKVENCIA TARTOMÁNYOK (Hz)	AMPLITÚDÓ (μ V)	MENTÁLIS HELYZET ÉS KONDÍCIÓ, 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

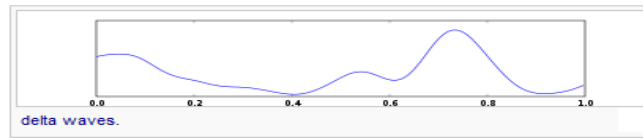
2. táblázat. Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai.

Forrás: Saját készítésű ábra

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

2.6.1. Delta-hullámok: (3.0 Hz-nél alacsonyabb frekvenciájú agyhullámok)

A delta a legalacsonyabb, leghosszabb és kicsi amplitúdójú hullám a maga 3 Hertznél kisebb frekvenciájával. Delta stádium kevés alkalommal jelentkezik. Az egyik ilyen állapot, amikor átható alvási stádiumba kerülünk, tehát éber állapotban nem jelentkezhet. Ebben a helyzetben leheljük magunkat álomtalan alvás során, a transz esetén és a mély hipnózis alatt. A másik ilyen állapot, amikor betegek vagyunk. Ekkor a szervezetünk több delta hullámot állít elő, hogy minél hamarabb regenerálódjon és meggyógyuljon. Sokan úgy tartják, hogy az öngyógyítás folyamatáért is felelős, hiszen ekkor feltöltődünk az egészség számára nélkülözhetetlen vegyületekkel. Ilyenkor alszunk, de nem álmodunk, amely az egyik legegészségesebb alvási forma. Ez az oka annak, hogy ágyba kívánczunk, akkor, amikor betegek vagyunk. Egy bizonyos melatonin nevű anyag keletkezik ennek a hullámnak a kibocsátásakor, amely egy nagyon erős antioxidáns, ami még az E-vitaminnál is hatékonyabb. Ezen felül gátolja az öregedés folyamatát. Szerencsétlenségünkre ez az anyag az idő múlásával egyre kevésbé termelődik és ennek hatására az öregedési folyamat is elkezd felgyorsulni. Delta helyzetben az agyunk HGH-t (emberi növekedési hormont termel). Tehát nem meglepő, hogy ha az agyunk több delta hullámot bocsát ki, több HGH is termelődik, tehát egyenesen arányos a deltanövekedés a HGH-val. Sajnos vannak olyan esetek, amikor a HGH szint csökken, ekkor az izomtónusunk csökken, a súlyunk el kezd növekedni, ellenálló képességünk gyengül, és egyre gyakoribbá válnak az öregedéssel járó betegségek, elváltozások és problémák.



7. ábra. Delta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

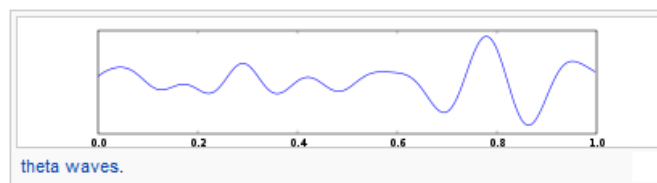
Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

A rendszeresen agytornázók képesek a káros stresszel felemésztett agyhullámokat visszatanítani. Életvitelük irigylésre méltó, hisz napközben minden gond nélkül elvégzik, a feladataikat éjszaka pedig remekül alszanak. Természetesen a jó alvás is hozzájárul, ahhoz, hogy napközben olyan eredményesek. A delta állapotnak számos pozitív hatása létezik még életünkre és egészségünkre. Azt azonban nem titkolhatjuk, hogy erről az agyi hullámról a leghiányosabbak az ismereteink, hiszen nem sok alkalom létezik a vizsgálatukra.

2.6.2. Théta-hullámok: (4.0-7.5 Hz közti agyhullámok)

A théta hullámok rendkívül lassú 4.0 és 7.5 Hertz közötti hullámok. Tudatos állapotunkon kívül, hisz ekkor a tudati gondolatoktól teljesen mentesek vagyunk, alvási állapotban, mély meditációkor és álom alatt törnek a felszínre. Tökéletes ellenszere a túlzott béta hullámoknak, ugyanis felszabadulunk a stressz káros hatása alól és teljesen ellazulunk. Pozitívuma még ennek a frekvencia tartománynak, hogy növekszik kreativitásunk, jó ötletekkel állunk elő, új dolgok és összefüggéseket veszünk észre, nő a tanulási képességünk és a képzelő erőnk, a memóriánk kapacitása növekszik, sőt hozzáférést nyerünk a tudatalattinkban tárolt információkhoz. Ha ez nem volna elég, akkor már csak hab lehet a tortán, hogy thétában vagyunk képesek az agyunk képszerű álmait előhívni, amelyek elképzelésekkel párosulnak, sőt ebben az agyhullám-tartományban vagyunk képesek a tudatalattinkban régen elnyomott emlékeit is felfedezni, melyeket, ha a felszínre hozzuk, boncolgatunk és megértünk, megannyi energiát szabadíthatunk fel és azokat felhasználhatjuk például az életminőségünk javításához. A legtöbb információt itt vagyunk képesek feldolgozni, ebből

kifolyólag ezen a szinten lenne a leghatékonyabb a tanulás. A théta által fejleszthető a memóriánk és a kreatív gondolkodásunk.



8. ábra. Théta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

Azok az emberek (agytréningezők), akik képesek elérni ezt a szintet, sokkal türelmesebbek, gyengédebbek és megértőbbek más emberekkel, állatokkal és élőlényekkel. Képességükhöz hatalmává válhat a meghitt szeretet akceptálása és kisugárzása is. Az agytréningnek hála mindenféle erőfeszítés nélkül igénylik a szeretetteljes kapcsolatokat, így a szerelmi életük meghitt és harmonikus.

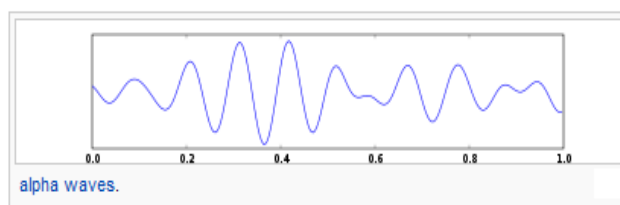
2.6.3. Alfa-hullámok: (8.0-12.0 Hz közti agyhullámok)

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, úgymond az agy pihenő, ellazult, nyugodt, befelé irányuló és befelé figyelő állapotban van. Ekkor kizárjuk a külvilágot és csakis a belső gondolatainkra koncentrálnunk. Az agykontrollós technikák ezt az állapotot használják ki. Alfa hullámok keletkeznek, akkor is, amikor bele éljük magunkat egy jó filmbe vagy könyvbe, sőt akkor is alfába kerülünk, amikor az elalvás szélén állunk, tehát még nem alszunk, de éberek sem vagyunk. Agyunk alfába kerülhet egy könnyed meditáció vagy relaxáció során is.

Georgi Lazanova pszichiáter által vezetett kísérlet az 1960-as években egyfajta módszerrel el tudta azt érni, hogy a tanítványai az átlagosnál több alfa hullámot legyenek képesek generálni. A teszt alatt a kísérleti alanyok ötször gyorsabban tanultak, sőt rövidebb idő alatt képesek voltak a tananyagot elsajátítani. A gyorsaság ellenére az ismereteik is biztosabban

rögzültek. Ebben az állapotban hatalmas ismeretanyagra tettek szert és sokkal hatékonyabban elő is tudták azokat hívni, mint egy átlagember.

Bizonyított tény, ha az agy több alfa hullámot bocsát ki, boldogabbak leszünk, fokozódik a szerelmes érzésünk, jó a közérzetünk, elégedettek vagyunk, és úgy gondoljuk, hogy az életünk tart valamerre, tehát értelme és célja van. Ezek mellett ez az állapot lenyugtatja a pszichét, képes csökkenteni a krónikus fájdalmat, a magas vérnyomást, a káros stresszel és a korral járó változások mellékhatásait. Az olyan emberek, akik erős alkotószellemmel rendelkeznek, alfa-szinten oldják meg a gondjaikat, problémáikat, ezáltal jóval könnyebb és hatékonyabbak a mindennapi életben is. A mindennapok kihívásainak is jobban meg tudnak felelni. Alfa állapotban hozzuk meg a számunkra legjobb, legelőnyösebb döntéseket, itt a legmagasabb a tolerancia szintünk, sőt jobban elviseljük a fájdalmat, beleértve a lelki fájdalmakat is. Ebben a helyzetben a legmagasabb szintű az IQ (és az implicit EQ). Ezen a szinten képesek vagyunk „megfogni a talajt” – tudatosan létezni és tenni, tehát „két lábbal állni a Földön”. Ekkor a legtisztább a tudatunk.



9. ábra. Alfa hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

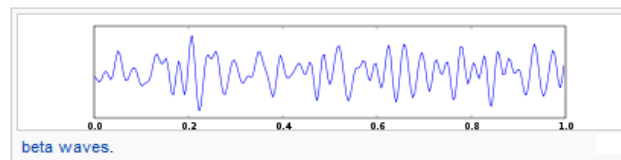
Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

Sajnos az ember nem úgy születik, hogy egyből képes az alfa hullámok kibocsátására. A minőségi hullám előállításához több évre is szükség lehet, még akkor is, ha tradicionális meditáló technikával segítünk rajta. A gyermeki bántalmak, a félelmek és traumák leghatékonyabb feldolgozási módja, amelyet a pszichológusok is alkalmaznak, éber tudati állapotra jellemző béta hullámok után intenzív alfa, majd théta hullámok előállítása.

[1]

2.6.4. Béta-hullámok: (13.0-es vagy annál magasabb frekvenciájú agyhullámok)

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 energiáknak. A hullám kapcsolatban áll a koncentrációval, tehát az éber tudati stádiummal, az érzelmek kialakulásával, illetve a megismeréssel, hisz a figyelem ekkor irányul a környezetre. Ezt a hullámot nevezhetnénk úgy, hogy a külső tudatosság szintje, hiszen ekkor éber állapotban ténykedünk, tesszük a dolgunkat és tudatosan hozzuk meg a döntésünket is, sőt indokoljuk is azokat. Ekkor a legmagasabb a koncentrációnk.



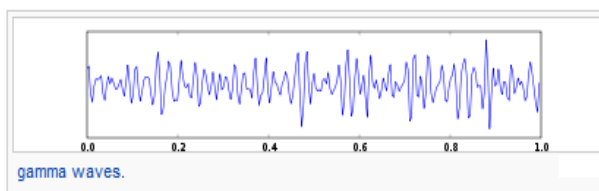
10.ábra. Béta hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

Sajnos ide sorolható az izgatott és nyugtalan állapot is. Mi több bétában keletkeznek a bosszúságok, a gondok, a félelmek, de még a boldogtalanság is ide sorolható. Ezek a hullámok nem csak éber állapotban keletkeznek. Feszült vagy riadó kész állapotban is kialakulnak. Ha a kelleténél nagyobb számú béta hullám alakul ki az agyunkban, akkor a szervezetben túl sok olyan vegyület fog keletkezni, amely majdhogynem mérgezi azt. Ezt a káros vegyületet kortizolnak nevezik és stressz hormonnak is nevezik. Kutatások bebizonyították, ha a kortizol szint magas, akkor izgatottabbak és stresszesebbek vagyunk. Sőt ez a vegyület nem is akár milyen sebességgel gyorsítja az öregedést. [1]

2.6.5. Gamma-hullámok: (30.0 – 50.0 Hz frekvenciájú agyhullámok)

A gamma hullámok a tudósok által nem rég 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. Levonva a konzekvenciát elmondható, hogy azok a hanganyagok, amelyek gamma hullámokat tartalmaznak, növelik az agyi teljesítményünket, valamint a fizikai erőletünket is emeli.



11.ábra. Gamma hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

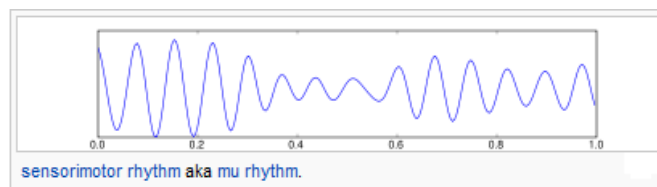
Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

Tudjuk, hogy a különböző agyi területek között kommunikáció zajlik. Ebből feltételezhető, hogy eltérő neuropopulációk interakciókat jeleznek. Ha a birtokunkban van az ingerek jelentése, akkor azok egyes kognitív eljárásokhoz és motoros funkciók kialakításához köthetőek.

2.6.6. Mu-hullámok: (8.0-10.0 Hz közötti agyhullámok)

A Mu hullám 8 és 10 Hertz közötti frekvencia tartományban fordul elő, tehát még az alfa hullámtól is lassúbb. Helyét nézve központilag elvezethető alfa-frekvenciájú hullám, amely a szenzomotoros kéreg nyugalmi stádiumát helyettesíti, tehát az alfa hullámmal együtt úgynevezett üresjáratot jelképez a

mu hullám. Az alfa hullámmal szemben a mu állapot megszűnése nem a szemek felnyitásakor blokkolódik, hanem a kontra laterális mozdulatok kivitelezésekor.



12.ábra. Mu hullám váltakozása 1 másodperc alatt.

Forrás: <http://delucinated.info/blog/blog/pilosophy-of-life/everything-has-frequency.html>

Optimális mennyiségű agyhullámok akkor keletkeznek, amikor a szervezet az ezeknek a hullámoknak az előállításához szükséges vegyi anyagokat egyensúlyban termeli. Ekkor az energiaállapotunk kiváló lesz és a jó döntések meghozatala is nem kihívás lesz, hanem egyszerű hétköznapi cselekvéssé válik. Ezeknek a hullámoknak nemcsak az orvosi gyakorlatban van szerepük, hiszen remekül lehetne hasznosítani a robotikában is. Minden agyi hullám fontos szerepet játszik gondolkodásunkban, de ismereteink még hiányosak e téren. Nagyon sokan azt is állítják, hogyha kellőképpen részletes és pontos ismereteket szerzünk az agyi frekvenciákról, képesek leszünk azokat kontrollálni. Ha ez kellőképpen kifinomodik az adó (az ember) és a – vevő (a robot) kapcsolat úgy működhet majd, akár egy rádió, amikor az állomásra hangoltuk. [1]

3. EEG JELEK FELDOLGOZÁSA, ALKALMAZÁSA

A neurális tevékenységek modellezése sokkal nehezebb, mint bármely másik szerv funkcióinak lemodellezése. Az EEG jelek feldolgozására számos algoritmus látott napvilágot. Ezekhez az algoritmusokhoz tartozó műveletek közé tartozik az időtartomány elemzés, frekvencia tartományelemzés, térbeli tartományelemzés, és a több utas feldolgozás. A történelem folyamán számos algoritmust dolgoztak ki, hogy szemléltessék az agyi tevékenységeket, látványosan megjelenítsék azokat. Az EEG jelek időtartományban regisztrálhatóak, azonban számos korszerű 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). [19]

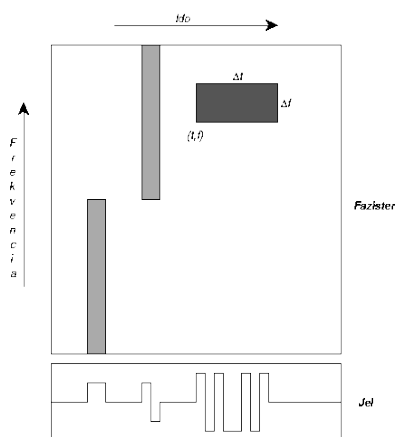
Az agyhullámok frekvenciatartománybeli feldolgozását, frekvencia összetevőinek, teljesítmény-sűrűségének meghatározását frekvencia tartományba történő transzformációval, Fourier transzformációval, lehet elvégezni. Ez a módszer az EEG jelekből általános képet ad az agyműködésről. Ellenben amikor időben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

3.1. EEG jelek frekvenciatartománybeli feldolgozása

Az általunk alkalmazott EEG monopoláris, 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. A Fourier transzformált azt mutatja meg, hogy az eredeti jel milyen frekvenciájú és amplitúdójú szinusz (koszinusz) függvényekből tevődik össze. A transzformáció a jelet felbontja különböző frekvenciájú komponensek (tehát különböző periódusú trigonometrikus függvények) összegére, így megtudjuk, hogy milyen frekvenciájú összetevő milyen nagysággal van jelen a jelben, mennyire dominál, és akár bizonyos frekvenciákat szűrni is tudunk ez által.

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>

Az általunk kutatási feladatként megjelölt célok eléréséhez a másodpercenként végzett FFT eljárás elegendőnek bizonyult, a Wavelet

transzformáció alkalmazását továbbfejlesztési célként a jövőben meg fogjuk valósítani.

3.1.1. DFT - Discrete Fourier Transform

Ahhoz, hogy az EEG jelek Fourier transzformációját el tudjuk végezni hallgatólágosan stacionáriusnak feltételezzük a jelet, nem koncentrálv az időbeli történésekre.

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 $T=N\Delta t$. 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:

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

Diszkrét Fourier Transzformáció a mintavételezett értékekre felírt egyenletrendszer megoldása:

$$\begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (06)$$

$$\bar{z} = \begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix}, \bar{\bar{W}} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix}, \bar{c} = \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (07)$$

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

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

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

$$\bar{\bar{W}}^{-1} = \frac{1}{N} \begin{bmatrix} e^{-\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Adott N esetén a $\bar{\bar{W}}^{-1}$ 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:

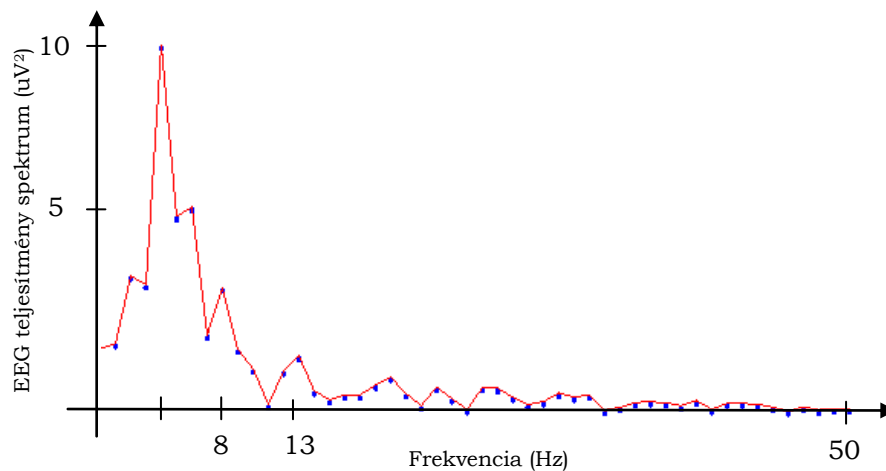
$$P_m = |c_m|^2 \quad (12)$$

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 elkészítettem az FFT számítását végző Cooley–Tukey algoritmust, mely 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.*

Forrás: Saját készítésű ábra

3.2. EEG headsetek

Az agyjelek érzékelését és továbbítását a jelek feldolgozását végző egység felé - esetleg azonnali feldolgozását - a fejre helyezhető headset segítségével valósítják meg. A headset az agyjelek érzékelését végző szenzorokkal van ellátva, valamint tartalmazza az érzékelt agyjeleket digitalizáló (esetleg tovább feldolgozó, pl.: FFT meghatározását végző), valamint valamilyen digitális kommunikációs csatornán ezen jeleket továbbítani képes kommunikációs egységet.

Napjainkban egyre több olyan eszközzel találkozunk, amely EEG headset segítségével irányít, lebegtet, vagy épp mozgat tárgyakat. A közeljövőben pedig egyre több ilyen eszköz várható, amelyek azon túl, hogy szórakoztatóak nagy kutatáspotenciállal szolgálhat az ilyen témában érdeklődőeknek. Ahhoz, hogy minél mobilabban használhatók legyenek, ezért saját elemről vagy akkumulátorról történő energiaellátással kell, hogy rendelkezzenek.

3.2.1. Tanulékony headset

Az innovatív technológiák ismertetésére specializálódott TED (Technology, Entertainment, Design) kongresszuson Tan Le, az Emotiv Systems vezetője mutatta be a cége által előállított headset-et, aminek az a példátlan képessége, hogy egy tanítható szoftver támogatásával képes az agyhullámokat értelmezni. Így használójának egy adott utasítás kiadásához elegendő a kívánt parancsra gondolnia, és a kijelölt eszköz abszolválja azt.

A mérnök közölte, hogy az agyi cselekedetek egésze az összes embernél más elektronikus ujjlenyomatot hagy maga után – az általuk gyártott alkalmatosság ezt méri, rögzíti, majd ezekre a jelekre képes ráismerni és parancsot rendelni hozzájuk.

A fejlesztésben az eredményezett monumentális áttörést, hogy megírtak egy olyan algoritmust, amellyel a keletkező jeleket, az azokat valóra váltó agyi területeken a forráshoz legközelebb tudják meghatározni. A másik jelentős probléma az volt, hogy a tradicionális EEG-k drágák, és rendszerint valamilyen gélt szükségeszerű a fejre kenni a jelvételhez. A cégnek azonban sikerült egy pár száz dollárba kerülő eszközt alkotni, amihez nem kötelező zselézni az alany fejét, és néhány perces eljárás után üzemel a headset.

A demonstráción Le bemutatta, hogy a 14 csatornás, magas minőségű, vezeték nélküli EEG kicsi és nem igényli a fenti előkészítést. Új felhasználónál esetében először össze kell hangolni a rendszert az illetővel, a szoftver rögzíti az agy alapállapotát. Ezek után az egyes feladatokhoz tréningezni kell: meg kell tanítani a szoftverrel, hogy egy mérhető agyi tevékenység érzékelésekor mit kell tennie. A bemutatón látszik, hogy Evan arra gondol, hogy a kocka jöjjön előre, ezt méri a headset, rögzíti, majd amikor újra erre gondol, és a program engedelmesen előre hozza a kockát. (A videóban ezek a részek a negyedik perctől a nyolcadikig tartanak.)

Az arcmozgást is értelmezni tudó technológia sok területen felhasználható: játékoknál, virtuális világok avatárjainak vezérlésében, be lehet húzni

rágondolással a függőnyt, bekapcsolni a világítást, modelleket lehet vele irányítani, egy mozgássérült arckifejezésének változtatásával irányíthatja motoros kerekesszékét, és így tovább.

3.2.2. Force Trainer – Az erő legyen veled

A Force Trainer egy játék, amelyet elsőnek egy new yorki kiállításon mutattak be. Két részből tevődik össze. Egy játék szerkezetből, amely a labdát lebegtetni 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

A NeuroSky által fejlesztett MindSet headset az érzelmeinket és mentális fókuszunkat kiolvasva teszi láthatóvá többek között azt, hogy kedvenc zenéinket hallgatva miként változnak agyhullámaink. Az agyhullámainkat egy szenzor segítségével érzékeli, amely a homlokra helyezkedik el. A készülék csatlakozási lehetőséget biztosít többek között számítógépünkhöz. A headset tartalmaz még egy bluetooth-os mikrofont is, így akár barátinkkal is könnyen csevegbe eredhetünk. [23] [24]



16. ábra. *MindSet.*

Forrás: <http://www.neurosky.com>

3.2.3. MindFlex

A MindFlex szintén egy játék, amely a NeuroSky által fejlesztett ThinkGear technológiára épül. Az eszköz egy játékegységből és egy vezeték nélküli headset-ből áll. A játékegység tulajdonképpen egy akadálypálya, amely felett egy labdát lehet lebegtetni, különböző akadályok ellenében. A pálya építése során kilenc cserélhető akadály közül válogathatunk, amelyeket elképzelhetünk akár „mentális blokkoknak” is. A játék során a lebegtetett labdának meg kell tennie egy 360° kört. A kör megtételének sebességét egy a játékegységen elhelyezett gombbal szabályozhatjuk. A „mentális blokkok” mellett az eszköz biztosít öt féle játékmódot is, így lehetőség van, akár egy négy személyes játékra is. [25]

A MindFlex headset része működése során agyhullámokat olvas ki. Amikor koncentrálnunk a vevőegység a generált agyhullám tevékenységeket érzékeli. A készülék három érzékelőt tartalmaz, amelyek közül az egyik a homloklebenyt méri, a másik kettőt pedig a fül alsó részére kell felcsíptetni. [25]

Miután a Mindflex headset felismeri az agyhullámokat, továbbítja a jelet, a játékegység felé. A hullámok hatására a ventilátor elkezd a labda lebegtetését. Minél jobban koncentrálnunk, annál magasabbra fújja a labdát.

A relaxáló elme lelassítja a ventilátor légáramlását, amely hatására a labda magassága csökken. [25]



17.ábra. *MindFlex.*

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

3.2.4. Emotive headset

Az Emotiv Epoc headset képes érzékelni a valós idejű változásokat az agy működésében akár nagyon kis mértékű feszültség-változások formájában is. Továbbá olyan parancsokká alakítja ezeket a változásokat, amiket akár egy videojáték értelmezni is képes. Ez egy olyan headset, amihez nem kell elektródaháló, kalibrálást végző szakértő, de még olyan zselé sem, amit a fejbőrre kell kenni a biztos működéshez, ráadásul az ára is kedvező.

A radikálisan új játékirányító nemcsak az agyhullámokat, hanem az érzelmeket és arckifejezéseket is képes kezelni. Ha a játékos mosolyog vagy grimaszol, a headset ezt érzékelni tudja. A headset-ben mozgásérzékelők is helyet kaptak, a készülék maga pedig egy USB-s vezeték nélküli érzékelőnek küldi az agyból érkező jeleket.

„Hosszú távon a gépekkel való interakciók egyre inkább hasonlítani fognak más embertársainkkal végzett interakciókra és ez a forradalmi technológia különböző emberi közösségeket fog közelebb hozni egymáshoz azáltal, hogy az egyének sokkal szélesebb skálán oszthatják meg egymással élményeiket, mint eddig.”



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 megvalósítása tekintetében, de ilyen érzékelő nem állt kutatásom során rendelkezésre.

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. BCI-k legfőbb célja segíteni, illetve javítani az emberi kognitívitás vagy szenzor-motoros mozgás lehetőségeit. 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). [20] A későbbiekben a tudományos irodalomban megjelent az új agy-számítógép kifejezés. A BCI kutatások középpontjában azóta neurális alkalmazások állnak, amellyel cél a sérült hallás, látás és mozgás helyre állítása. A következő években számos állatkísérletet követően az első neurológiai eszköz is emberi beültetésre került a kilencvenes évek közepén. [19]

Egy BCI termék 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. Mindemellett, az EEG felvételhez szükséges előkészületek sok időt vesznek igénybe, ezáltal a BCI működtetése unalmassá válik. Továbbá, egy felvevő hardver sok csatornával elég költséges és a hétköznapi felhasználók nem tudják anyagilag megengedni maguknak. Ezen okokból kifolyólag, a BCI rendszerekben az elektródák számának csökkentése fontos kritérium a BCI technológia klinikai 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 agyi ritmusok felvételének követelményeit.

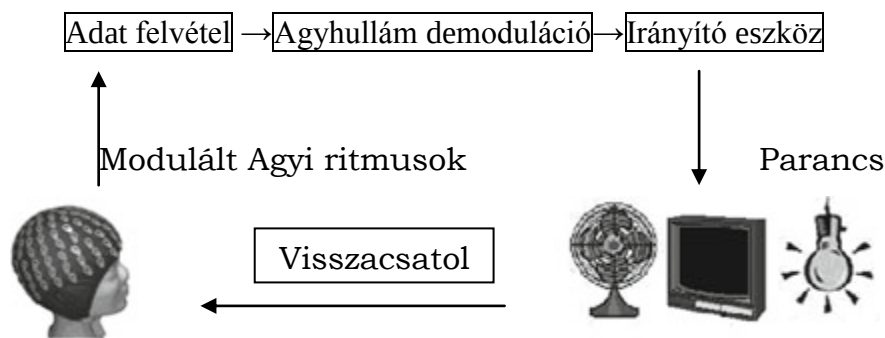
3.4. EEG jelek modulációján alapuló BCI-k

Sok jelenlegi BCI rendszert az agyhullámok modulációján alapulva terveznek. Például a mu/béta hullámok modulációit a mozgás elképzelésen alapuló BCI rendszerekben használják (például láb mozgásának 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 (eltérő frekvenciával villogó fények figyelése által keltett modulált agyhullámok). [52] Az egyes alkalmazásokban az alfa és béta agyjelek frekvencia tartományában (8-30 Hz) található agyhullámokat vizsgálják, az alábbi okok miatt [21] :

- 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; [12] [21]
- 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 jelentkezik. 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; [21]

- 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. [21]



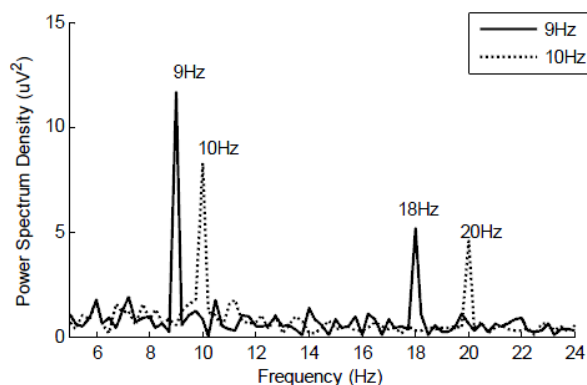
19.ábra. Az agyi ritmusok modulációján alapuló BCI.

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

Az agyjel moduláció alapú BCI-ekben 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. [21]

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, a mozgás képzelet alapú BCI az amplitúdó modulált μ /béta hullámok térbeli eloszlását figyeli meg, amelyhez több érzékelőt alkalmazó EEG berendezés szükséges. [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.

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. [21]

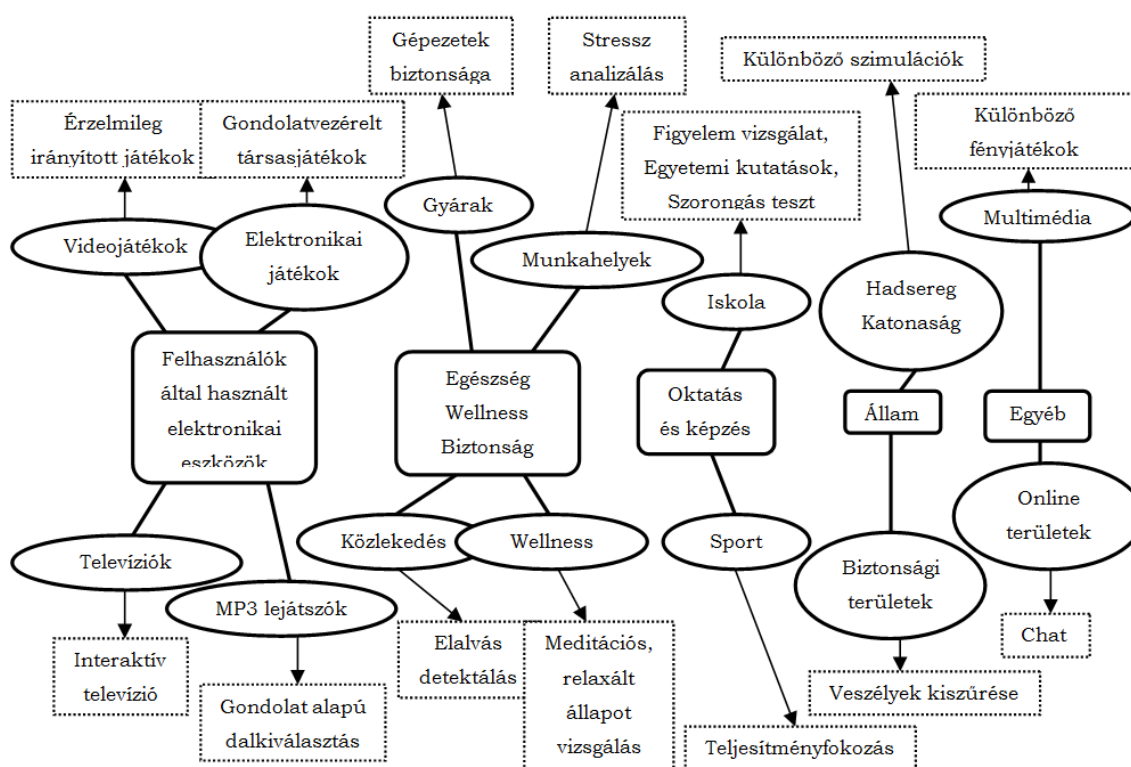
Kutatási témámhoz kapcsolódóan is alkalmazhatóak ezen agyhullám moduláción alapuló módszerek, de a kutatásom során kifejlesztett alkalmazásoknál első lépésben a moduláció nélküli agyhullám jelek feldolgozásán alapuló módszerek fejlesztését választottuk. Kutatási téma folytatásaként nagyon ígéretes módszerként kínálkozik az agyhullám moduláció alkalmazása, főként az SSVEP eljárás, mert a számomra hozzáférhető EEG headset monopláris, egy érzékelőt tartalmazó kialakítású.

3.5. Agyhullám érzékelésen alapuló alkalmazások

Áttekintettem, hogy az agyhullám érzékelést mely alkalmazási területeken használják, és ezekről egy összefoglaló térképet készítettem, mely az 21. ábrán látható. Az ábra áttekintésével jól látható, hogy milyen széles az alkalmazási lehetőségek spektruma.

A jövőben valószínűleg egyre több területen fogunk találkozni ezen technológiákkal a mindennapokban, és számos új eszköz fog napvilágot látni a közeljövőben, sőt biztos vagyok abban, hogy amíg ezt a TDK dolgozatot írtam számos új berendezés született. Biztosra vehető, hogy a nem túl távoli jövőben sikerül olyan eszközöket is kifejleszteni, amivel akár a beteg vagy mozgásában korlátozott emberek is teljes életet tudnak élni, csak úgy, mint egészséges társaik.

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

Számos japán laboratórium dolgozik, fejleszti az egyik forradalmian újnak számító interface-t az úgynevezett BMI technológiát (Brain Machine Interface). Lényegében ez a technológia egy felület (interface), amely az agy és a gépek között teremt kapcsolatot. Az előző részekben olvashattunk a különböző agyi területek aktivitásáról, amely során feszültség váltakozások következnek be. Apró feszültség ingadozások figyelhetőek meg gondolkodás közben is, ezek a váltakozások hasonlítanak az agy agyi véráramlásra. Fontossá vált ezeknek a kis ingadozásoknak a lehető legpontosabb mérése, elemzése és feldolgozása. Jó hír a sérült és idős emberek számára, hogy az új technológia segítségével jelentősen javítható életminőségük, életvitelük.

2009-ben ezzel a technikával ellátott eszközt fejlesztett a Toyota Motor Corporation, amely egy agyhullámokkal vezérelhető elektromos tolószék. A maga 95 százalékos pontosságával nagyon hatékornak bizonyult. Felfoghatatlan gyorsasággal és hatékonysággal 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 a világ egyik leggyorsabb agyhullám-analizáló rendszerét alkották meg. A millennium idején készült berendezések az agyhullámok kiértékelését több másodpercig is végezték. Ezzel szemben az új eljárást alkalmazva a hullámok értékelése nem tart tovább 125 milliszekundumnál (egy másodperc 125 ezredrésze). Ez idő alatt képes 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 lappal történik, amely a jobbra-balra-előre parancsokat képes közvetíteni a szék felé. A megállás procedúra végrehajtásához kiegészítő érzékelőt alkalmaztak, mely nem agyhullám érzékelés alapú.



22.ábra. Az agyhullámokkal irányítható tolószék.

Forrás: <http://tv.computerworld.hu/video/gondolatokkal-vezert-kerekesszek>

A találmány megfelel a kritériumoknak azonban a fő gond vele az, hogy még fejlesztésre szorul, hiszen egy mozgássérült nem csak balra-, jobbra-, előre és megállni szeretne, hanem egyéb tevékenységeket is végrehajtani. [30]

3.5.2. Asimo robot

A kihívó félnek tartott Honda Motor Corporation is számottevő eredményeket tud felmutatni az agyhullámok kutatása területén. Pontosabban az agyhullámok és a mozgás közötti kapcsolatteremtése között. Az Asimo (Advanced Step in Innovative Mobility, azaz Modern Lépés az Innovatív Jövőbe) nevet viselő gépezet egy humanoid (emberhez hasonlító) fiúra hasonlító robot, amely képes arra, hogy meghallgassa irányítója mondanivalóját, értelmezze és elvégezze azt. Ez az eszköz is a BMI technológiát használja és ez a rendszer is közel tökéletesen 90 százalékos pontossággal működik. Körülbelül 4 láb magas, ami 122 cm-nek felel meg és 100 font a súlya, ami körülbelül 37 kg. Arra tervezték, hogy a mi világunkban, éljen és hogy segítse az embereket a mindennapi életükben. A „kis fiú” képes futni, sétálni, lépcsőn felmenni, felismerni arcokat és hangokat. Nagyon segítőkész, mivel képes olyan feladatok ellátására, mint például egy ital felszolgálása. A robot sétálási sebessége 1,7 mérföld/óra, ami 2,82 kilométer/órának felel meg, illetve a sétálás mellett futásra is képes, ezt

a tevékenységet 3,7 mérföld/órával képes végrehajtani, ami körülbelül 6,1 kilométer/óra. Egy újratölthető lítium akkumulátorral működik, ami 51,8 Voltos és a hátoldalán található. 2,2 fontot is elbír, hogyha mindkét kezét használja, ez körülbelül 1kg-ot jelent. [22]



23.ábra. Az Asimo robot.

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

A parancs kiadása folyamán a közvetítő nyugodtan ül, és közben arra gondol, hogy a robot emelje fel a jobb karját. A feladat kiadója eközben egy sisakot visel, amely értékeli az egyén agyhullámain. A kiértékelés után a humanoid fiú tényleg felemeli a jobb karját. A robot képessége azonban ennyiben nem merül ki. A robot fejlesztése még nagy ütemekben zajlik és talán a jövőben az otthonainkban lehet, majd a segítségünkre. [22]

4. BCI HARDVER MEGVALÓSÍTÁSA

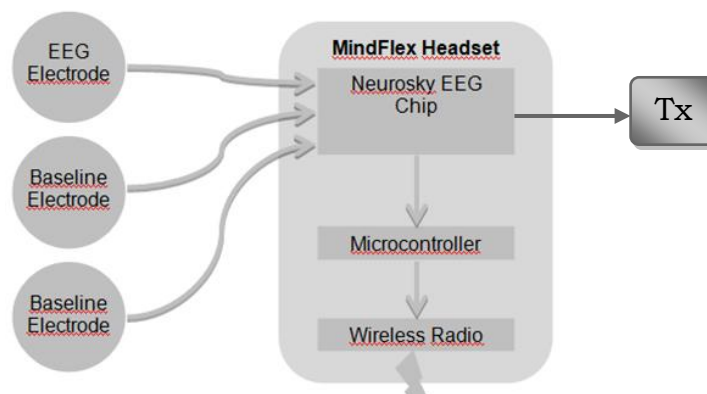
Kutatási feladatom megvalósításához szükségem volt egy EEG headset-re, mely segítségével az agyhullámok megfigyelhetők, segítségével a kitűzött feladat megvalósítható. Lehetőség szerint olcsó, Európában is elérhető EEG headset-et kerestem, ekkor találtam rá egy németországi játékkereskedésben az Európai piac számára szánt (50Hz-es hálózati zavarjelek kiszűrése tervezett, nem az Amerikában használatos 60Hz-re) elérhető áru játékra az előző fejezetben ismertetett MindFlex-re, mely egy EEG headset segítségével működtetett játék. A játékot az agyhullám alapú vezérlés módszerének kipróbálására szereztem be és egyben azzal a szándékkal, hogy a headset-et alkalmassá tegyem saját alkalmazás fejlesztésével egyéb feladatok megvalósítására is. Ehhez természetesen hozzá kellett férjek a headset által szolgáltatott információkhoz, 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 ezen headset is felhasználásra került. Mivel ezen 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 elem 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 agyjeleket így vezeték nélküli kapcsolaton juttatja át a játékegység számára, mely a labda lebegtetését ennek megfelelően végzi.

Ahhoz, hogy a headset-et alkalmassá tegyem saját kutatási témámban történő alkalmazásra szükségem lett volna ezen 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 megfelelően olvasható azon rész, amely kivehető volt az alapján megpróbáltam a chip dokumentációját megkeresni, de sajnos nem jártam sikerrel. Ezért a headset által feldolgozott információkat valamilyen más módon kellett kiolvasni, szerencsére az agyjeleket mérő és feldolgozó chip nyomtatott áramkörü lemezén Tx jelöléssel elérhető volt egy kivezetés, amelyről úgy gondoltam, hogy egy valamilyen 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 ismertetetteknek megfelelően az egyik érzékelő a homloklebenyt vizsgálja, másik két érzékelő a személy két fülén felcsíptetve foglal helyet. Az EEG chip által feldolgozott adatokat egy vezérlő egység vezeték nélküli kapcsolatot megvalósító egységgel továbbítja a játékegységhez rádiós modul segítségével.



24.ábra. *MindFlex EEG headset belső felépítése.*

Forrás: Saját készítésű ábra

A headset működése közben oszcilloszkóp segítségével megvizsgáltam a Tx kivezetésén megjelenő jelet, amelyről az látszott, hogy lehet soros kommunikációt megvalósító kimenet 3.3V-os feszültségen. Ahhoz, hogy ezen 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. [26]

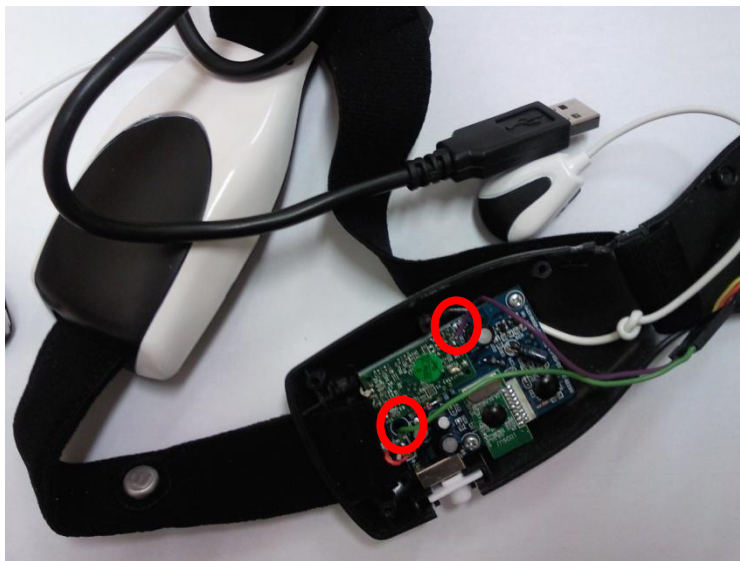


25.ábra. *TTL-232-3V3 USB UART átalakító.*

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 driverére, mely az FTDI oldaláról letölthető volt. Ezzel a driverrel az átalakító virtuális soros port-ként kezelhető. A headset Tx kimenetén megjelenő adatok olvasásához az átalakító megfelelő kivezetéseit be kellett

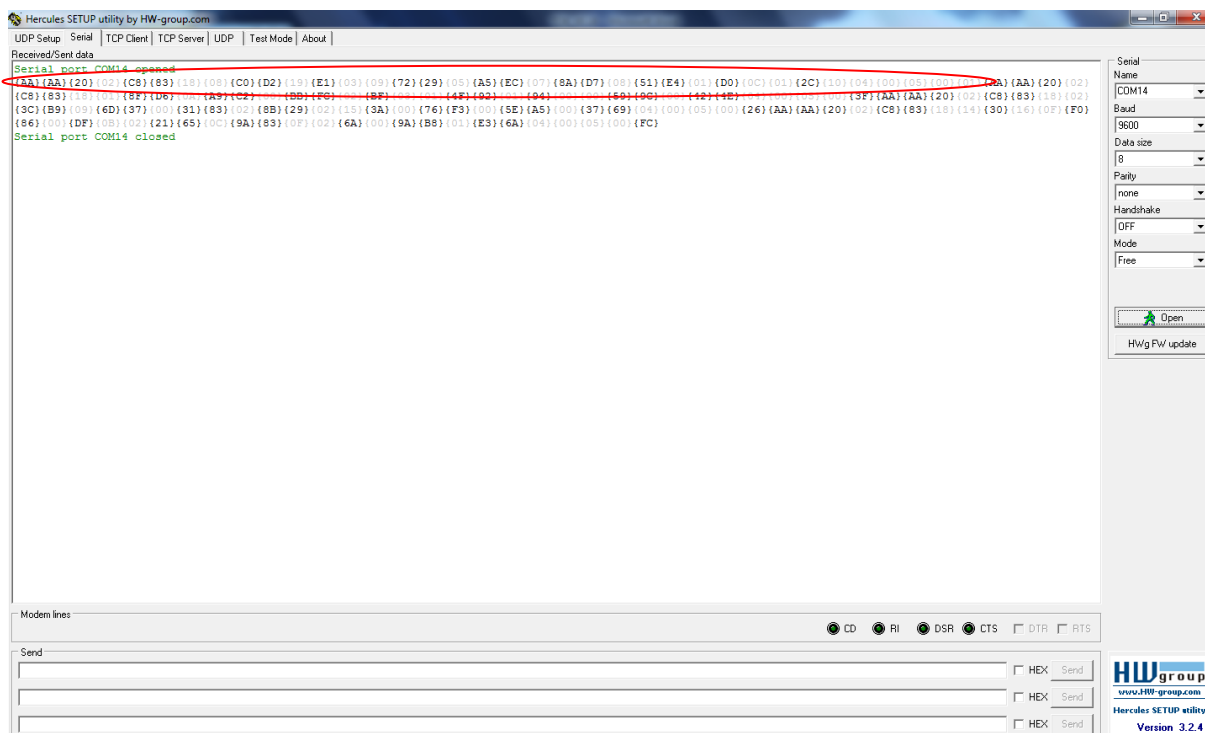
kötni az átalakító Rx és nulla kivezetéseit rá kellett kötni a headset Tx és tápfeszültség nulla pontjára. Az átalakító bekötését az alábbi ábra mutatja.



26.ábra. USB UART átalakító MindFlex headset-tel történő összekötése.

Forrás: Saját készítésű fotó

A headset bekötése után egy olyan egyszerű soros porton érkező adatok fogadását és hexa formátumban történő megjelenítését végző programra volt szükségünk, amely segítségével soros porton érkező adatok könnyen kiértékelhetők. Erre a feladatra a Hercules SETUP utility serial port terminált alkalmaztam. Az adatokat vizsgálva azt kaptam, hogy a headset körülbelül másodpercenként küld azonos méretű, 36 byteból álló, 0xAA, 0xAA-val kezdődő csomagokat.



27.ábra. MindFlex headset által soros porton küldött adatok regisztrátuma
(Hercules szoftver segítségével rögzítve)

Forrás: Saját készítésű fotó

A csomagban lévő információk értelmezéséhez szükségem volt a csomagban található adatok leírására, kommunikáció protokolljára. Mivel a MindFlex játékot a NeuroSky gyártja, ezért feltételezhető volt, hogy a MindFlex headsetjében lévő EEG jeleket mérő és feldolgozó chip az ugyanolyan, mint a NeuroSky más headsetjében alkalmazott. Ezért ha ismerném a NeuroSky által gyártott más headset kommunikációs protokollját akkor nagy valószínűséggel ezen kommunikációs protokoll szerinti adatok érkeznének a MindFlex headsetjének soros kommunikációjában is. A kommunikációs protokoll leírása után kutatva az akkor még csak amerikai piacra szánt MindSet headset kommunikációs protokolljának leírását tartalmazó dokumentációra bukkantam. Tanulmányozva a MindSet kommunikációs protokollját sikerült értelmezni az egyes csomagokban érkező adatokat, melyek az alábbiak:

```

[ 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, azaz 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 sajátfejlesztésű 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 beszerezni egy MindSet headset-et 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 feszültség értékeket 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 (26. 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. Kutatási feladatom során ezen alkalmazására nem volt szükség. A MindSet kommunikációs protokollja a gyártó honlapján elérhető. Ennek felhasználásában 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, melynek teljesítménye a Core2Duo processzornak és a dedikált videokártyának köszönhetően egy asztali PC teljesítményének felel meg.

A MindSet headset-tel bluetooth vezeték nélküli csatornán kommunikáló és telefon felvételét megvalósító programot futtató mobil hardver egységnek két mobiltelefont választottam. A Samsung Omnia II GT-i8000 egy Windows Mobile 6.5 operációs rendszert futtató, a Samsung Galaxy S GT-i9000 pedig egy Android 2.2.1 operációs rendszert futtató mobiltelefon. Mindkét telefon ARM mobil processzorra épül, a Samsung Omnia II processzor órajele 800MHz, a Samsung Galaxy S telefoné pedig 1GHz, mely bőven elegendő számítási teljesítményt biztosít a feldolgozó algoritmus futtatására. A Samsung Galaxy S Android operációs rendszerű telefonra történő fejlesztés jelenleg folyamatban van.



29. ábra. *Toshiba Satellite P300-225 laptop, Samsung Omnia II GT-i8000 és a Samsung Galaxy S GT-i9000 mobiltelefonok.*

Forrás: <http://www.notebookzone.hu/mid.php?mid=1&lkod=100&skod=2048>,
<http://www.letsgodigital.org/en/23019/samsung-omnia-ii/>,
<http://www.mobilport.hu/samsung-i9001-a-szukseges-plus.html>

4.4. Vezérelt 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 rendszerből és CompactFlash háttértárolóból áll. 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. [27] 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. [28] 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 robothoz, ilyen például a felszerelhető robotkar, amivel képes tárgyakat megfogni és egy kijelölt célállomáson letenni. A Roboino® 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 az úgynevezett Robotino View grafikus fejlesztő környezetből.

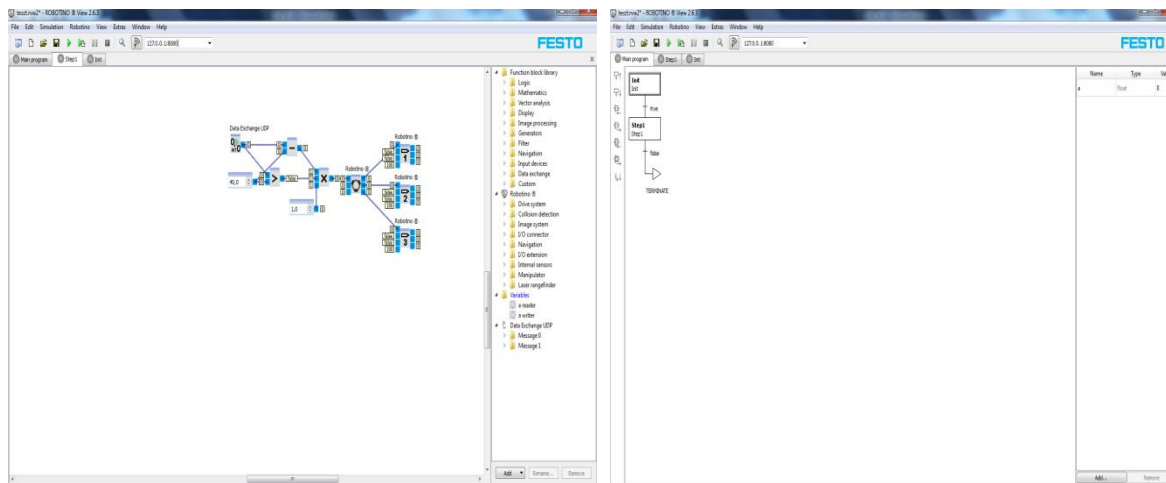


30.ábra. A Robotino® mobil robot.

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

4.4.2. Robotino® View

A kutatásomban a robot alkalmazása mellett szól az is, hogy a Festo olyan programozási környezetet biztosít a robothoz, amely felhasználóbarát GUI-val rendelkezik. 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 Robotino® View programban egyaránt rendelkezésre állnak képfeldolgozást segítő blokkok, oszcilloszkóp az érzékelt jelek időbeli változásának megfigyelésére és az irányításához szükséges objektumok is. Az utasításblokkokat szekvenciálisan (egymásután) vagy iteráltan (ismételve) is végrehajthatjuk, továbbá lehetőség nyílik az utasítás szelekciós feltételtől függő végrehajtására is. A programnak két nézeti lehetősége van az egyik az úgynevezett „Subprogram nézet”. Itt lényegében kell olyan komponensekkel dolgozni, amely a robot különféle feladatainak elvégzését irányítja (pl.: mozgatás, beépített érzékelők jeleinek vétele, kamerakép feldolgozása, stb.). A másik nézet az úgynevezett „Main program nézet”, ahol a különböző alprogramok kilépési feltételeit illetve végrehajtási sorrendjeit adhatjuk meg. A fejlesztőkörnyezet lehetőséget biztosít külső programból történő adatkapcsolat létrehozására TCP/IP és UDP kapcsolaton keresztül.

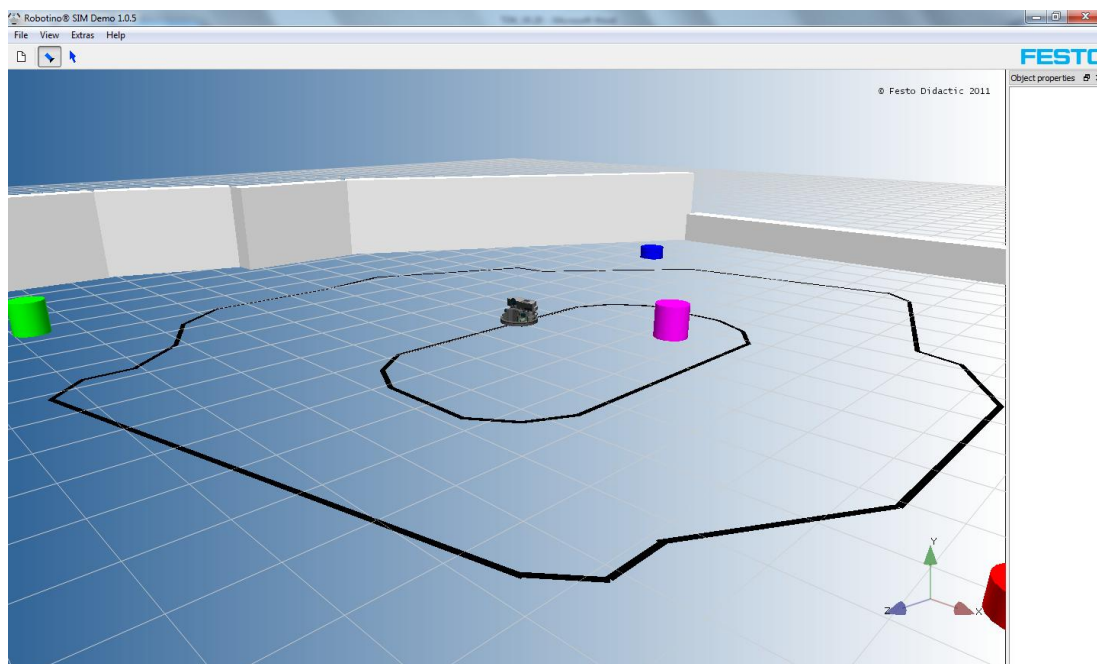


31.ábra. A Robotino® View programozói környezet
(Subprogram nézete és Main program nézete).

Forrás: Saját készítésű ábra

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. A Robotino® szimulációs modell tartalmazza mindazt, amit a valós robot is. [29] Ahhoz, hogy megfelelően tudjuk használni a szoftver szükségünk van Windows 2000, XP, Vista vagy Windows 7 operációs rendszerre illetve legalább egy 128 MB RAM-mal rendelkező OpenGL támogatásos videokártyára. Ennek a követelménynek szintén megfelel a fent említette Toshiba laptop. [29]



32.ábra. *Robotino® Sim Demo robot szimulációs szoftver.*

Forrás: Saját készítésű ábra

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 mozgatásához illetve a mobiltelefon hívásfogadásának vezérléséhez — eltérő hardver megvalósítást választottunk. A MindFlex headset jeleinek fogadásához USB bemenettel rendelkező eszközre van szükség, a TTL-232-3V3 USB UART kábel használata esetén. Ezért a feladat megoldásához célszerű választás a hagyományos IBM PC, esetleg valamilyen kézi számítógép. Az általunk kiválasztott Robotino® mobil robot vezérléséhez WiFi kapcsolatra van szükség, amit manapság a hardver eszközök legtöbb támogatja. Választásunk egy magas szintű programozási nyelven programozható, adatmegjelenítést és adatkiértékelést támogató, megfelelő grafikus képességekkel rendelkező, nagyobb méretű kijelzőt alkalmazó rendszerre esett, azért, hogy az adatok kiértékeléséhez minél több információ megjeleníthető legyen. A választásunk egy a fentebb részletezett IBM PC alapú Toshiba P300-225 laptopra esett, saját erős dedikált grafikus kártyája miatt. Mobiltelefon hívásfogadásának vezérléséhez a MindSet headset-et alkalmaztuk, mely Bluetooth adatcsatornán kommunikál virtuális soros port segítségével, így feladat jellegéből következően egy mobiltelefont használtunk. Az adatfeldolgozó és vezérlő algoritmust Windows Mobile operációs rendszerre elkészítettük, az Android operációsrendszerekre történő implementáció jelenleg folyamatban van. A mobiltelefonon a feldolgozott adatok közül csak a koncentráció megjelenítését valósítottuk meg egyszerű, grafikus kijelzéssel.

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

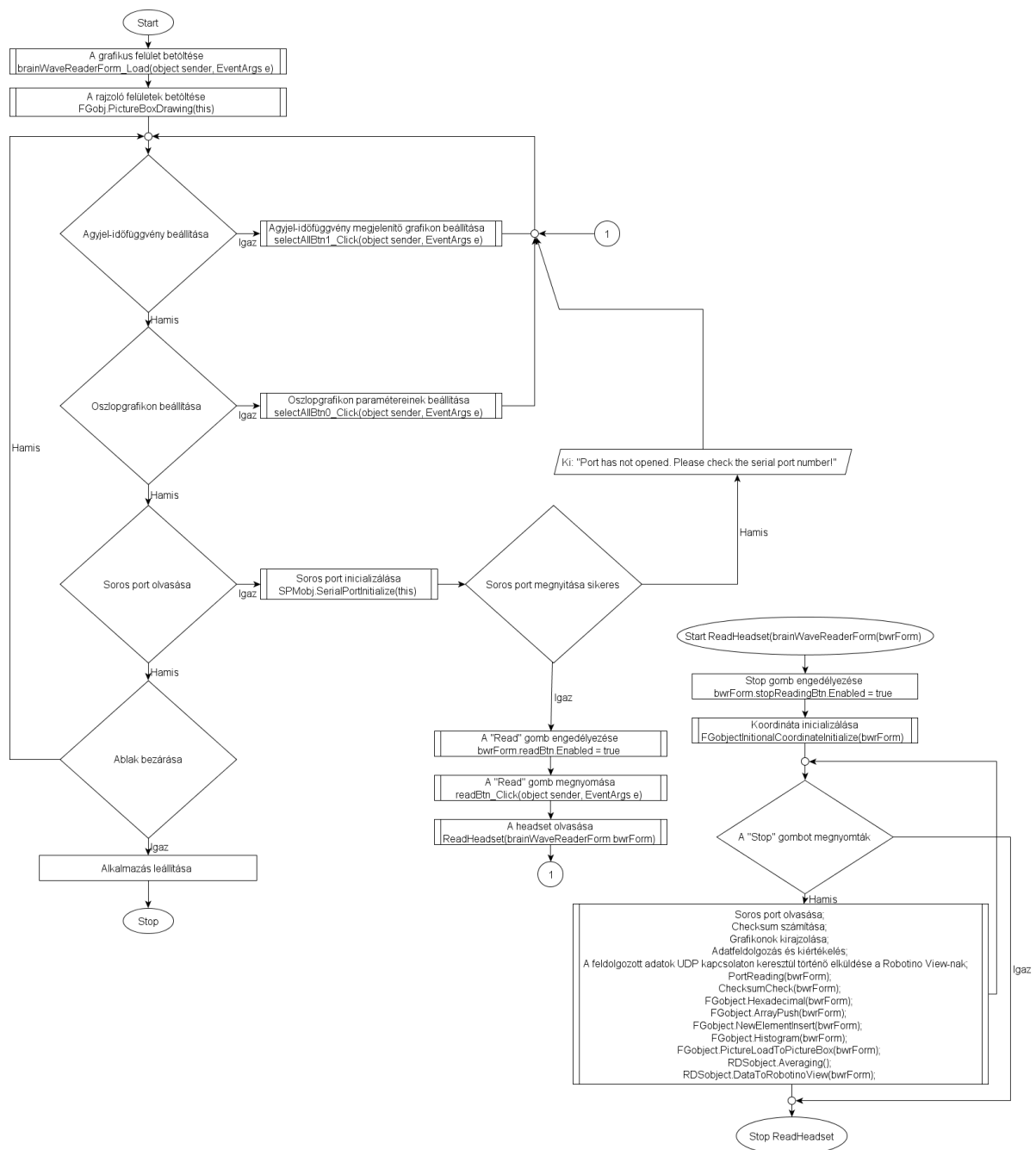
A Windows operációs rendszer alatt a legkorszerűbb objektum orientált programozást támogató fejlesztői környezetet alkalmaztam (Microsoft Visual Studio-t), mind a PC, mind a mobiltelefon esetében. Android operációs-

rendszerre történő alkalmazásfejlesztéshez a legelterjedtebben használt Eclipse fantázianevű fejlesztői környezetet használok.

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 ősétől 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.

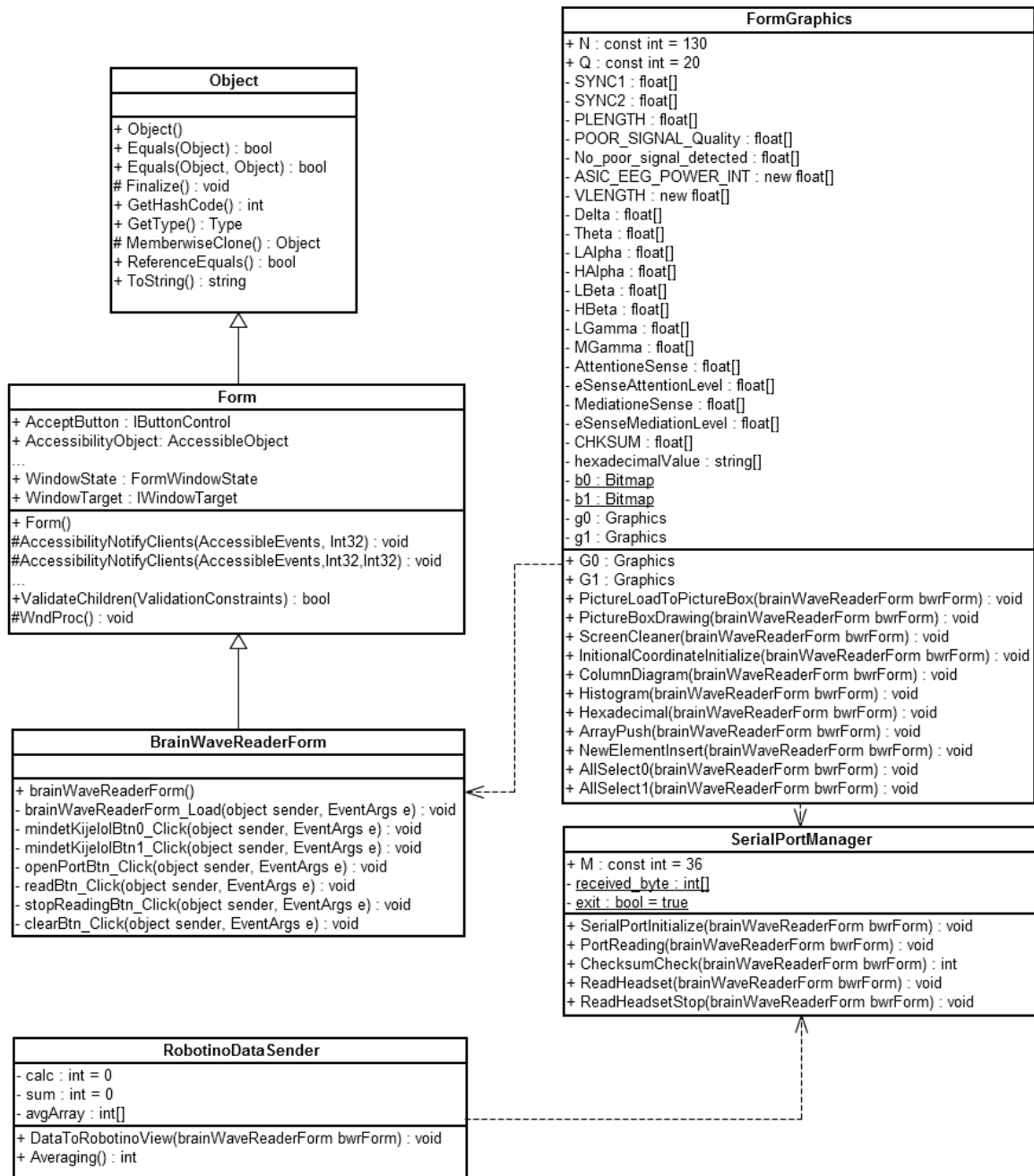
5.3.1. Folyamatábra



33.ábra. A program fő részeinek folyamatábrája.

Forrás: Saját készítésű ábra

5.3.2. Osztálydiagram



34.ábra. A program osztálydiagramja

(Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).

Forrás: Sajátkészítésű ábra

5.3.3. Adatfeldolgozása és megjelenítése

Az adatfeldolgozó és megjelenítő program rész végzi a soros kapcsolaton keresztül a headset-ből érkező adatok olvasását, konvertálását, feldolgozását és a felhasználó számára a kapott EEG jelek jól átlátható megjelenítését. A programban a soros port megnyitása után a „Read” gomb megnyomására indul az adatfeldolgozás és megjelenítés.

5.3.3.1. Az események és azok hatásai

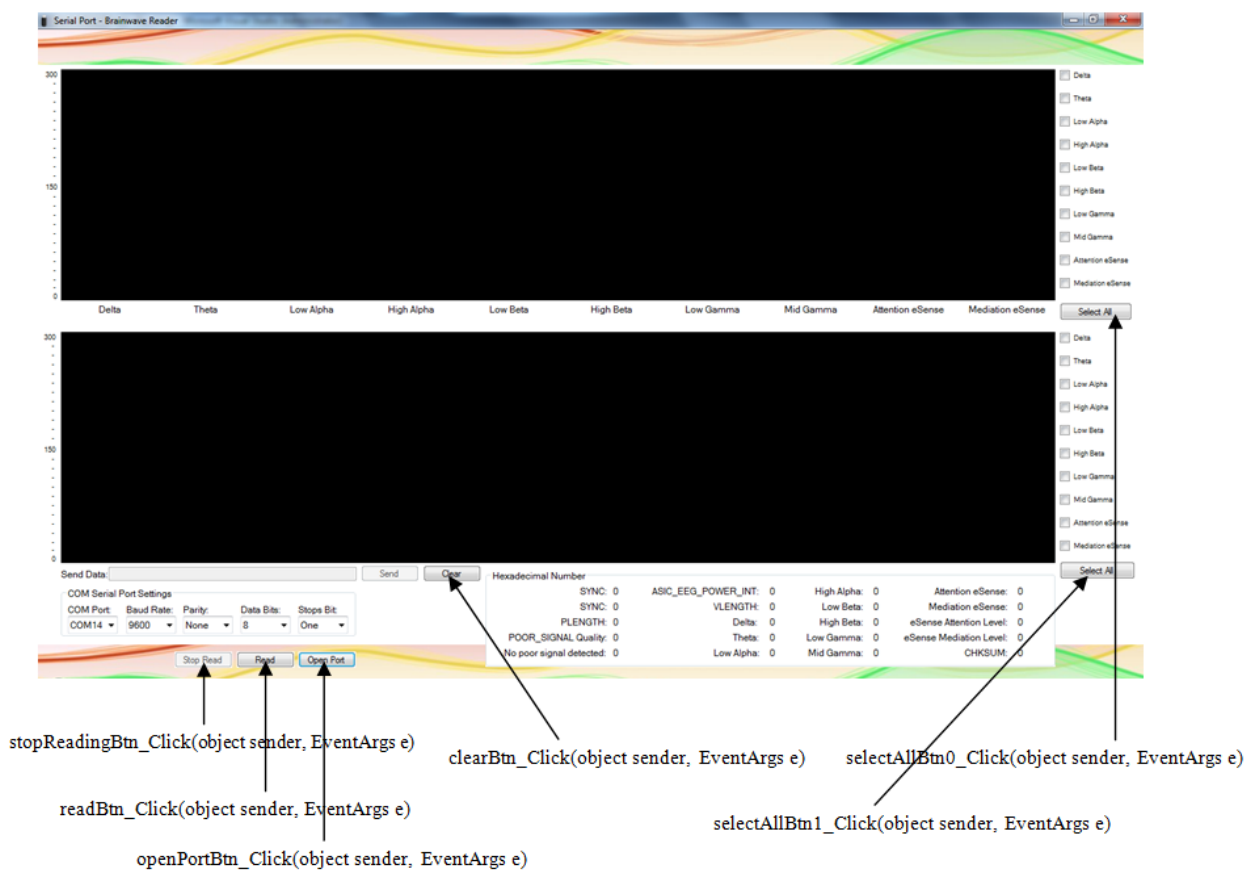
A BrainWaveReaderForm osztályunk feladata a program vagy felhasználó által kiváltott események lekezelése. Ezek az események fogják majd az adatfeldolgozó és megjelenítő függvényeket meghívni, amelyek részletes ismertetésére alább kerül sor.

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.
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.
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.
readBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Ez az esemény a „Read” feliratú gomb megnyomására váltódik ki és meghívja a ReadHeadset(brainWaveReaderForm bwrForm) metódust.
stopReadingBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Az esemény kiváltója a „Stop” feliratú gomb megnyomása. Az esemény meghívja a ReadHeadsetStop(brainWaveReaderForm bwrForm) tagfüggvényt.
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.

3. táblázat. Események és azok következményei

Forrás: Sajátkészítésű ábra

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



35.ábra. A gombok és azok által kiváltott események.

Forrás: Saját készítésű ábra

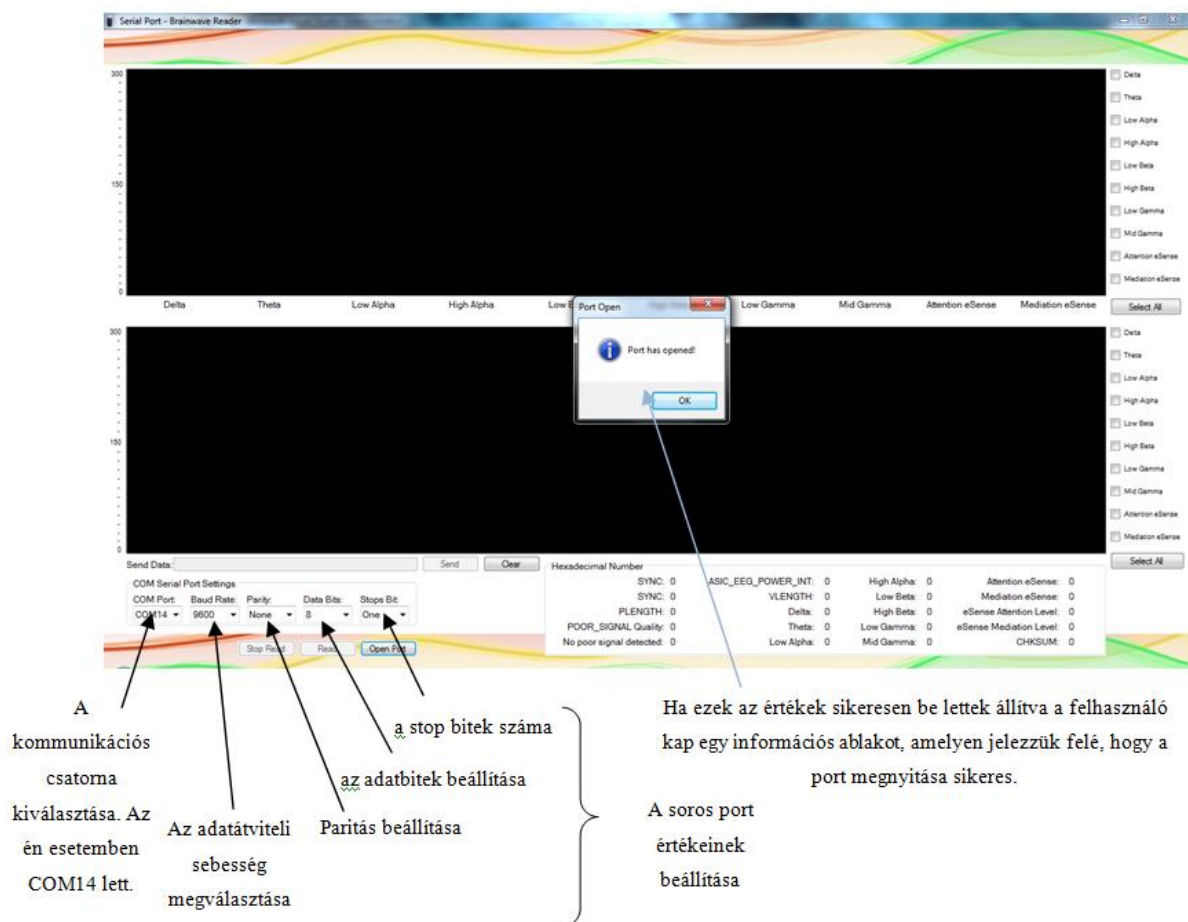
5.3.3.2. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények

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

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 bájonként 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 egész típus.
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.

4. táblázat. SerialPortManager metódusai.

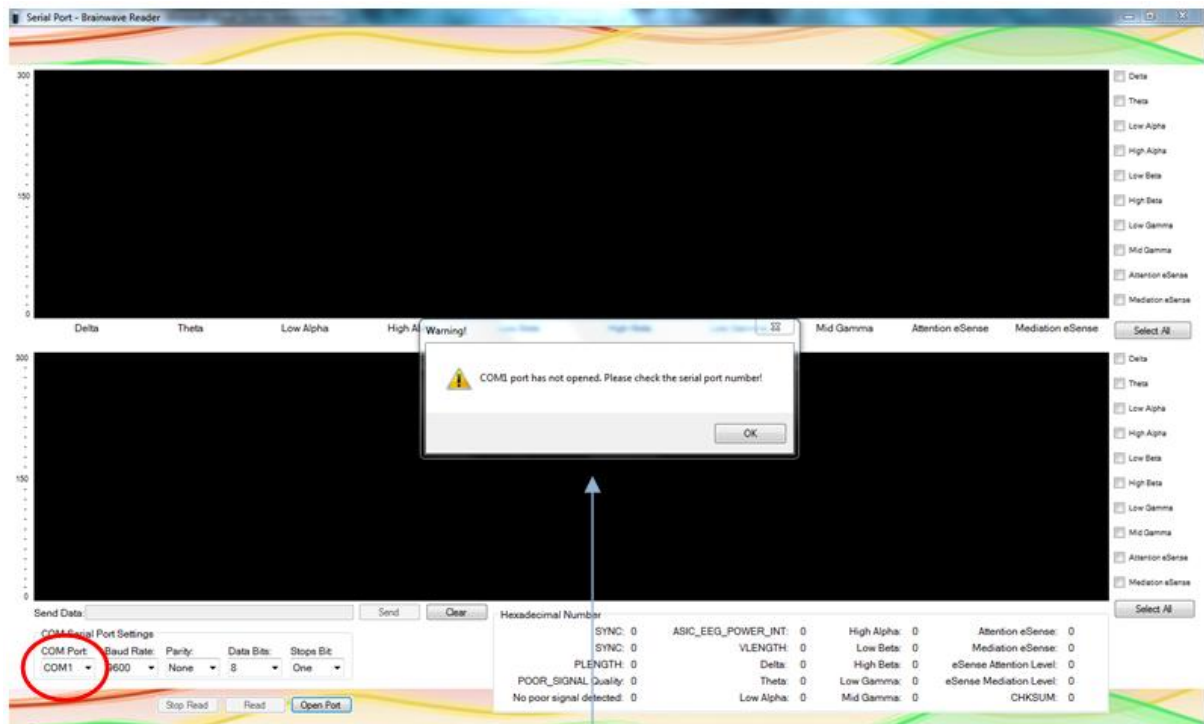
Forrás: Sajátkészítésű ábra



36.ábra. Sikeres port beállítás és megnyitás.

Forrás: Saját készítésű ábra

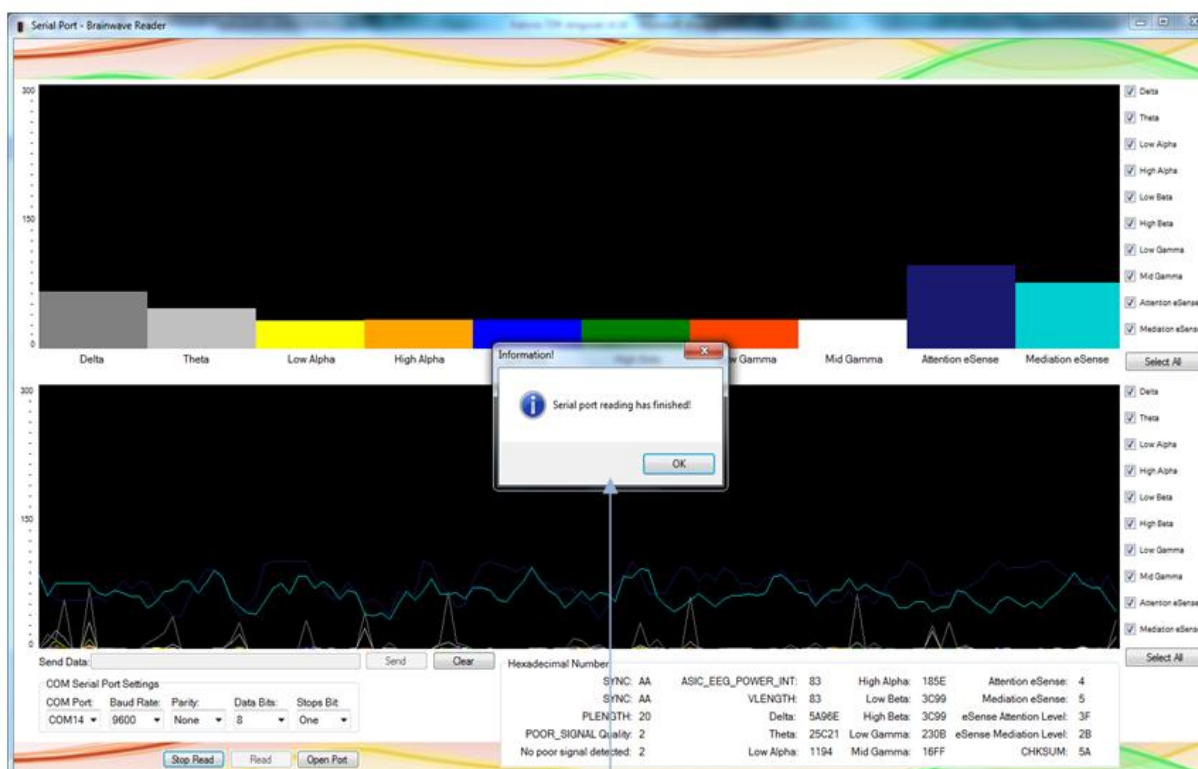
Az alábbi ábra pedig szemlélteti, hogy mi történik akkor, ha a soros port beállítása nem megfelelő és azt ellenőrizni kell. Jelen esetben szándékos elrontottam a kommunikációsport sorszámát, ugyanis, ahogy a fentebbi ábrán is látszik, az én laptopom a 14-ik sorszámú soros port létezik, lentebb pedig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



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

37.ábra. Sikertelen soros port megnyitás.

Forrás: Saját készítésű ábra



A port olvasása sikeresen befejeződött

38.ábra. Sikeres soros port lezárás.

Forrás: Saját készítésű ábra

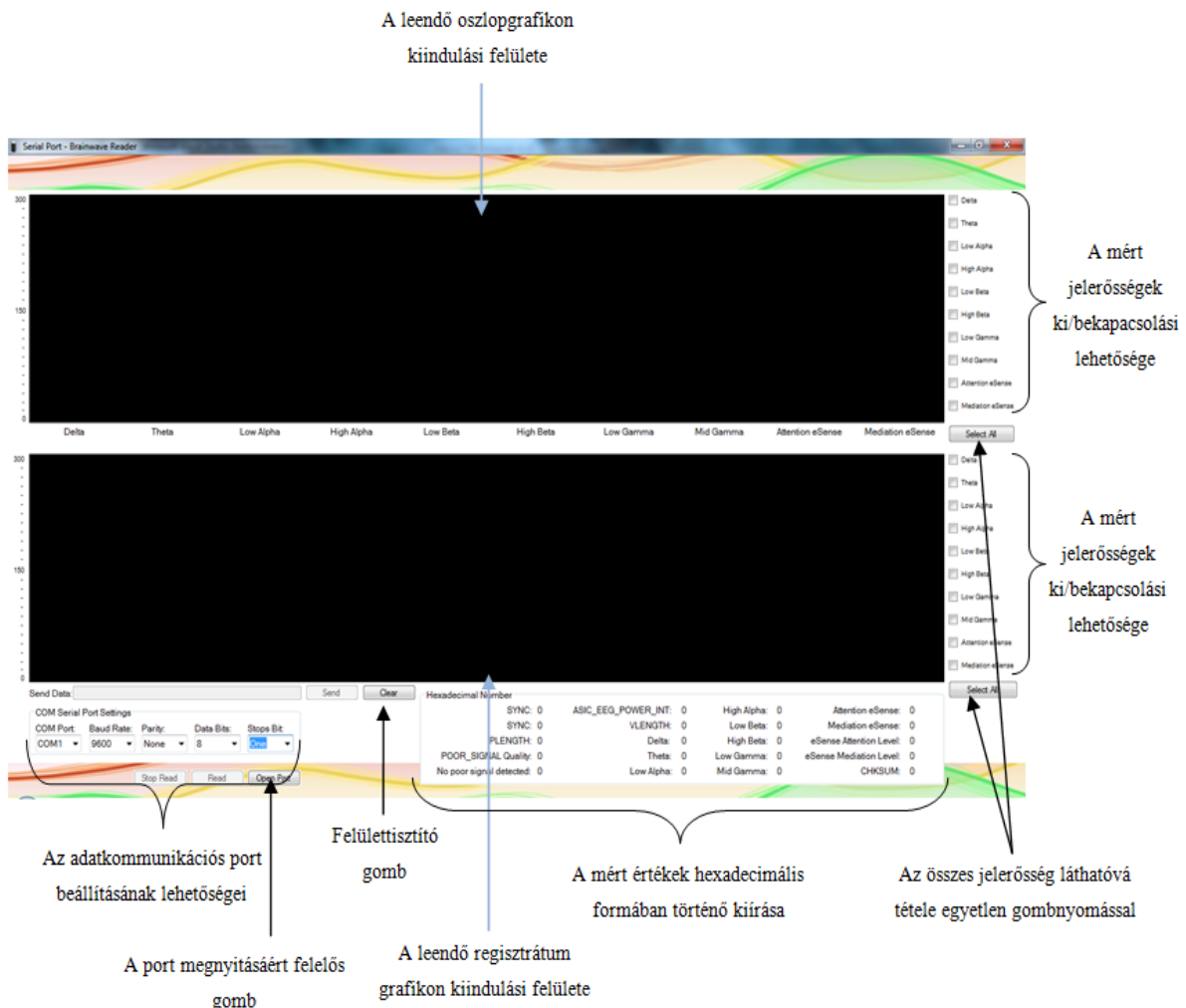
5.3.3.3. Az adatmegjelenítést megvalósító függvények

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

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 grafikont. 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 adatcsomagban 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 kirajzolásában játszanak szerepet. Ha valaki minden érték megjelenítésére kíváncsi, akkor nem kell mást tennie, mint a „Select All” feliratú gombot megnyomni 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.

5. táblázat. FormGraphics metódusai.

Forrás: Sajátkészítésű ábra

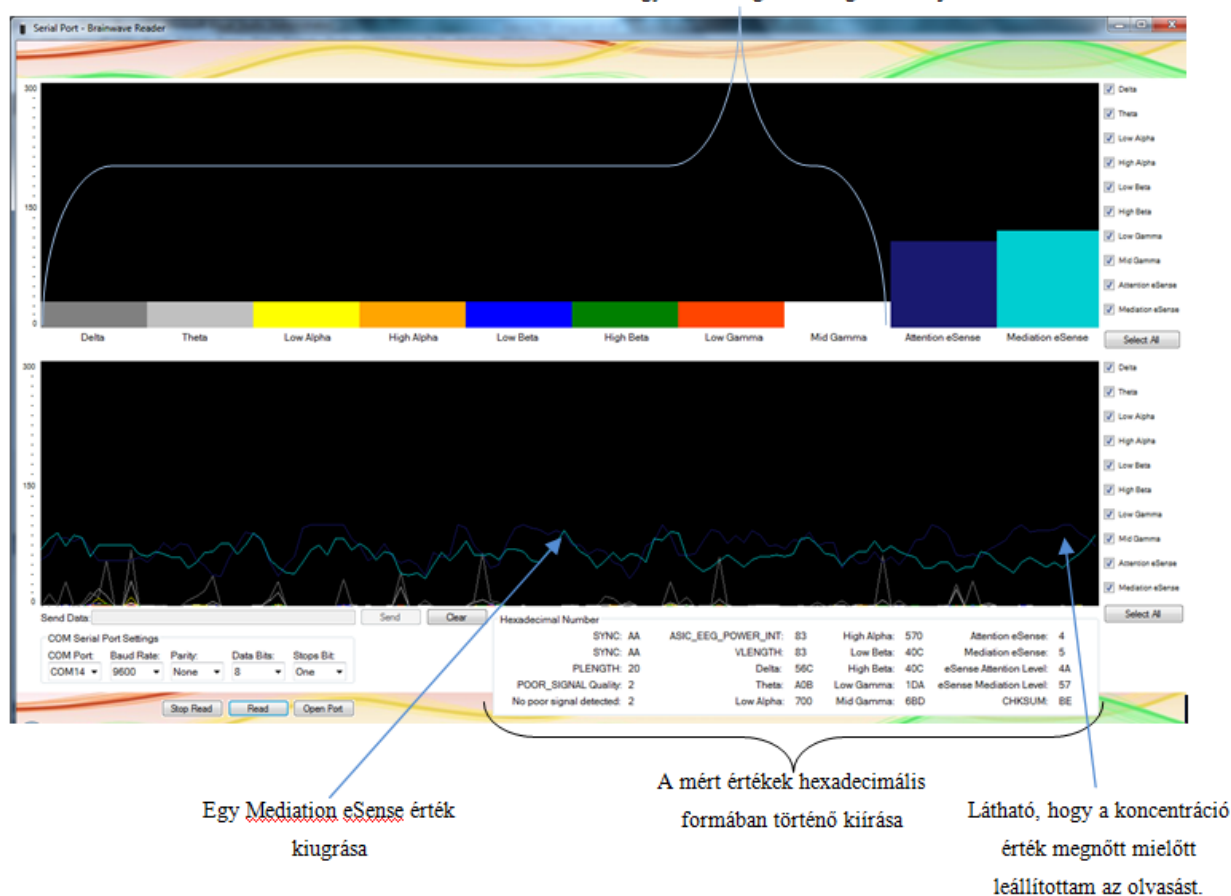


39.ábra. A sikeres port megnyitás után fogadó kép.

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.



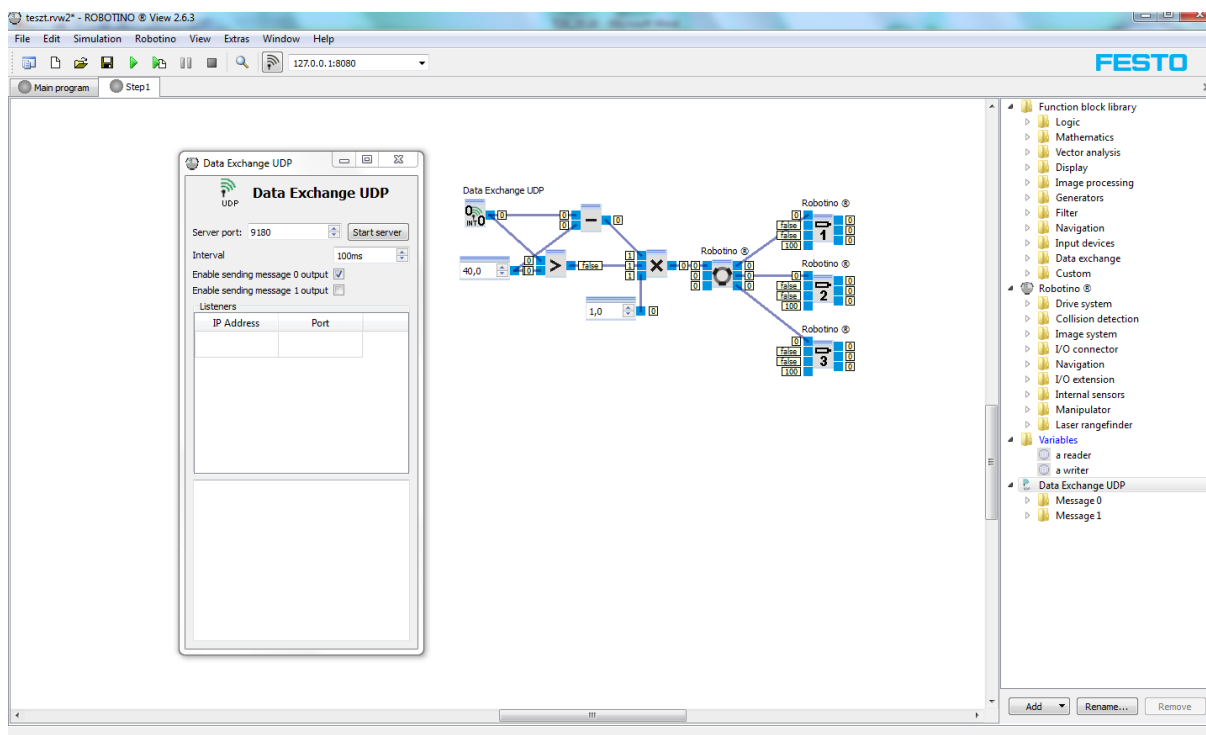
40.ábra. A program működés közben.

Forrás: Saját készítésű ábra

5.3.4. Robot mozgásvezérlésének megvalósítása

A Robotino® mobil robot mozgásvezérlését UDP kapcsolaton keresztül valósítottam meg, melyet a Robotino® View fejlesztőkörnyezet támogat. A robot mozgásvezérlését az alfa, béta és gamma agyhullámok teljesítmény értékeiből származtatott koncentráció érték (Attention) felhasználásával végeztem. A koncentráció erősség értékének 4mp-es mozgó átlagolásával kapott nagysága szerint a robot mozgásának sebességét úgy határoztam meg, hogy kis koncentráció esetén a robot ne mozogjon, a koncentráció érték 20%-nál magasabb értékinél 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 sajátgép localhost 127.0.0.1-es IP címre a 9180-as portra. 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 mozgatási 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.



41.ábra. A Robotino® View program részlete.

Forrás: Saját készítésű kép

5.3.4.1. Robot mozgásvezérlését megvalósító függvények listája

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

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 adatcsomagot, 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.

6. táblázat. *RobotinoDataSender metódusai.*

Forrás: Sajátkészítésű ábra

5.4. Mobiltelefon alapú adatfeldolgozó és hívásfogadást vezérlő program

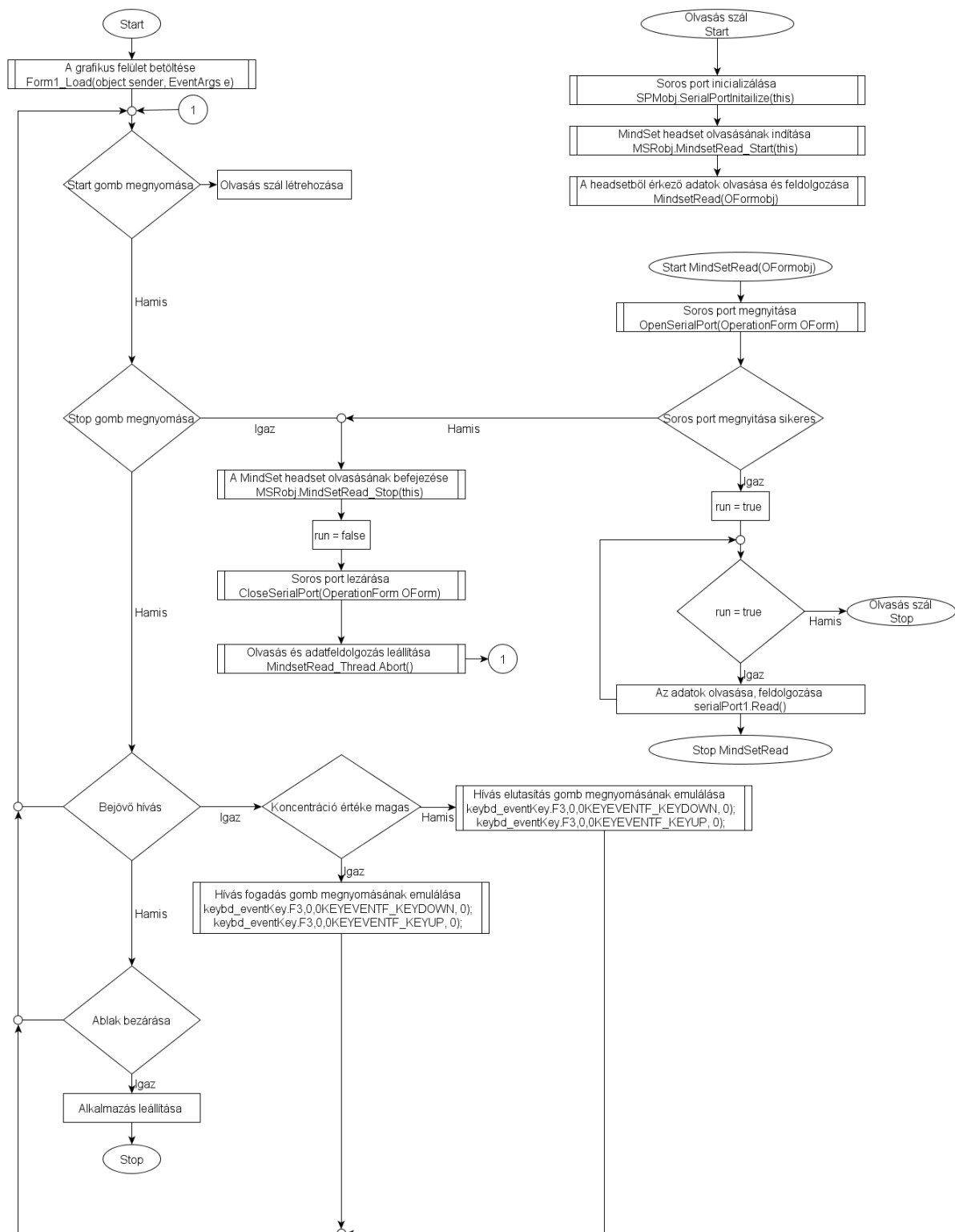
Az adatfeldolgozást, megjelenítést és a hívásfogadás vezérlését végző programot Windows Mobile operációs rendszerre Visual Studio-ban C#, míg Android operációs rendszerre Eclipse-ben Java programozási nyelven készítettem el (fejlesztés jelenleg folyamatban van). Következőkben a Windows Mobile operációs rendszerre készített program kerül bemutatásra.

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 ősetől az, - Objectből 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.

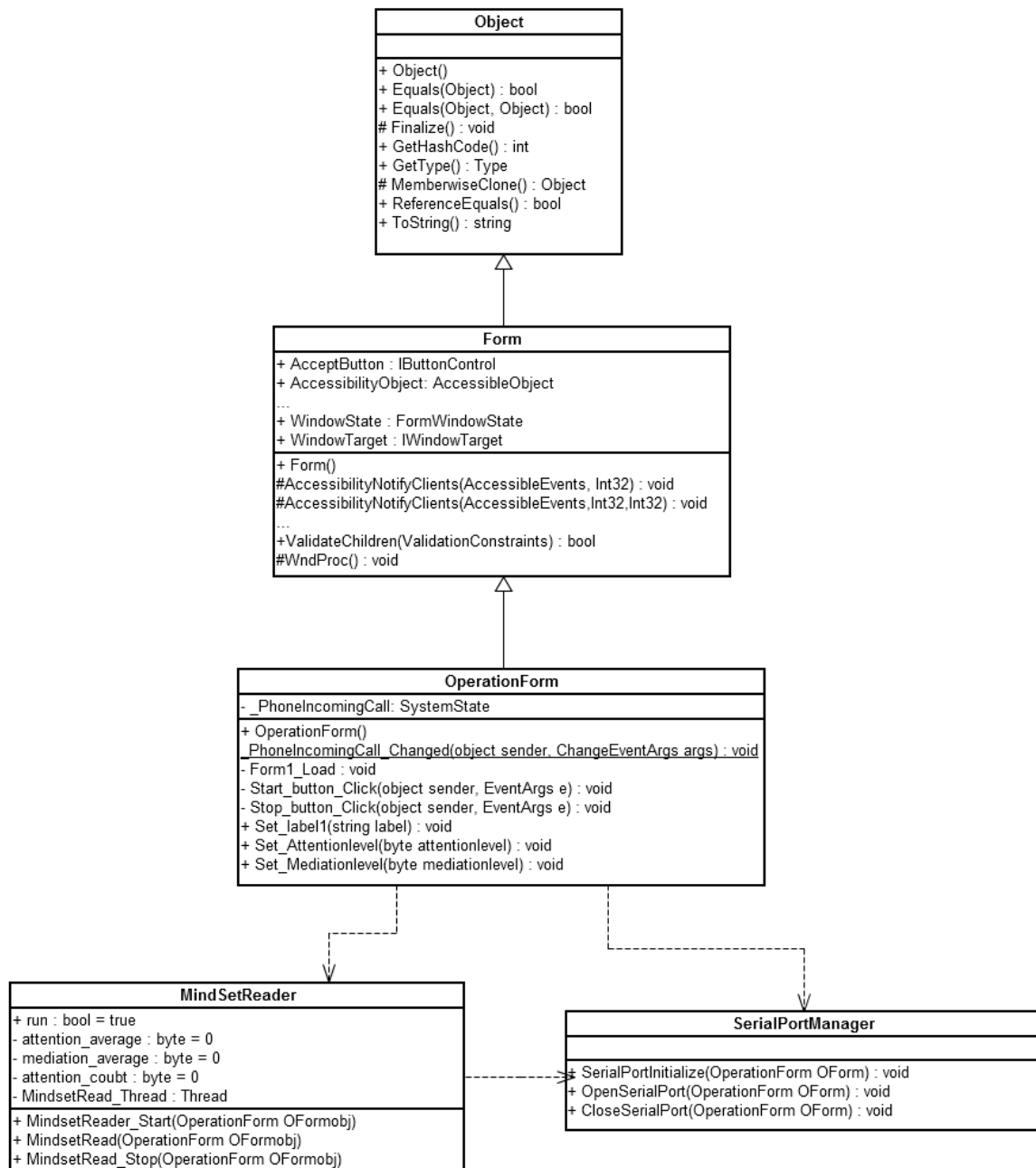
5.4.2. Folyamatábra



42.ábra. A program fő lépéseinek folyamatábrája

Forrás: Saját készítésű ábra

5.4.3. Osztálydiagram



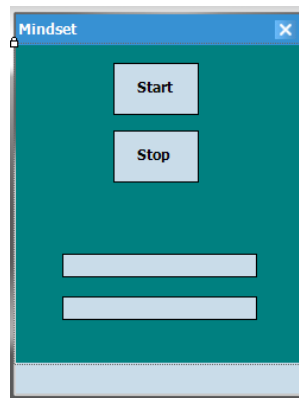
43.ábra. A program osztálydiagramja

(Terjedelmi okok miatt a Form osztály nem minden adattagja és tagfüggvénye szerepel a diagramon).

Forrás: Saját készítésű ábra

5.4.4. Adatfeldolgozás és megjelenítés

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.



44. ábra. Az adatfeldolgozó és megjelenítő felület.

Forrás: Saját készítésű ábra

5.4.4.1. 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.

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.
Set_Mediationlevel(byte mediationlevel)	A MindsetRead függvény hívja meg, mely a nyugalmi állapottal arányos értéket ábrázol.

7. táblázat: Események és azok következményei

Forrás: Sajátkészítésű táblázat

5.4.4.2. A megjelenítést megvalósító függvények

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

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_Meditationlevel(byte meditationlevel)	A MindsetRead által feldolgozott és szűrt meditáció érték nagyságát jeleníti meg sávdiaqramon.

8. táblázat: *OperationForm* metódusai

Forrás: Saját készítésű táblázat

5.4.4.3. Az adatfeldolgozást megvalósító függvények

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

FÜGGVÉNYEK	FELADATOK
SerialPortInitialize(OperationForm OForm)	SerialPortInitialize a kommunikáció paramétereinek megfelelően inicializálja a soros portot.
MindsetRead_Start(OperationForm OFormobj)	MindsetRead_Start külön számban 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.

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

Forrás: Saját készítésű táblázat

6. ESETVIZSGÁLATOK, EREDMÉNYEK, FELHASZNÁLÓI TAPASZTALATOK

Az előző fejezetben ismertetett BCI eszközzel megvalósított adatfeldolgozó és vezérlő egység segítségével magamon kívül konzulensemét és ismerőseimet felkérve tesztalanyok több esetvizsgálatot végeztem el mind a robot mozgásvezérlés mind a telefon hívásfogadásának a vezérlésével kapcsolatban. Amikor elkészült a két agyhullám vezérlésű eszköz megpróbáltam az eszköz tulajdonságai mérése szemszögéből fontos szempontokat keresni, hogy ez alapján értékelni tudjam az eszköz legfontosabb tulajdonságát, vagyis az eszköz általam kigondolt alkalmazási területen történő 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. A mobil robot mozgásvezérlésére és a telefon hívásfogadására készített esetvizsgálatok esetén megpróbáltam a legfontosabb szempontot kiválasztani és azt valamilyen 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 is ki lehetne találni, de a tolószék mozgatása során ezek közül a legfontosabb paraméter a tolószék adott pozícióba történő mozgatásának pontossága, a sebesség, idő, stb. paraméterek másodlagosak. Telefon hívásfogadásának vezérlése során az eszköz működésének a legfontosabb jellemzője pedig a hívásfogadás 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.



45. ábra. Agyhullám alapú mobil robot 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 számunkra a kívánt eredményt, bár ezt már saját magamon végzett kezdeti kísérletek is alátámasztották. Az eszköz használata során a tesztalanyok nem tudták hogyan kontrollálják gondolataikat, hogy érzék el az agyi tevékenység szempontjából nyugodt állapotot, 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 a 7. és a 8. táblázat foglalja össze.

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

10. táblázat. Mobil robot mozgásvezérlése.

Forrás: Saját készítésű táblázat

Telefon hívásfogadásának vezérlése						
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%

11. táblázat. Telefon hívásfogadásának vezérlése.

Forrás: Saját készítésű táblázat

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 közbeni 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 osztályzattal lettek jobbak és elérték a jó értéket, valamint a mobil robot vezérlése során a kezdeti nagyon bizonytalan mozgás egyre jobban kontrollálhatóvá vált, és a pozicionálási hiba átlaga ± 30 cm alá csökkent. A mobiltelefon hívásfogadásának vezérlése a nyugalmi állapot elérésének gyakorlása után sokat javult, főként a hívás elutasítás, vagyis a nyugalmi állapot elérése terén.

A tesztalanyokkal a kísérletek elvégzése után elbeszélgettem, hisz ezen 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 figyelmével, 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 vezérlés céljára alkalmasak legyenek. Amint sikerült ezt a „gondolkodásmódot” elsajátítaniuk, utána az eszköz használatának eredményessége nagyban javult, egyre több sikerélményben volt részük és egyre szívesebben használták az eszközt, és egyre jobb véleményekkel 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 ezen 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. TOVÁBBFEJLESZTÉSI LEHETŐSÉGEK

Az eddigi munkám során elkészített alkalmazások továbbfejlesztési lehetőségeken a mobil robot vezérléssel kapcsolatosan elsősorban az eddigi alkalmazások DSP vagy egyéb mikrokontrolleres, esetleg FPGA alapú implementációját gondolom. Ezen korszerű feladatra specializált eszközökkel, olcsó és kis energiaigényű valamint kis helyigényű hardver segítségével megvalósíthatók az általam választott alkalmazások.

Másodsorban a koncentráció vezérlést ki lehetne egészíteni SSVEP alapú irányvezérléssel, mellyel a robot mozgatásának 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.

Mobiltelefon felvételének a megvalósításában esetleg olcsóbb, egyedi erre a célra fejlesztett, kizárólag a telefon felvételét megvalósító headset-et lehetne kifejleszteni, hogy ne kelljen egy viszonylag drága általános célú headset-et alkalmazni.

A továbbiakban szeretném a kódomat tovább fejleszteni, a program futási kódjának egyszerűsítési lehetőségeinek implementálásával, illetve a kód architektúrájának finomításával, amely tovább egyszerűsítene a program felhasználását.

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

Természetesen az agyhullám vezérlés pontossága az érzékelők számának növelésével és az érzékelők az agyi elektromos jelek keletkezési helyéhez történő minél közelebb helyezésével javítható. Ez azt jelenti, hogy a legpontosabb EEG az agyba helyezett pici érzékelők segítségével adná a

legjobb eredményt, de egy ilyen beavatkozás nagy veszélyeket rejt, így ennek elterjedése a közeljövőben szerintem nem várható.

8. ÖSSZEFOGLALÁS

Munkám célját – a mobil eszközökre történő kvantitatív EEG alapú agyhullám vezérlés megvalósítását – sikeresen megoldottam, persze a megvalósításnak vannak még hiányosságai. Jelen dolgozatomban általánosan bemutattam ennek a technológiának az elméleti hátterét, valamint az általam elkészített rendszert.

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.

A dolgozatban elért eredmények jó alapot adnak a későbbi továbbfejlesztéshez, a megvalósítás során megszerzett új ismeretek pedig szakmai előrehaladásomban sokat segítettek. Munkám ezen a ponton még nem tekinthető befejezettnek, ezt mindenképpen tovább kívánom folytatni későbbi tanulmányaim során.

Az eredményeket tartalmazó fejezetben leírtaknak megfelelően látható, hogy az eszköz megfelelő betanulás nélkül még nem használható kielégítően, de a használatának elsajátítása után már jól használható alkalmazások születtek, mellyel a tesztalanyok szívesen kísérleteztek.

Az eredmények alapján elmondható, hogy az általam fejlesztett rendszerek – a felhasználói tapasztalatok, tesztek által bizonyítottan – megvalósítják a célként megfogalmazottakat.

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 mozgásvezérlését;
- 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 részeként implementálásra került a kvantitatív EEG alapját adó FFT algoritmus.

Az eredményeimet összefoglalva elmondható, hogy a bemutatott alkalmazásokkal lehetőség nyílik az emberi beavatkozással működtetett irányítástechnika egy eddig kevésbé használt módszerét, az agyhullám alapú vezérlést megvalósítani. Természetesen a módszernek még vannak hiányosságai, de biztos vagyok abban, hogy az EEG technológia továbbfejlesztésével egyre pontosabb irányítás válik majd lehetővé, mely az ilyen alapú rendszerek szélesebb körben való elterjedéséhez fog majd vezetni.

9. 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.

10. 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] William F. Ganong, *Az orvosi élettan alapjai*, Medicina, Budapest, 1990 ISBN 963 241 783 6
- [4] Henry Gray, *Anatomy of the human body*, Philadelphia Lea & Febigerm, 1918
- [5] Richard S. Snell, *Clinical neuroanatomy*, Lippincott Williams & Wilkins, Ed.6th, Philadelphia, Baltimore, New York, London, 2006 ISBN 978 963 226 293 2
- [6] Donáth Tibor, *Anatómiai nevek*, Medicina Kiadó, Budapest, 2005
- [7] William F. Ganong, *Az orvosi élettan alapjai*, Medicina Kiadó, 1990
- [8] Eugene d'Aquili, Andrew B. Newberg, Religious and Mystical States, *A Neuropsychological Model*, Zygon, Journal of Religion and Science, Vol. No. 2, 177-199., 1993
- [9] Benedek, G., and Villars, F., *Physics, with Illustrative Examples from Medicine and Biology*, Springer-Verlag, New York, 2000.

- [10] Hodgkin, A., and Huxley, A., *A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve*, J. Physiol. (Lond.), 117, 1952, 500–544., 1982
- [11] Folstein, J. R. & Van Petten, C., *Influence of cognitive control and mismatch on the N2 component of the ERP: A review*, Psychophysiology, 45, 152-170., 2008
- [12] Luck, S. J., *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*, The MIT Press., Cambridge, 2005
- [13] Niedermeyer, E., da Silva, F.L., *Electroencephalography, Basic principles, clinical applications, and related fields*, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2005
- [14] Ormai, S., *Élettan-kórélettan*, Semmelweis Kiadó, Budapest, 2005
- [15] Polich, J. & Criado, J. R., *Neuropsychology and neuropharmacology of P3a and P3b.*, 172-185., International Journal of Psychophysiology, 2006
- [16] Purves, D., Augustine, G.J., Fitzpatrick, D., Hall, W.C., LaMantia, A-S., McNamara, J.O., Williams, S.M., *Neuroscience*, Massachusetts. Publishers Sunderland, 2004
- [17] Tatum, W.O., Husain, A.M., Benbadis, S.R., Kaplan, P.W., *Handbook of EEG interpretation*, Demos Medical Publishing LLC., New York, 2008
- [18] Thorne, B.M., Henley, T.B., *A pszichológia története. Kapcsolatok és összefüggések*, Glória Kiadó, Budapest, 2000

- [19] Saeid Sanei and J.A., *Chambers, EEG Signal Processing*, Centre of Digital Signal Processing, 35-36, Cardiff University, UK, 2007
- [20] Lebedev, M. A., and Nicolelis, M. A., *Brain-machine interfaces: past, present and future*, 536–546, Trends. Neurosci., 2006
- [21] 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 ISBN 978-3-642-02090-2
- [22] Honda, *Asimo Robot*, 2008
<http://world.honda.com/ASIMO/>
- [23] Neurosky Inc, NeuroSky, *Other BioSensors*, 2011
<http://www.neurosky.com/AboutUs/BrainwaveTechnology.aspx>
- [24] NeuroSky Inc, *Brain Wave Signal (EEG) of NeuroSky, Inc*, 2009
<http://www.neurosky.com/Documents/Document.pdf?DocumentID=77eee738-c25c-4d63-b278-1035cfa1de92>
- [25] Neurosky Inc, *MindFlex: How do you play?*, 2011
http://mindflexgames.com/how_does_it_work.php
- [26] USB TTL Soros kábel leírása, 2011
<http://www.ftdichip.com/Products/Cables/USBTTLSerial.htm>
- [27] Bolla Dániel, *Robotino jegyzet*, 2009
www.kekvilag.hu/robotino/images/robotino_jegyzet.pdf
- [28] Festo, *Robotino View 2 program és dokumentációja*, 2011

<http://www.festo-didactic.com/int-en/services/robotino/robotinoview2.htm?fbid=aW50LmVuLjU1Ny4xNy4zMj4xMTY4LjcwNDg>

[29] Festo, *Robotino sim*, 2011

<http://www.festo-didactic.com/int-en/learning-systems/software-e-learning/robotino-sim-view/robotino-sim-professional.htm>

[30] Sharon Vaknin, *Toyota thinks up mind-reading wheelchair*, 2009

http://news.cnet.com/8301-17938_105-10275267-1.html