

ÖSSZEFOGLALÓ

A dolgozatban ismertetett kutatás témája a tanulás hatékonyságának egy új mérési módszeren alapuló vizsgálatát mutatja be, mely egy saját fejlesztésű agy-számítógép interfész rendszer által kerül megvalósításra. Az agy-számítógép interfész az agyi bioelektromos jeleket EEG alapú módszerrel méri és kvantitatív EEG (QEEG) algoritmus által meghatározott frekvenciaspektrum analízis segítségével értékeli ki. A kiértékelés eredményeképpen kapott agyhullám erősségek felhasználásával következtetni lehet a vizsgálati személy mentális aktivitására, figyelmének nagyságára. Az Atkinson és Shiffrin többszörös-tár elméleti modellje alapján a figyelem a tanulás hatékonysága szempontjából kiemelt jelentőséggel bír. A dolgozatban a kifejlesztett agy-számítógép interfész által szolgáltatott figyelem érték és a PEBL környezetben implementált, általánosan elfogadott figyelem és memorizálás vizsgálati tesztek kerülnek összehasonlításra és kiértékelésre, mely eredményekből kimutatható, hogy az agy-számítógép interfész által szolgáltatott figyelem érték és az egyes tesztek eredményei között markáns kapcsolat áll fenn. Ez alapján egy adott időintervallumra vonatkozóan a figyelem mért szintjéből közvetetten következtetni lehet a tanulás várható hatékonyságára. A kapott eredmények akár arra is felhasználhatóak, hogy a tradicionális, pontosan megadott időpontban kezdődő, pontosan megadott ideig tartó órák helyett a tanulók figyelmével összefüggő ismeretbefogadó képesség alapján történhessen a tanulás-tanítás folyamatának, módszereinek időbeli szervezése. A kifejlesztett agy-számítógép interfész rendszer felhasználásával összességében a tanulás/tanítás hatékonysága növelhető, optimalizálható.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Mindenek előtt köszönetet szeretnék nyilvánítani mindazoknak, akik segítségével ez a dolgozat nem készülhetett volna el.

Dr. Kővári Attilának, témavezetőmnek, akivel a különböző agykutatási projektek vezetői által tartott konferencia-előadásokat, valamint publikációikat elemeztük, és meghatároztuk a kutatás fő irányait, a felhasználásra kerülő módszereket, majd azok alkalmazását. Nagy örömmel töltött el a feltárt problémák közös megoldása, és a kapott eredmények értékelése. Köszönettel tartozom végtelen türelméért is, amit irányomba tanúsított. Különös hálával tartozom **Henry Markram** és **John-Dylan Haynes** professzoroknak, akik az érdekes konferencia-előadásaikkal felejthetetlen élményt nyújtottak számomra. Az előadásokon elhangzott információk, adatok és eredmények jelentős alapját képezik a szakdolgozatomnak.

Szeretném köszönetemet kifejezni **Dukán Péternek** is, aki szoftverfejlesztési szakmai észrevételeivel szintén sokat segített. Hálával tartozom a **Rudas Közgazdasági Szakközépiskola, Szakiskola és Kollégium diák kör tagjainak** a méréseknél végzett közreműködésükért. Külön köszönöm **Kratzmajer Zoltánnak** és **Csoma Istvánnak** a Rudas Szakközépiskola diákjairól készült tudásbázis bemutatását, és a mérésben részt vett diákok kiválogatását. Külön köszönet illeti **Altbäcker Annát** a Pécsi Tudományegyetem KK Neurológiai Klinika tudományos segédmunkatársát, aki segített a PEBL tesztek közül kiválasztani azokat a típusokat, amelyeket leginkább használnak a kognitív pszichológiai kutatások során. Köszönettel tartozom **Nagy Szilvia Anett** MRI diagnosztikusnak, aki segítséget nyújtott a mért eredmények feldolgozásában, kiértékelésében és értelmezésében.

Végül, de nem utolsó sorban, szeretnék köszönetet mondani családomnak a gondoskodásért, ami elkísért a tanulmányaim során. Tiszta szívvel köszönöm menyasszonyomnak, hogy végig mellettem állt. Segítsége, türelme és megértése nélkül ez a munka nem készülhetett volna el, és elviselte, hogy az utóbbi időben kevésbé intenzíven tudtam részese lenni a mindennapjainak.

TARTALOMJEGYZÉK

1	BEVEZETÉS.....	13
1.1	KUTATÁSI FELTÉTELEK.....	15
1.2	KUTATÁSI CÉLKITŰZÉSEK.....	15
1.3	KUTATÁS MÓDSZEREI.....	16
1.4	DOLGOZAT FELÉPÍTÉSE.....	16
2	A MEMÓRIA SZEREPE A TANULÁSI FOLYAMATBAN, ÉS A FIGYELEM JELENTŐSÉGE.....	17
2.1	RÖVID IDEJŰ MEMÓRIA-KAPACITÁSA.....	18
2.2	A HOSSZÚ TÁVÚ MEMÓRIA.....	20
2.3	A FIGYELEM MŰKÖDÉSE ÉS JELENTŐSÉGE.....	21
3	FIGYELEM VIZSGÁLATÁRA ALKALMAZHATÓ ELJÁRÁSOK.....	24
3.1	A PEBL TESZTKÖRNYEZET.....	24
3.2	OTIS TESZT.....	25
3.3	CONNER-FÉLE CPT TESZT: CONNER'S CONTINUOUS PERFORMANCE TASK.....	25
3.4	T.O.V.A. TESZT: TEST OF VARIABLES OF ATTENTION.....	26
3.5	KORSZERŰ MÓDSZEREK A FIGYELEM VIZSGÁLATÁRA.....	27
4	A TANULÁS VIZSGÁLATÁRA ALKALMAZHATÓ TESZTEK.....	30
4.1	CORSI KOCKA: CORSI BLOCKS.....	30
4.2	EBBINGHAUS TESZT: PEBL EBBINGHAUS MEMORY PROCEDURE.....	31
5	AGYI BIOELEKTROMOS JELFELDOLGOZÁSON ALAPULÓ FIGYELEM VIZSGÁLAT.....	33
5.1	AZ AGY TERÜLETI, FUNKCIONÁLIS FELOSZTÁSA.....	33
5.2	AGYI BIOELEKTROMOS JELEK KELETKEZÉSÉNEK MECHANIZMUSA.....	35
5.3	AGYI BIOELEKTROMOS JELEK REGISZTRÁLÁSA.....	38
5.4	AGYHULLÁMOK.....	39
5.5	AGY-SZÁMÍTÓGÉP INTERFÉSZ.....	41
5.5.1	A kialakítandó agy-számítógép interfész tervezésének és kialakításának aspektusai.....	43
5.5.2	Agy-számítógép interfészek kialakításánál, tervezésénél figyelembe veendő szempontok.....	43
5.5.3	A megvalósítandó közvetlen neurális interfész integrációinak perspektívái.....	46
6	A FIGYELEM VIZSGÁLATÁRA ALKALMAS AGY-SZÁMÍTÓGÉP INTERFÉSZ HARDVERÉNEK MEGVALÓSÍTÁSA.....	51
6.1	A NEUROSKY EEG ALAPÚ MINDFLEX HEADSET-JE.....	51
6.2	A MINDFLEX EEG HEADSET ADATKAPCSOLATÁNAK MEGVALÓSÍTÁSA.....	52
6.3	EEG HEADSET ÁLTAL SZOLGÁLTATOTT JELEKET FELDOLGOZÓ, MEGJELENÍTŐ ÉS REGISZTRÁLÓ SZÁMÍTÓGÉP.....	56
7	A FIGYELEM VIZSGÁLATÁRA ALKALMAS AGY-SZÁMÍTÓGÉP INTERFÉSZ SZOFTVERÉNEK MEGVALÓSÍTÁSA.....	57
7.1	FELADAT SPECIFIKÁCIÓ, ÉS A KÖVETELMÉNYEK FELTÁRÁSA, LEÍRÁSA.....	57
7.1.1	Fejlesztői környezet megválasztása.....	57
7.2	TERVEZÉS.....	58
7.2.1	A rendszer nagyvonalú logikai terve.....	58
7.2.2	A statikus modell megalkotása (felépítés felőli nézet).....	58
7.2.3	A dinamikus modell megalkotása (működés felőli nézet).....	58
7.2.4	A használati eset-modell megalkotása (használat felőli nézet).....	58
7.3	IMPLEMENTÁCIÓ, INTEGRÁCIÓ.....	59
7.4	VERIFIKÁCIÓ, VALIDÁCIÓ.....	64

7.5	RENDSZERKÖVETÉS, KARBANTARTÁS	64
8	FIGYELEM ÉS TANULÁS VIZSGÁLÓ KÍSÉRLETEK, EREDMÉNYEIK ÉS KIÉRTÉKELÉSÜK.....	65
8.1	A KÍSÉRLETEK LEFOLYTATÁSÁNAK KÖRÜLMÉNYEI	65
8.1.1	Vizsgálati személyek	65
8.1.2	Vizsgálati tesztek.....	66
8.1.3	Mérőeszközök és eljárás	66
8.2	A FOLYAMATOSTELJESÍTMÉNYTESZT ALAPÚ KÍSÉRLET	66
8.2.1	Eredmények és értelmezés	66
8.3	AZ ÉBERSÉGI FIGYELEM TESZT.....	75
8.3.1	Eredmények és értelmezés	75
8.4	A TÉRI-VIZUÁLIS VÁZLATTÖMB TESZTJE.....	81
8.4.1	Eredmények és értelmezés	81
8.5	EBBINGHAUS TESZT ALAPÚ KÍSÉRLET.....	83
8.5.1	Eredmények és értelmezés	83
8.6	TELJES MINTÁN VÉGZETT KÍSÉRLET EREDMÉNYEINEK KIÉRTÉKELÉSE.....	87
9	KUTATÁS KORLÁTAI.....	91
10	ÖSSZEFOGLALÁS.....	92
11	ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK.....	94
12	IRODALOMJEGYZÉK	96
13	FÜGGELÉK.....	103
1. sz.	függelék	103
2. sz.	függelék	103
3. sz.	függelék	103
4. sz.	függelék	104
5. sz.	függelék	104
14	MELLÉKLETEK.....	105
1. sz.	melléklet	105
2. sz.	melléklet	106
3. sz.	melléklet	107
4. sz.	melléklet	108
5. sz.	melléklet	109
6. sz.	melléklet	109
7. sz.	melléklet	110
8. sz.	melléklet	110
15	A DOLGOZAT TÉMAKÖRÉVEL KAPCSOLATOS SAJÁT PUBLIKÁCIÓK.....	111

ÁBRA JEGYZÉK

1. ábra: A tanulás, mint információfeldolgozás egy lehetséges modellje	17
2. ábra: A rövid távú memória működési modellje	19
3. ábra: A tömbösítési eljárás egy modellje	19
4. ábra: A felejtés, mint az idő függvénye.....	21
5. ábra: CPT teszt és a TOAV teszt.....	27
6. ábra: Corsi Blocks és az Ebbinghaus teszt	31
7. ábra: A nagyagy funkciói	34
8. ábra: Szinapszis, ingerület átvitel pillanata	37
9. ábra: BCI eszköz felépítésének modellje	45
10. ábra: Az agy-számítógép rendszer felépítése közvetlen beépülő felhasználói alkalmazással	47
11. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer külső felhasználói alkalmazással	48
12. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer egy külső, kiegészítő alkalmazással	49
13. ábra: MindFlex EEG headset	52
14. ábra: MindFlex EEG headset belső felépítése.....	53
15. ábra: USB UART átalakító MindFlex EEG headset-tel történő összekötése	54
16. ábra: MindFlex EEG headset által soros porton küldött adatok regisztrátuma	54
17. ábra: A BCI adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver felhasználói felülete	60
18. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében	68
19. ábra: A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből).....	69
20. ábra: A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből).....	69
21. ábra: A tesztalany CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből).....	70
22. ábra: A tesztalany CPT teszt 4 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből).....	70
23. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében	73
24. ábra: A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből).....	73
25. ábra: A tesztalany CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása.....	74
26. ábra: A tesztalany CPT teszt 4 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltokozása.....	74
27. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében	77
28. ábra: A tesztalany TOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.....	77
29. ábra: A tesztalany TOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.....	78
30. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében	79
31. ábra: A tesztalany TOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.....	80

32. ábra: A tesztalany TOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.....	80
33. ábra: A tesztalany Corsi-kocka teszt alatt történt figyelem értékének váltakozása.	82
34. ábra: A tesztalany Corsi-kocka teszt alatt történt figyelem értékének váltakozása.	83
35. ábra: A tesztalany Ebbinghaus teszt alatt történt figyelem értékének váltakozása.	85
36. ábra: A tesztalany Ebbinghaus teszt alatt történt figyelem értékének váltakozása.	87

TÁBLÁZAT JEGYZÉK

1. táblázat: Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai.....	40
2. táblázat: Az egyes csomagokban érkező adatok	55
3. táblázat: Események és azok hatásai.....	61
4. táblázat: Az adatfeldolgozást megvalósító függvények és felelősségeik.....	62
5. táblázat: Az adatmegjelenítést megvalósító függvények és felelősségeik	63
6. táblázat: PEBL Continuous Performance Task (PCPT) teszt eredménye 1	67
7. táblázat: PEBL Continuous Performance Task (PCPT) teszt eredménye 2.....	71
8. táblázat: PEBL TOAV teszt eredménye 1	75
9. táblázat: PEBL TOAV teszt eredménye 2	78
10. táblázat: PEBL Corsi Blocks teszt eredménye 1	81
11. táblázat: PEBL Corsi Blocks teszt eredménye 2	82
12. táblázat: Az Ebbinghaus teszt eredménye 1	84
13. táblázat: Az Ebbinghaus teszt eredménye 2	85
14. táblázat: Folyamatos teljesítmény teszt, éberségi figyelem teszt eredményeinek és a BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. (reggeli órákban) *Spearman korreláció	88
15. táblázat: Folyamatos teljesítmény teszt, éberségi figyelem teszt eredményeinek és a BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. (délutáni órákban)	88
16. táblázat: Corsi kocka és az Ebbinghaus teszt reggeli és délutáni órákban felvett eredményeinek BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. * Spearman korreláció ..	89

1 Bevezetés

Milyen folyamatok mennek végbe az emberi agyban, amikor ismereteket vagy képességeket próbálunk megtanulni vagy elsajátítani? Milyen módon tanulnak az emberek? Az elmúlt évszázadok során az emberiség mindig is érdekfeszítőnek és izgalmasnak találta ezeket a kérdéseket. A tanulás egy folyamat, amelyet az alábbi szerint definiálhatunk:

"a tanulás egy rendszerben bekövetkező, hosszabb távon ható, adaptív változás" (Gaskó, és mtsai., 2006, 9. o.)

A tanulás folyamatainak megértése szempontjából vizsgálhatjuk az emberi agyat, mint egy rendszert, amelyben olyan változások következnek be, amelyek hosszabb időn keresztül, legalábbis valamilyen funkciók ellátása szempontjából elég hosszú időn keresztül megmaradnak. A tanulás során az agyban létrejövő változás az agysejtek közötti kapcsolatok alkotta hálózat átalakulását jelenti, amelyek segítségével az emberi funkciók jobban elláthatóak (Gaskó, és mtsai., 2006). Az intenzív tanulási módszerek fejlesztéséhez szükséges képességek egy része kiemelt jelentőségű. A tanulási folyamatban négy képesség játszik közvetlen szerepet (Balogh, 2006):

- figyelem;
- emlékezet;
- megértés;
- problémamegoldó gondolkodás.

„A gyakorlatban gyakran lebecsüljük a figyelem szerepét, pedig ez az a képességegyüttes, amely optimális feltételeket biztosíthat az információk felfogásához és feldolgozásához. Ez azért kiemelkedő jelentőségű, mert funkcionálása nélkül nem működhet hatékonyan egyetlen intellektuális képesség sem, így e nélkül elképzelhetetlen a hatékony tanulási technika” (Balogh, 2006, 54. o.).

A hatékony és sikeres tanulást tehát a megértő, értelmező, problémamegoldó képességeken felül, elsősorban az érzelmi és egyéb motivációs feltételektől is függő figyelem és emlékezet, mint kognitív képességek határozzák meg. A figyelem az alábbiak szerint definiálható, melyből látszik, hogy a figyelem lényegében fontosabb információkra történő összpontosítás:

„Figyelem: a környezeti ingerek érzékelésekor működésbe lépő részben tudatos folyamat, melynek során az összes inger közül csak néhányra összpontosítunk. A figyelem határozza meg, hogy mi az, amire a későbbiekben egyáltalán emlékezni tudunk” (Gaskó, és mtsai., 2006, 130. o.).

Napjainkban a tanulás folyamatában a tudomány a fontosabb kérdésekre próbálja a választ megtalálni, mint például miként változik meg a fiatal agy és milyen – az agyban végbemenő – folyamatok mentén képes tanulni az érett agy. Az „ismeretlenben” történő felfedezésekhez és kutatásokhoz a legújabb és egyben legfontosabb tudományterület járult hozzá, amelyet kognitív neurotudománynak nevezünk (Organisation for Economic Co-operation and Develop, 2007).

A kognitív neurotudomány fejlődését nagyban megkönnyítette az újabbnál újabb, innovatív technológiai vívmányok létre jötte. Az olyan eszközök, mint a funkcionális neuro-leképezés (fMRI)¹, a pozitron emissziós tomográfia (PET)², a transzkeraniális mágneses stimuláció (TMS)³, a közeli infravörös spektroszkópia (NIRS)⁴ vagy az elektorenkefalográfia (EEG)⁵ támogatásával a kutatók egyre letisztultabb képet kapnak azzal kapcsolatban, hogy mi is történik az emberi agyban a tanulás folyamata során és így olyan új eljárásokat írhatnak le, amelyek nagyban hozzájárulnak a tanulás eredményességéhez (Organisation for Economic Co-operation and Develop, 2007) (Belle, Hargraves, & Najarian, 2012) (Coyle, Ward, Markham, & McDarby, On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces., 2004).

Az elmúlt években már elérhetővé váltak olyan – viszonylag olcsó és mobil – az agyi bioelektromos tevékenység megfigyelésére alkalmas EEG alapú jelfeldolgozó eszközök, melyek segítségével az agyban lezajló folyamatok által generált villamos jelek mérhetőek és feldolgozhatóak. Ezen EEG bioszenzorok képesek az agyi neuronok elektromos aktivitásának valós idejű digitális regisztrálására és feldolgozására. Az információk FFT⁶ alapú kiértékelése lehetőséget biztosít az agyhullámok erősségeinek meghatározására, melyekből a figyelem értékére lehet következtetni. (United States Szabadalom száma: 3877466, 1975)

¹MRI szkennerek alkalmazása a neurális aktivitás közvetett vizsgálatához a vérkémiiai változásain (pl. oxigénszint) keresztül.

²Azon technológia, amely során a pozitront kibocsátó radionukleidek segítségével képezik le az agyi aktivitást.

³Olyan eljárás, amelynél az agyban folyó elektromos aktivitást pulzáló mágneses térrel befolyásolják.

⁴Közeli infravörös fény abszorpciójának mérésével teszi lehetővé az agyban levő deoxigenált hemoglobin koncentrációjának a meghatározását.

⁵Egy elektrofiziológiai mérőeszköz, mely a neuronok elektromos aktivitásának regisztrálására szolgál.

⁶A Fourier-transzformáció egy hatékony számítási algoritmus a jelek spektrumának meghatározására.

Amennyiben egy agyi, bioelektromos tevékenység megfigyelést végző eszköz segítségével vizsgálni lehet a tanuló figyelmét, úgy a tanulás hatékonyságát meghatározó jellemzőkre lehet következtetni. A figyelem megfigyelésén keresztül folyamatosan mérhetővé válik a tanulást befolyásoló legfontosabb jellemző, melyből a tanulás hatékonysága a teljes ismeretátadás folyamán permanensen megfigyelhető (Balogh, 2006). Ezen információ birtokában az oktató az ismeretátadási eljárás közben folyamatosan visszajelzést kaphat a folyamat várható hatékonyságáról. Ha a hatékonyság csökkenne, úgy ezt észlelve változtathat az ismeretátadás jellegén, figyelemfelkeltőbb oktatási módszereket alkalmazva, vagy akár pihentető szünetet is tarthat.

A dolgozatom célja, hogy megvizsgálja, milyen kapcsolat mutatható ki az EEG jelfeldolgozás segítségével meghatározott figyelem és a tanulás hatékonysága között.

1.1 Kutatási feltételek

A kutatás, valamint a fejlesztési részek elvégzéséhez részben a saját, részben pedig a Dunaújvárosi Főiskola által biztosított eszközöket használtam fel. A kutatáshoz kapcsolódó teszt algoritmusok futtatásához a PEBL (The Psychology Experiment Building Language) fejlesztő környezetben implementált tesztek alkalmaztam. A kísérleti tesztek elvégzéséhez szükséges környezetet a Rudas Közgazdasági Szakközépiskola, Szakiskola és Kollégium biztosította. A kísérletben résztvevő vizsgálati személyek csoportját önálló jelentkezés alapján a Rudas Közgazdasági Szakközépiskola, Szakiskola és Kollégium diákjai alkották.

1.2 Kutatási célkitűzések

A kutatómunka célkitűzései négy fő pontba sorolhatóak:

1. A tanulás hatékonyságának vizsgálatára és folyamatos megfigyelésre alkalmas, a tanulási környezetben alkalmazható eljárás kidolgozása.
2. A kidolgozott eljárás algoritmusának implementálása és integrálása személyi számítógép-alapú hardver és szoftver környezetben.
3. A kidolgozott rendszer felhasználásával a figyelem és a tanulás hatékonyságára vonatkozó tesztek végrehajtása és az eredmények összehasonlítása a PEBL tesztek eredményeivel a vizsgálati személyek közreműködésével.
4. A kutatásban végzett tesztek során kapott eredmények kiértékelése alapján következtetés levonása a kidolgozott rendszer alkalmazhatóságára vonatkozólag.

1.3 Kutatás módszerei

A kutatás első lépéseként alaposan tanulmányoztam a nemzetközi és a hazai – ide vonatkozó – szakirodalmakat, hogy a kutatási célkitűzéseket, és a megvalósítás során alkalmazható módszereket, eljárásokat és struktúrákat minél szélesebb ismeret alapján legyek képes kiválasztani. Az így kidolgozott rendszert felhasználva – a nemzetközi szakirodalomban alkalmazott általános tanulás hatékonyságát tesztelő módszerek és tesztalanyok segítségével – célom olyan referencia-vizsgálatok elvégzése, amelyekből a kidolgozott rendszer alkalmazhatóságára következtetni lehet.

Az adatok statisztikai analízise SPSS 20 programcsomaggal készült (SPSS, Inc., Chicago, IL). Az adatok normál eloszlását Shapiro-Wilk teszttel ellenőriztük. Normál eloszlású adatsornál Pearson korrelációs tesztet alkalmaztunk két adatsor összefüggésének jellemzésére, míg a nem Gauss-eloszlású mintában Spearman korrelációs koeficiensek kerültek meghatározásra. Egy utas varianciaanalízist (ANOVA tesztet) alkalmaztunk Tukey félé post hoc tesztel a pszichológiai tesztek közötti különbségek meghatározására. A dolgozatban alkalmazott összes statisztikai teszt esetén $p \leq 0,05$ értéket tekintettünk szignifikánsnak.

1.4 Dolgozat felépítése

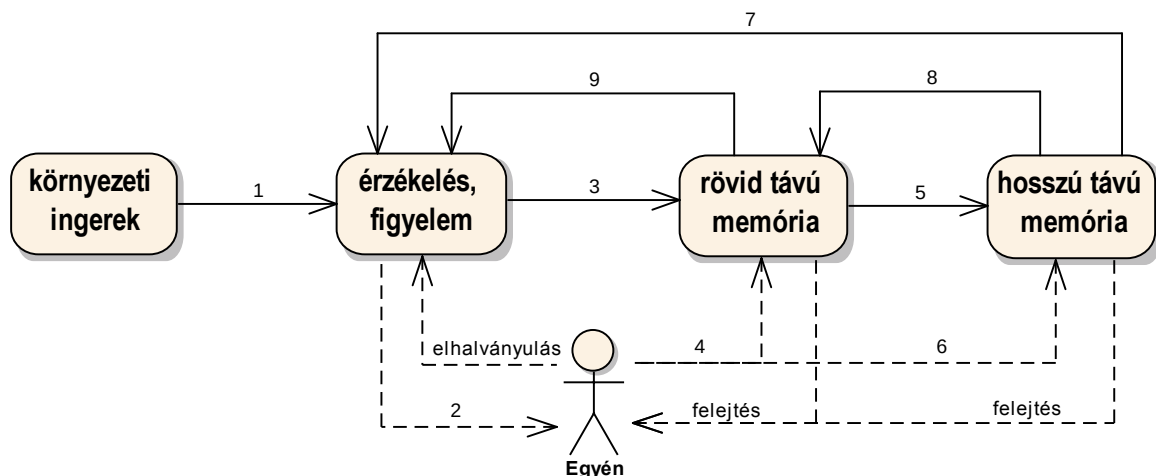
A dolgozat négy fő részből áll, amelyek a következők:

1. A dolgozat első részében, az 1-4. fejezetekben a tématerülethez kapcsolódó hazai és nemzetközi szakirodalom alapján áttekintésre kerül a tanulás folyamata, különös tekintettel a figyelem jelentőségére. A figyelem mértékének és a tanulás hatékonyságának meghatározására a kapcsolódó nemzetközi szakirodalomban alkalmazott módszerek kerülnek ismertetésre, melyek a kutatás során kapott eredmények kiértékelésének alapjául szolgálnak.
2. A dolgozat második részében, az 5-7. fejezetekben egy teljesen új – az agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgáló rendszer – agy-számítógép interfész kialakításának elméleti háttere és megvalósításának részletes kidolgozása kerül bemutatásra.
3. A dolgozat utolsó részében a 8-9. fejezetekben az agy-számítógép interfész segítségével végzett kutatás során kapott eredmények és a belőlük levonható következtetések kerülnek ismertetésre.
4. A dolgozat végén a 10-11. fejezetben összefoglalásra kerülnek az ismertetett eredmények valamint az eredmények alapján megfogalmazott tézisek.

2 A memória szerepe a tanulási folyamatban, és a figyelem jelentősége

A 2. fejezetben áttekintésre kerül a tanulás folyamata az 1968-ban publikált Atkinson és Shiffrin által kidolgozott információfeldolgozási modell alapján, különös tekintettel a figyelem jelentőségére. A modell áttekintése után bemutatásra kerülnek a tanulás folyamatát meghatározó, funkciójukban és kapacitásukban eltérő agyi memóriaterületek. A fejezet utolsó részében ismertetésre kerül, hogyan is működik a figyelem, illetve milyen szerepet tölt be a tanulásban.

Ma még sajnos nagyon keveset tudunk arról, hogy milyen kapcsolat van a tudás, és az azt tartalmazó agy struktúrája, felépítése között. Ezt a kérdést a kognitív pszichológia vizsgálja, ami a tanulást információfeldolgozásként értelmezi, és az idegrendszert pedig információfeldolgozó-rendszernek tekinti. A tanulás információfeldolgozási modelljében Atkinson és Shiffrin különböző memóriatárakat és visszacsatolási funkciókat különböztet meg, valamint rendszerbe foglalja az információval való műveleteket (Atkinson & Shiffrin, 1968). Atkinson és Shiffrin többszöröstár-elmélete, és a tanulás információfeldolgozási modellje különböző memóriatárakat és visszacsatolási funkciókat különböztet meg a tanulás folyamatában, mely az 1. ábrán szemléltethető (Nolen, June 15, 2009):



1. ábra: A tanulás, mint információfeldolgozás egy lehetséges modellje

Először érzékelnünk kell az információkat az úgynevezett szenzoros regiszterek (SZR)⁷ segítségével, majd ezek feldolgozásával, a tanulás szempontjából jelentőseket automatikusan

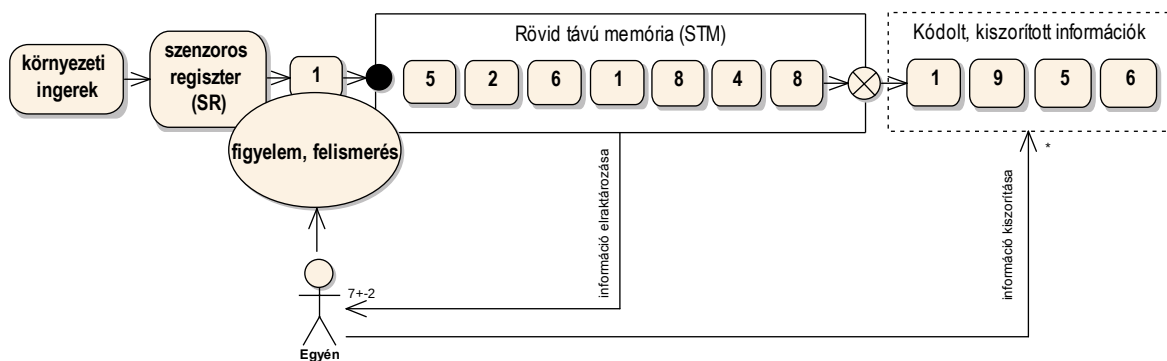
⁷Jelentéssel nem bíró, érzékszervi tár, amely, nagy terjedelmű, ugyanakkor illékony pillanatnyi tároló.

san ki kell emelni, és a memóriában eltárolni. A szenzoros regiszter egy olyan pillanati tároló, ahol az észlelt ingerek néhány másodpercig maradnak meg, majd törlődnek. Az olyan ingerek, mint például a vizuális, akusztikus, taktilis, szag- és ízingerek folyamatos feldolgozásra készítetik az érzékszerveinket. Ezek az ingerek az információfeldolgozás kezdetén rögzítésre kerülnek az úgynevezett szenzoros regiszterben, ahol az érzékelt ingerek változatlan formában kódolódnak. Azok a „pillanatfelvételek”, amelyeket figyelmünk kiemelt prioritással kezel, nem halványulnak el, hanem áthelyezésre kerülnek a rövidtávú memóriába (RTM)⁸ (Baddeley, 1968). Ez a folyamat maga a figyelem, amikor is eldől, hogy az adott körülmények esetén mely információk a fontosabbak és melyek nem. Amelyek kevésbé jelentősek, azok csak az információ-feldolgozás egy alacsonyabb szintjén kerülnek kiértékelésre, és ezen információk az idővel gyorsabban elhalványulnak, elfelejtődnek. Amennyiben a figyelem során a folyamatos feldolgozás révén az információk bekerülnek a rövid távú memóriába, az információk úgynevezett egységekbe tömörülnek (Nolen, June 15, 2009) (Tóth, 2000).

2.1 Rövid idejű memória-kapacitása

A rövidtávú memória kapacitása meglehetősen korlátozott. Ez a kapacitás határ átlagosan hét tétel, esetleg kettővel több vagy kevesebb (7 ± 2). Ez a konstans érték a kísérleti pszichológia kezdeteitől fogva ismeretes. A vizsgálati személyeknél ezt az értéket a szakemberek úgy határozzák meg, hogy független tételek (számjegyek, betűk vagy szavak) különböző sorozatát mutatják be, majd arra kéri a tesztalanyokat, hogy megfelelő sorrendben idézzék fel őket (Atkinson & Shiffrin, 1968) (Balogh, 2006). A kísérlet során a szakértők nagy figyelmet fordítanak arra, hogy a tételeket ne hozzák kapcsolatba a hosszú távú memóriában tárolt információkkal (Atkinson & Shiffrin, 1968) (Tóth, 2000). Ahhoz, hogy ezt a hatást elérjék, a tételeknek gyorsan kell követniük egymást. Ennél fogva képet kaphatunk az egyén rövidtávú memóriájának terjedelméről (Nolen, June 15, 2009) (Tóth, 2000). A 2. ábrán szemléltetésre kerül egy olyan egyén rövid távú memóriájának működése, amelynek kapacitása 7 egység. Az ábra szemlélteti, hogy a figyelemnek milyen ráhatása van a szenzoros regiszterre, az érzékelt információra, és magára a rövid távú memóriára is.

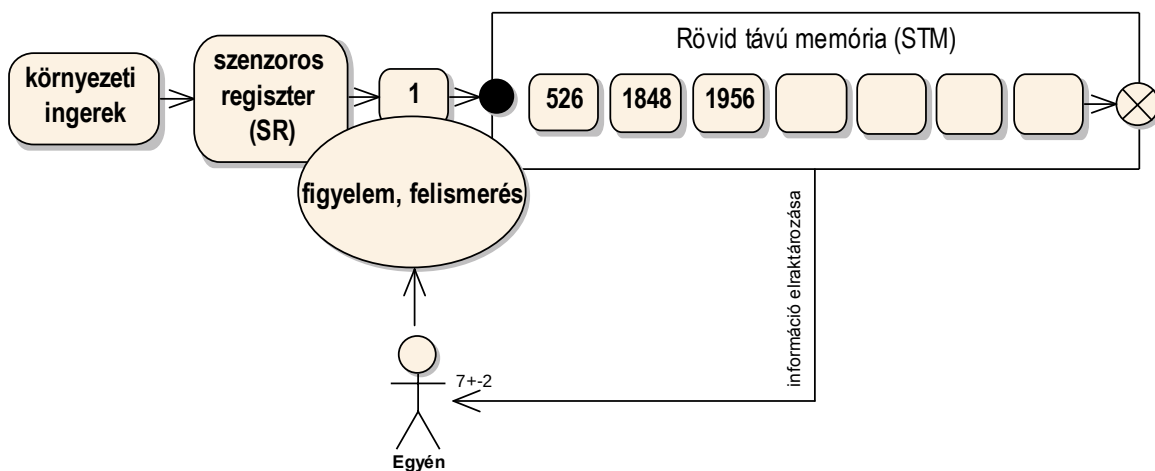
⁸A memória rendszerek azon része, ahol a tudatos információ először megjelenik.



2. ábra: A rövid távú memória működési modellje

Az egység/tétel helyett a „tömb” elnevezés bizonyos esetekben kifejezőbb lehet. Annak érdekében, hogy ezt a rövid távú memóriakapacitást „megnöveljük”, a tömbösítésnek nevezett eljárást kell alkalmaznunk. Ennek az eljárásnak a segítségével képesek vagyunk a rövidtávú memóriában megjegyzendő elemeket a hosszú távú memóriában tárolt adatokkal összekapcsolni. Ily módon a hosszú távú memóriát az új ismeret, jelentéssel bíró egységekre történő dekódolására használhatjuk, majd ezeket az egységeket tároljuk a rövid távú emlékezetben. Ezeket az egységeket tömböknek nevezzük, amelyek segítségével egy alany rövidtávú memória kapacitása a legpontosabban, mint 7 ± 2 tömb fejezhető ki (Nolen, June 15, 2009) (Tóth, 2000).

A 3. ábrán szemléltetésre kerül a tömbösítési eljárást használó modell. Jól látható, hogy a 2. ábrán szemléltetett módon rövid távú memória 7 ± 2 -es korlátjának problémája, milyen egyszerűen megoldható. A figyelem és felismerés során az alany – felhasználva a hosszú távú memóriában tárolt adatokat – képes azokat tömbösíteni. Az eljárás során az alany felismeri, hogy a kapott számsor egy évszám, ennek hatására, már nem, mint külön számokat helyezi el a rövid távú memóriában, hanem, mint jól ismert évszámokat.



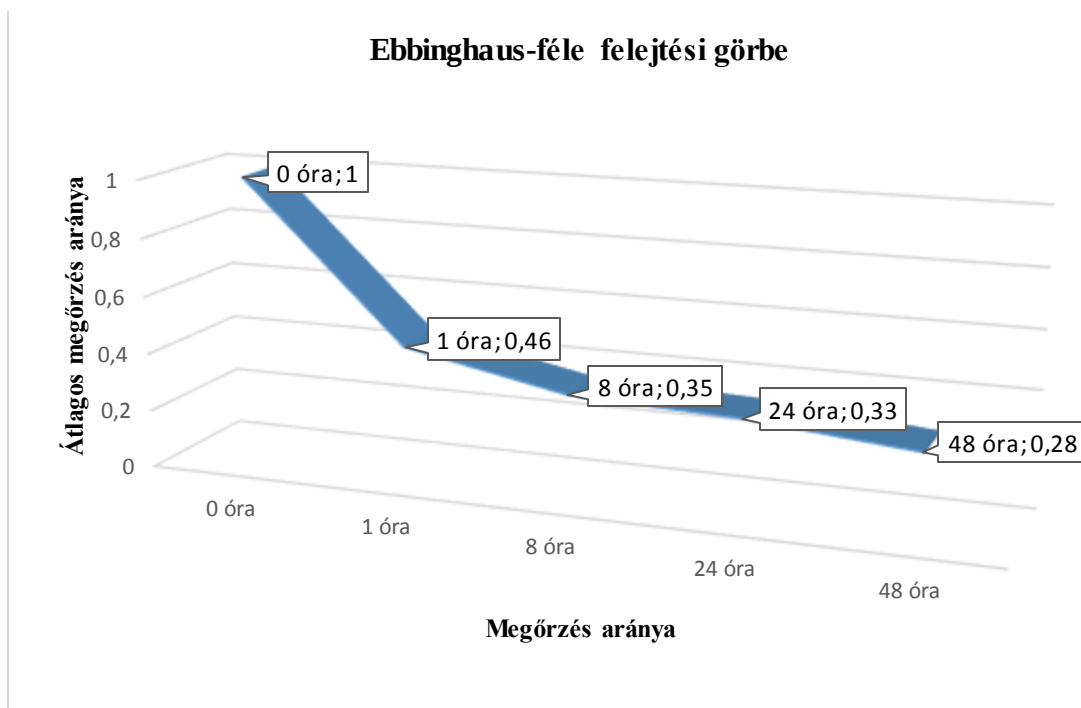
3. ábra: A tömbösítési eljárás egy modellje

A rövidtávú memóriánk nem csak tárolókapacitásában korlátozott, hanem időtartományában is, amint azt a tár neve is mutatja. Az ide bekerülő információegységekbe konvertálódott, feldolgozatlan információk maximum 20 másodpercig idézhetőek fel. Tehát az információról 15-20 másodperc alatt eldőlt, hogy „kiürül-e” a memóriából, vagy továbbításra kerül az elme valamely tartósabb és biztonságosabb tárolójába. A rövid távú memória további jellegzetessége, hogy a felejtés mechanizmusa egyfajta helyettesítéssel vagy más néven kiszorítással történik. Amint új tömbök kerülnek bele, kiszorítják a korábban kódoltakat (Nolen, June 15, 2009) (Tóth, 2000).

2.2 A hosszú távú memória

A hosszú távú memóriában (HTM) bonyolultabb folyamatok mennek végbe, itt történik a tulajdonképpeni információraktározás. Itt az információk legnagyobb mértékben szeman tikusan, azaz jelentés alapján kódolódnak. A hosszú távú memória csak a rövid távú memórián keresztül juthat a kódolt információhoz (Vermunt, 1998). A szakemberek – neurológiai, kísérleti és klinikai bizonyítékok alapján úgy vélik, hogy a hosszú távú memória kapacitása meglehetősen nagy és az információ hosszú ideig történő megőrzésére képes (Tobin & Schiffman, 1983) (Ebbinghaus, 1913). Egy neurológiai kísérlet során, az idegsebész lokális érzéstelenítés mellett egy alany agykérgének bizonyos részeit elektromosan ingerelve képessé tette a páciens a sok-sok évvel ezelőtt megtörtént, és rég elfelejtettnek hitt dolgok felidézésére (Tobin & Schiffman, 1983) (Tóth, 2000). A 4. ábra egy Ebbinghaus-féle⁹ felejtési görbe, amely jól szemlélteti, hogy az idő tényező milyen módon rontja a felidézést. Az ábra szerint az ember a tanulási szakaszt követő néhány óra alatt sokat felejt, majd ennek a felejtésnek az intenzitása számottevően csökken. A felejtési görbe egy 0-tól 1-ig értelmezett skálán értendő, ahol az 1 a 100%, amíg a 0 a 0% visszaemlékezés, így láthatjuk például, hogy egy vizsgált személy a tanulás után egy órával a megtanult ismeretek közel 46%-ra emlékszik (Atkinson & Shiffrin, 1968).

⁹Az első felejtés görbét a világon először 1885-ben publikálta a híres kísérleti pszichológus, Ebbinghaus.



4. ábra: A felejtés, mint az idő függvénye

Forrás: Rita L. Atkinson és társai: Pszichológia, 234. oldal

Tanulási képességeink fejlesztése során legtöbbször a hosszú távú memória javítására törekszünk, de ennek hatékonyságát a hosszú távú memória előtt végzett információ kiemelés, vagyis a figyelem (pl. megfigyelési képesség, megkülönböztetési képesség, felismerési képesség) is nagymértékben meghatározza (Gaskó, és mtsai., 2006).

2.3 A figyelem működése és jelentősége

Az emberi információ befogadó képessége korlátozott. Egy adott időpillanatban a hozzánk eljutó látványoknak, hangoknak, szagoknak és egyéb ingereknek csupán egy töredékét találjuk és rögzítjük a szenzoros regiszterben. Azonban az inger észlelése és tárolása mellett más folyamat is csökkenti az információt. A már kiválogatott, a szenzoros regiszterben tárolt információknak csak az egyharmadát dolgozzuk fel ténylegesen, amelyek ráirányulnak valamire, és kiemelésre kerülnek a többi rovására. Tehát az agyunkhoz eljutó információk és ismeretek szűrését a kulcsfontosságú szerepet betöltő figyelem, egyfajta szelektivitást végrehajtva határozza meg. Ezt a szelektív ráirányulást nevezzük figyelemnek. Az ingerek közötti szelektálást – számunkra a jelentőségteljes dolgokat kiemelve – a figyelem biztosítja, ráadásul a funkcionálása hiányában az intellektuális képesség sem működhetne eredményesen (Nolen, June 15, 2009) (Tóth, 2000).

Az elsajátított ismeretek könnyebb felidézéséért leginkább az akaratlagos, szándékos (az egyén által tudatosan irányított), és az akaratlan, önkéntelen (az alany tudatos elhatározásától

független) figyelem mértéke a felelős. A kontrollált (szándékos) figyelem hatását növelő tényezők a feladattudat, az önkontroll és a cselekvési terv. Az automatikus (önkéntelen) figyelemi állapotot kiváltó külső tényezők közé sorolhatók a különböző ingerek intenzitásai, a tárgyak izoláltsága, és a hirtelen bekövetkezett változások. A két figyelemi funkció egymáson alapszik, mivel az új ismeretek elsajátításakor az akaratlagos figyelem, majd az ismeretanyag betanulásával az önkéntelen figyelem kerül előtérbe (Lubar, 1985) (Berger, Kofman, Livneh, & Henrik, 2007). Ekkor számottevő figyelemi kapacitás szabadul fel, ami akár más tevékenységekre fókuszálható. A figyelemi kapacitást a tudatosan irányított figyelem meglehetősen leterheli, tehát csökkenti a figyelem megoszthatóságát. Így, maga a figyelem a tanulás eredményességében jelentős szerepet tölt be. Továbbá a hatékony tanulás eléréséhez a szétszórt, önkéntelen figyelemből a koncentrált, szándékos figyelmet kell kialakítani. A hatékony tanulás szempontjából különösen fontos figyelem jellemzői (Pável Magda, 2004):

- **Tartósság:** A figyelem tartóssága lényegében meghatározza, hogy milyen hosszan köthető le egy alany tevékenysége egy adott dologgal. A kitartásunk nagy hatást gyakorolhat tanulmányi eredményünkre;
- **Terjedelem:** A figyelem terjedelme biztosítja, hogy egy adott időpillanatban hány dologra tudunk egyszerre koncentrálni. A tanulásunk intenzitását befolyásolhatja az egy időegység alatt befogadott információ mennyisége;
- **Átvitel:** A figyelem váltogatását definiálja, egyik jelenségről a másikra;
- **Megoszlás:** A figyelem megoszlás révén két vagy több dolgot is végre tudunk hajtani.

A fentebb megfogalmazottakból meghatározható, hogy a figyelem igen fontos összetevője a tanulásnak. Maga a figyelem az információ feldolgozó rendszer több pontján is beavatkozik az információk szenzoros regiszterbe való kódolása előtt, illetve az alatt is, amikor az ismeret a szenzoros regiszterben vagy a rövidtávú memóriában tartózkodik (Mackintosh, 1975). Továbbá a figyelem kettős feladatot is ellát. Egyrészt a környezettel való általános kapcsolattartást végzi, másrészt az információk szelektív kiemelését hajtja végre. A jelenlegi kutatások alátámasztják azt a hipotézist, mely szerint a nagyobb figyelem mértéke az ingerek nagyságától, színétől, intenzitásától, újszerűségétől, váratlanságától, valamint a számunkra az inger adott pillanatban való fontosságától függ. (Markram H. , A brain in a supercomputer, 2009). Egy adott dologra történő erős figyelem vagy koncentráció attól függ, hogy az adott időpillanatban milyen mentális állapotban, milyen ingerek hatnak ránk (Beebe, Rose, & Amin, 2010). Tapasztalatok alapján, ebédidő tájékán – amikor éhesek és fáradtak

vagyunk – sokkal nehezebben tudunk koncentrálni egy előadásra, mint a kora délelőtti órákban.

Összességében elmondható, hogy a tanulás folyamatában az emlékezőképesség, problémamegoldó képesség, a tananyag érthetősége, követhetősége valamint a figyelem meghatározó. Az első kettő a tanuló jellemzője, az átadott tananyag érthetősége viszont elsősorban a tanítási mód és az általa összeállított tananyag érthetőségének jellemzője, másodsorban a diák problémaelemző és megoldó képességétől függ. A figyelem pedig elsősorban a tanár és tananyag érdeklődést felkeltő jellege, és érthetőségének együttese határozza meg. A bemutatott többszörös-tárelmélet modell alapján a figyelem a tanítási folyamat sikerességének egyik legfontosabb jellemzője, mivel ennek szintje az ismeret elsajátítás, memorizálás eredményességét közvetlenül befolyásolja, ezért ennek behatóbb vizsgálata feltétlenül szükséges.

A 3. fejezetben – olyan figyelem vizsgálatára alkalmas – eljárások ismertetésére kerül sor, amelyeket Arthur J. Otis, Haldor Rosvold, Alan Mirsky, Irwin Sarason, Edwin Bransom és Lloyd Beck dolgoztak ki. Az ilyen típusú eljárásokat a kognitív pszichológia területén alkalmazzák kísérletek, kutatások és mentális betegségek diagnosztizálásra. Továbbá bemutatásra kerülnek olyan – nem pszichológiai teszteken alapuló – figyelem vizsgálatára alkalmas, a korábban kidolgozott tesztekhez képest teljesen új, korszerű módszerek, amelyeket a kognitív neurotudomány területén használnak.

3 Figyelem vizsgálatára alkalmazható eljárások

A 2. fejezetben tárgyaltak szerint megállapítható, hogy a tanulás eredményességében a figyelem kulcs szerepet játszik. Ebben a fejezetben – elsősorban a nemzetközi szakirodalomra támaszkodva – összefoglalásra kerül néhány, a figyelem mérésre és vizsgálatára alkalmas eljárás. A passzus első részében ismertetésre kerülnek olyan, pszichológiai kutatásokban általánosan, alkalmazott eljárások, amelyek közül többet a PEBL környezetben is implementáltak. Ezek az eljárások rendre a következők:

- Arthur J. Otis által kidolgozott OTIS eljárás, amely különböző képességek közül a figyelmet is vizsgálja;
- A Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CPT), amely olyan vizsgálati módot alkalmaz, ahol egy ritkán előforduló jel esetén kell egy adott választ adnia a vizsgált személynek;
- TOAV eljárás egy megvalósítása a T.O.V.A. figyelem tesztnek, mely csak vizuális ingerekre adott reakciót vizsgálja;

A fejezet zárásaként bemutatásra kerülnek olyan korszerű módszerek, amelyek új lehetőségeket nyújtanak a figyelem kognitív alapú vizsgálatában.

3.1 A PEBL tesztkörnyezet

A fentebbi részben említett tesztek a pszichológiai kutatásokban általánosan alkalmazott PEBL¹⁰ környezetben kerültek implementálásra (Muller & Piper, 2014). A PEBL egy olyan kereszt platformú (több operációs rendszerre is implementált) program, amely lehetővé teszi számítógép alapú tesztek és kísérletek futtatását. A program telepítését követően – megközelítőleg 50db – újszerű teszt található az úgynevezett PEBL Test Battery mappában. A kísérletek többsége a számítógép kijelzőjén megjelenített alakzatok, szövegek és betűk segítségével történik, miközben a számítógép perifériáit felhasználva (billentyűzet, egér) kerülnek rögzítésre a tesztalany kísérleti célingerekre adott reakciói. A teszteknel nagy hangsúlyt fektetnek a véletlenszerűségekre, ezzel kizárva azt, hogy valaki betanulja egy teszt kérdéseire adott reakciókat (Muller & Piper, 2014). A rendszert bárki teljesen ingyen használhatja. Szabadon változtatható és terjeszthető. Anélkül, hogy licence-t vásárolnánk, a rendszer mindig hozzáférést biztosít a már központilag összegyűjtött adatokhoz, továbbá a felhasználó is

¹⁰Pszichológiai kísérletre épülő nyelv.

megoszthatja kísérleti eredményeit, így azokat mások is használhatják. Ezeket a gyűjteményeket riportoknak nevezik (Muller & Piper, 2014). A különböző kutatási eredmények – egy központi szerveren archivált – riportjai elősegítik, más kutatások jelentésének az értelmezését. A PEBL szoftver használóit arra ösztönzi, hogy a kutatásaiknak adatait küldjék el a hivatalos PEBL szervezethez (Muller & Piper, 2014).

3.2 OTIS teszt

Az OTIS egy intelligenciavizsgáló technika, amelyet Arthur J. Otis dolgozott ki. A teszt fő célja az volt, hogy olyan verbális és számolási kvalitásokat mérjen, amelyek mindenekelőtt a hatékony tanuláshoz, más kontextusban az eredményes megismerő tevékenységhez elengedhetetlenek. A teszt egyik legnagyobb előnye, hogy meglehetősen gyorsan tájékozódhatunk egy csoport általános, intellektuális kvalitásáról. A teszt további előnye, hogy elsősorban az értelmi képességek szintjére, rugalmasságára és felhasználhatóságára centralizál (Völgyesi, 1986).

Az OTIS teszt nyolc különböző képességet vizsgál:

- I. Figyelmi teljesítmény;
- II. Meghatározás;
- III. Rendezés;
- IV. Ellentétes asszociáció;
- V. Kritikai képesség;
- VI. Diszkriminációs képesség;
- VII. Analógias képesség;
- VIII. Információ.

Az OTIS I. tesztek nagy hangsúlyt fektetnek a tematikus figyelemre, ahol elsősorban a figyelemi teljesítmény minőségét méri, még hozzá jelentéktelen verbális előképzettség alapján (Völgyesi, 1986). Az OTIS I. tesztek kérdései természetes gondolkodással egyértelműen megválaszolhatóak, mint például az egyszerű aritmetikai osztályozásokon (nagyság szerinti osztályozás, számjegyek elő fordulásának megítélése stb.) alapuló feladatok. Az **1. sz. függelékben** látható egy példa az OTIS I. figyelmi teljesítmény tesztre (Rózsa, Nagybányai-Nagy, & Oláh, 2006).

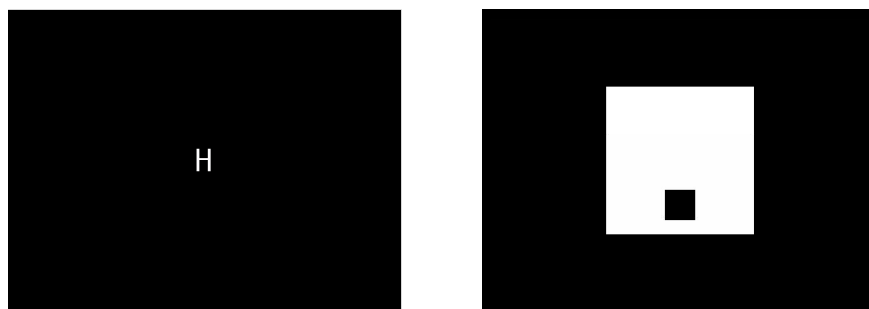
3.3 Conner-féle CPT teszt: Conner's Continuous Performance Task

A teszt első verziója 1956-ban került kifejlesztésre, és ugyanebben az évben a *Journal of Consulting Psychology* tudományos folyóiratban publikálták. A módszert részletesen

Rosvold és Mirsky a cikkében tárgyalja (Enger, és mtsai., 1956). A Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CPT) is – az 1956-os publikációban megjelent eredményeket veszi alapul, ahol olyan egyszerű vizsgálati módot alkalmaznak, amely során egy ritkán előforduló jel esetén kell egy adott választ adnia a tesztalanyoknak. A teszt a koncentrációt vizsgálja egy relatív igen hosszú ideig tartó teszt során, mely megközelítőleg 14 percig tart. Az általánosan alkalmazott vizsgálat során 360 betűt mutatnak meg a tesztalanyoknak, melynél minden egyes betű esetében valamilyen jelzést kell adnia, amely nem X. Ennek legegyszerűbb megvalósítása egy számítógépen futó program. A CPT teszt során megkülönböztetünk célingereket, amelyek az angol ABC betűiből következnek A-tól U-ig, és a célingerrel ellentétes karaktert. A számítógépes teszt elvégzése során az alkalmazott algoritmus 18 karaktert jelenít meg egymás után, eltérő időnként – 1, 2 vagy 4 másodpercenként – 250 milliszekundum időtartamra, véletlenszerűen. Abban az esetben, ha a betű nem X (5. ábra), tehát célinger, akkor a tesztalanyoknak meg kell nyomnia a szóköz billentyűt. Az egyes időblokkok között szünet is tartható, és egy billentyűnyomásra folytatható a teszt a következő résszel. A vizsgálat során a tévesztések és a helyes válaszok száma mellett, a reakció idő alapján készített riportot megvizsgálva lehet következtetni a tesztalany figyelmi szintjére (Conners, Epstein, Angold, & Klaric, 2003) (Greenberg & Waldmant, 2006).

3.4 T.O.V.A. teszt: Test Of Variables of Attention

A T.O.V.A. teszt a figyelem egy objektív, neurofiziológiai vizsgálati módszere. A teszt a Conners-féle CPT-nél is hosszabb ideig tartó – 21,6 perces tesztidejű – lényegében egy nagyon egyszerű számítógépes „játék”, amely a teszt alany vizuális vagy hallásingerekre adott választ vizsgálja (Forbes, 1998). A T.O.V.A. tesztet orvosi felhasználás esetén elsősorban pszichológusok és neurológusok alkalmazzák a figyelemzavar diagnosztizálásra, de nem orvosi felhasználási területeken is használják, mint például iskolákban vagy rehabilitációs programokban. Így a T.O.V.A. teszt széleskörűen alkalmazható – a teszt befejezése után – azonnali, egyszerű, feldolgozható eredményeket szolgáltat, nyelv független, objektív és precízen méri a reakcióidőt. A T.O.V.A. teszt egy egyszerű megvalósítása a TOAV koncentráció teszt, mely csak a vizuális ingerekre adott reakciókat vizsgálja. Ahogyan a Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt során, ennél a teszt típusnál is megkülönböztetünk célingereket, illetve a céllal ellentétes ingereket. A tesztben egy számítógép monitorán egy fehér négyzetben egy fekete négyzet helyezkedik el, véletlenszerűen képernyő alsó, vagy a felső részén (5. ábra). A tesztalanyoknak csak akkor kell a szóköz billentyűt megnyomni, amikor a fekete négyzet felül helyezkedik el (Greenberg & Waldmant, 2006).



5. ábra: CPT teszt és a TOAV teszt

Forrás: <http://pebl.sourceforge.net/wiki/index.php> és <http://www.tovatest.com>

3.5 Korszerű módszerek a figyelem vizsgálatára

A fentebb ismertetett tesztek figyelem vizsgálati módszerek, a teszt végrehajtása közbeni figyelem mérésére alkalmasak. Amennyiben a tesztalanynak nem egy teszt végrehajtása során szeretnénk a figyelmének mértékét vizsgálni, hanem egyéb külső ingerekre történő összpontosítását szeretnénk mérni, úgy az előzőekben felsorolt tesztek ilyen vizsgálatra nem alkalmasak. A tanulás folyamata során a diákra ható külső audiovizuális ingerek által kifejtett figyelem mértékét szintén nem lehet az előzőekben felsorolt tesztek segítségével vizsgálni. Ezért egy olyan figyelem vizsgálatára alkalmas módszert kell választani, amely nem tesztek segítségével mérhető, hanem tetszőleges ingerek által kiváltott figyelemszint vizsgálatára alkalmas. Az agyban lejátszódó folyamat a kognitív neurotudományban alkalmazott olyan innovatív mérési eljárásokkal megfigyelhető, mint például az fMRI, PET, TMS, NIRS vagy az EEG. Az előbbiekben felsorolt első négy mérési módszer meglehetősen drága, bonyolult, és nem mobil mérőberendezések, ugyanakkor napjainkban az EEG alapú vizsgálati eszközök között már léteznek bárki számára elérhető, relatíve olcsó és hordozható mérőeszközök. Az EEG eszközök segítségével az agy elektromos tevékenysége a fejbőrön elhelyezett érzékelők segítségével megfigyelhető, az így kapott információk felhasználásával az agy eltérő mentális állapotaira következtetni lehet (Li, és mtsai., 2012) (Yaomanee, Pan-ngum, & Ayuthaya, 2012). Az agy mentális állapota, és az agyi elektromos tevékenység által megfigyelt jelek spektruma alapján meghatározott agyhullámok közötti összefüggések már régóta ismertek. Az egyes agyhullámok frekvenciatartományuk alapján eltérő megnevezést kaptak, mint például: alfa (α), béta (β), gamma (θ), delta (δ) és theta (γ). Az erős delta hullámok frekvenciatartománya kisebb, mint 4 Hz, többnyire a mély alvás állapotára utalnak. Míg az alfa hullámok a nyugodt mentális állapot jellemzője, 8 és 13 Hz frekvenciatartományban mérhetőek. (Kay & Stanney, 2003)

Megállapításra került, hogy a frontális lebeny bizonyos területei felelősek a figyelmi „működésért”, tehát az éberségért, a szelektív figyelemért, a fenntartott figyelemért és a figyelmi orientációért is (Atkinson & Shiffrin, 1968) (Geisler & Cormack, 2011) (Kamin, 1968). A frontális lebeny nagyon fontos szerepet játszik a megismerő folyamatokban, és meghatározó szerepet tölt be a gondolkodási tevékenységben. A frontális lebeny működéséhez kapcsolódik a célirányos és szándékvezérelt tevékenység térben és időben való megtervezése, megszervezése és kivitelezése. Ezeket az ellenőrző folyamatokat együttesen végrehajtó funkcióknak nevezzük. A frontális lebenyhez köthető végrehajtó funkciók működéséhez a tanulás szempontjából számos fontos funkció kapcsolódik. A végrehajtó funkciók megfelelő működésének nagyon fontos feltétele a rugalmasság, amely lehetővé teszi egy feladat végrehajtásához szükséges stratégia megváltoztatását, valamint a változó körülményekhez való alkalmazkodást. A tervezés, az értékelés, a célirányos viselkedés, az éppen zajló tevékenységek figyelmi nyomon követés (monitorozás) olyan fontos tevékenységek, amelyek szorosan kapcsolódnak a tanuláshoz is (Berger, Kofman, Livneh, & Henrik, 2007).

Már az 1970-es években megfigyelték a figyelem és az agyhullámok közötti összefüggést, mely alapján EEG alapú figyelem analízatornt is szabadalmaztattak (United States Szabadalom száma: 3877466, 1975). A figyelem mérésének a módszere az alfa hullámok spektrum erősségének vizsgálatán alapul, mely az agyjelek sáváteresztő szűrő segítségével történő szűrése, majd FFT algoritmus alkalmazása után értékelnek ki (Cooley, 1965). A megfigyelések alapján megállapították, hogy az agyhullámok komponensei az alfa hullámok amplitúdója meglehetősen alacsony. Másrésről figyelmetlen állapotban az alfa agyhullámok amplitúdója igen nagy. Az agyhullámok változásában megfigyelhető különbség – az úgynevezett alfa blokk – az alapja a figyelem analízatornak (United States Szabadalom száma: 3877466, 1975) (Pivik & Harman, 1992) (Kraft, 2006).

Az így felépített, az agyhullámok mérésén alapuló mérőrendszer alkalmazásával, akár a tanulási folyamat teljes egészében mérhetővé válna a figyelem nagysága, amely alapvető összefüggésben van a tanulás hatékonyságával is. Amennyiben lehetőségünk van a figyelem folyamatos mérésére, úgy képet kaphatunk a tanulás feltételezhető eredményességéről. Ha a tanítási helyzetben alkalmazható lenne az ilyen mérőrendszer, akkor képet kapnánk az információ érdekességről, újszerűségről. Napjaink egyik legnagyobb pedagógiai problémájában – a figyelemzavar jelzésében, kiszűrésében és kezelésében – is nagy segítséget nyújthatnak az ilyen rendszerek. Ezek az eszközök nem csak a pedagógusok munkáját könnyíték

meg, de a tanulók hatékony ismeretsajátítási módszereinek a kidolgozását is támogathatnák, mert a rendszer segítségével még tudatosabban lehetne megtervezni, és kivitelezni a tanulási folyamatot, így végső soron a tanulás eredményességét is jelentősen javíthatná.

Összegezve a fentebb leírtakat, a PEBL környezet lehetőséget biztosít a figyelem vizsgálatára használható tesztek közül több alkalmazására. A fentebb ismertetett teszt-eljárások jól alkalmazhatóak abban az esetben, ha egy személy figyelmi szintjét kell vizsgálni egy adott teszt által generált ingerekre adott válaszok alapján. Azonban ezek az eljárások nem alkalmasak olyan esetekben, ahol egyéb, nem a megadott teszt ingerekre, hanem külső behatásokra történő összpontosítást szeretnénk vizsgálni. A probléma kiküszöbölésére a kognitív neurotudomány által alkalmazott korszerű módszerek olyan alternatívát jelenthetnek, amelyek a konvencionális tesztekkel ellentétben egyéb külső behatások esetén is képesek egy tesztalany figyelmi szintjének vizsgálatára.

A 4. fejezetben a kutatás elsődleges célkitűzésével kapcsolatos, a tanulás hatékonyságát vizsgáló, általánosan alkalmazott tesztek kerülnek bemutatásra, melyek a kutatási téma megvalósítása során kidolgozott, a tanulás hatékonyságát jelző rendszer vizsgálatára alkalmasak.

4 A tanulás vizsgálatára alkalmazható tesztek

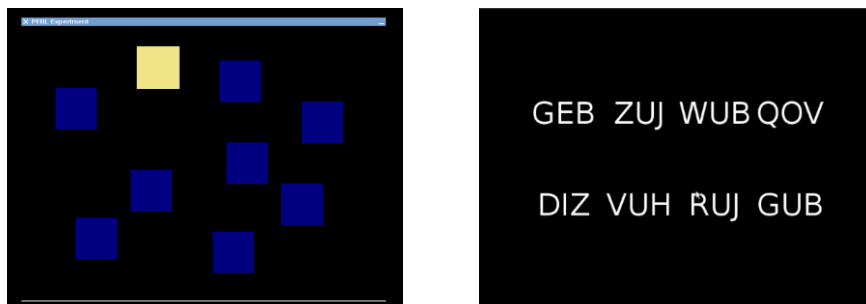
A kutatási célkitűzésekben megfogalmazott, a tanulás hatékonyságának vizsgálatával kapcsolatos elemzések elvégzéséhez magát a tanulás eredményességét kell tudni mérni. A mérés célja az ismeret elsajátítás vizsgálata, mely bizonyos információk hosszú távú memóriában való eltárolását jelenti. Azok az információk, amelyeket a figyelem során kiemelünk, nem halványulnak el, hanem áthelyezésre kerülnek a rövidtávú memóriába (Baddeley, 1968). Vagyis, a figyelem dönti el, hogy mely információk a fontosabbak, és melyek nem. Amelyek kevésbé jelentősek, azok csak az információ-feldolgozás egy alacsonyabb szintjén kerülnek kiértékelésre, és ezen információk az idővel gyorsabban halványulnak, elfelejtődnek. Mivel a hosszú távú memóriába csak a rövid távú memórián keresztül juthat a kódolt információ, ezért a rövid távú memóriában tárolt adatoknak kulcsfontosságú szerepe van a tanulás, ismeret elsajátítás folyamatában. A rövid távú memóriába bekerülő információt elsősorban a figyelem határozza meg, így a tanulás és a figyelem között közvetlen kapcsolat áll fenn. Az előzők miatt a figyelem közvetítésével a rövid távú memóriában tárolt információkat vizsgáló tesztek alkalmazhatóak az információk elsajátításának, vagyis a tanulásnak a vizsgálatára. A következőekben röviden bemutatásra kerülnek olyan PEBL környezetben implementált tesztek, amelyek a munkamemóriát, vagyis a rövid távú memóriát, és a tanulási képességet vizsgálják.

4.1 Corsi kocka: Corsi Blocks

A Corsi-kocka egy olyan mérőeljárás, amelyet a XX. század elején intelligencia tesztként is alkalmaztak. A teszt elején a tesztalany a számítógép előtt ülve egy fekete háttérű képernyőn különböző pozíciókban elhelyezett, összesen 9 darab azonos méretű és kinézetű kockákat lát 1 másodperces szüneteket tartva (6. ábra). A teszt megkezdését követően a számítógép egy előre meghatározott sorrend szerint kiválaszt néhány kockát. A tesztalany feladata, hogy ugyanazokra a kockákra, ugyanolyan sorrendben ráklikkeljen. Ha a tesztalany két bemutatott sorozatból kettőt hibátlanul meg tud ismételni, a következő tesztben a blokkok számát eggyel megnövelik, egészen addig, míg a teljesítménye kettő helyesen megismételt sorozat alá csökken. Így sikeresen képet kaphatunk arról, hogy egy tesztalany figyelmének segítségével a rövid távú memóriában tárolt információk felhasználásával, mennyire pontosan tudja a helyes sorrendet visszaidézni. (Kessels, van Zandvoort, Postma, Kappelle, & de Haan, 2000) (Vandierendonck, Kemps, & Fastame, 2004)

4.2 Ebbinghaus teszt: PEBL Ebbinghaus Memory Procedure

A kísérlet egy rövid (5-10 percre) tartó vizsgálat, amely Hermann Ebbinghaus¹¹ önkísérleteit veszi alapul. A vizsgálat során a tesztalanyoknak meg kell tanulniuk 8 darab három betűből álló szót. A PEBL környezetben implementált Ebbinghaus teszt során a szoftver a szavakat úgy generálja, hogy ne hasonlítsanak semmilyen anyanyelvi szóhoz, vagy a tesztalany által ismert nyelv bármely szavához. A szavak három karakterből épülnek fel oly módon, hogy az első és a harmadik karakter mássalhangzó, a második betű azonban magánhangzó (6. ábra). A 8 darab szóból álló listát addig ismétli a program, amíg a vizsgált személy azt kétszer egymás után nem képes helyesen felidézni. Ezután a szoftver egy új listát generál, amelyet szintén addig ismétel, amíg a tesztalany azt is kétszer egymás után maradéktalanul fel nem idézi. A két lista sikeres felidézését követően a szoftver az első listára ugrik vissza. A visszaugrást követően a tesztalanyoknak ugyanazokat a betűhármassokat kell megtanulniuk, és felidézniük. A program a tesztet addig futtatja, amíg a vizsgálati személy, a két listát egymás után kétszer hibátlanul fel nem idézi. (Ebbinghaus, 1913) (Glaze, 1928)



6. ábra: Corsi Blocks és az Ebbinghaus teszt

Forrás: <http://pebl.sourceforge.net/wiki/index.php>

A teszt nemcsak a rövid távú, hanem a hosszú távú memóriában tárolt információk visszaidézésének hatékonyságát is vizsgálja, mivel az egyes listák visszaidézésének ideje a rövidtávú memória visszaidézési idejénél több. A teszt segítségével az ismétléses tanulás eredményessége vizsgálható, mely a figyelem alapján, a rövid távú memóriában tömbösített adatok hosszú távú memóriában történő eltárolásával vannak összefüggésben. (Wozniak, 1999)

Összegezőként elmondható, hogy a bemutatott a PEBL környezetben implementált tesztek alkalmasak a figyelem közvetítésével az információk elsajátításának, vagyis a tanulásnak

¹¹ Hermann Ebbinghaus egy kísérleti pszichológus volt, aki a tanulással és emlékezettel foglalkozott. A laboratóriumi, emlékeztetési útöröje. Ő írta le a felejtési görbének nevezett jelenséget. Elsősorban a saját emlékezetének a működését tanulmányozta.

a vizsgálatára. A későbbiek során ezen tesztek fogják adni a tanulás eredményességét meghatározó mutatószámokat, melyek összevetésre kerülnek az agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelemvizsgálat eredményeivel.

A következőkben az agy felépítése, az agyi bioelektromos jelek keletkezésének mechanizmusa, annak regisztrálása és a kapott regisztrátum spektrumanalízise alapján meghatározható agyhullám típusok, valamint jelentőségük kerül ismertetésre, mely fontos szerepet tölt be az ember mentális állapotának a vizsgálatában. Az itt feltárt összefüggések adják az alapját annak a kommunikációs csatornának, mely az agyi tevékenység megfigyelését szolgálja. Az agyi tevékenység alapján a vizsgált személy mentális állapota, és bizonyos agyi funkciói is megfigyelhetők, melyek ennek a speciális kommunikációs csatornának az interfészeként szolgáltatnak információt az agyi tevékenységgel összefüggő mentális folyamatokról.

5 Agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgálat

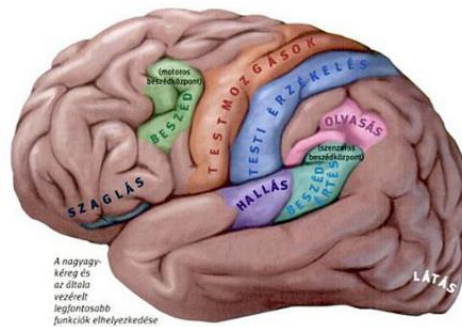
A következőkben ismertetésre kerül az agy struktúrája, az emberi mentális állapotokat jellemző agyhullám típusok, amelyeket az agy működése során keletkezett bioelektromos jelek regisztrálása és a rögzített regisztrátumok spektrumanalízise során határozhatunk meg. Továbbá bemutatásra kerülnek az agyhullám jellemzők, amelyek az agyi aktivitás megfigyeléséül szolgáló kommunikációs csatornák alapjául szolgálnak. Ennek a speciális kommunikációs csatornának, egy vizsgálati személy mentális állapota és az egyes, megfigyelt agyi funkciók, szolgáltatnak információt az agyi aktivitással összefüggő mentális folyamatokról.

A kognitív neurotudomány által folytatott kutatásoknak köszönhetően az agy működése során bizonyos funkciók egy része már ismert. (Markram H., The Blue Brain Project, 2008) Az agy működésének megismerése kulcsfontosságú, ahhoz, hogy az agy aktivitása közben keltett agyhullámokat képesek legyünk mérni és értelmezni. Az idegi működés elektromos és mágneses jelenségeinek vizsgálata az agyi tevékenység során megfigyelhető, melynek egyik általánosan alkalmazott módszere az elektrofiziológia. Az agy idegi működés elektrofiziológiai megfigyelésének legelterjedtebb eszköze az úgynevezett elektroencefalográfia (EEG), amely az agyi aktivitás által gerjesztett agyi elektromos jelek megfigyelésére, regisztrálására alkalmas. Az így kapott EEG jelek feldolgozását legtöbbször kvantitatív EEG (QEEG) módszerrel végzik, ahol az EEG jelek frekvencia-spektrumát vizsgálják (Katona, Ujbanyi, & Kovari, Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata, 2013) (Katona, Farkas, Dukan, Ujbanyi, & Kovari, 2014). Mivel az EEG jelek magában az agyban lejátszódó folyamatok révén jönnek létre, ezért érdemes áttekinteni az agy fő részeit, és hogy melyik rész mely funkcióért felel, milyen működéssel van kapcsolatban.

5.1 Az agy területi, funkcionális felosztása

A kutatók már sikeresen társítottak bizonyos gondolatokat az agy egy-egy területéhez. De vajon ezek a területek miért aktívak ezeknek a különböző tudatállapotok esetén? A mérhető EEG jelek keletkezésének tekintetében a nagyagy meghatározó fontossággal bír, ugyanis ez a szerv a legnagyobb koponyán belüli területet elfoglaló rész. A legújabb diag-

nosztikai eszközöknek köszönhetően napjainkban már tisztában vagyunk, hogy a meghatározott feladatokért, mint például a látás, hallás vagy a beszéd az agyi területek egyes részei felelősek. Az elmúlt 15 évben az emberiség megközelítése redukcionista szemléletű volt, a visszamodellezés jellemezte. (Haynes J. D., *The Fascinating Future of Brain Research*, 2010) A lebontás a legapróbb sejtek, molekulák szintjéig történt. Ez egy fontos megközelítés volt. Az agykutatásra is ez volt jellemző az elmúlt 50-100 évben, de még mindig rengeteg a megértésre és felfedezésre váró terület létezik. A hippocampus az agy azon része, amely a tudósok véleménye szerint szerepet játszik a tanulásban és az emlékezésben. Folyamatosan összeveti az újat a már megtanultakkal, így biztosítva, hogy csak az új információ legyen eltárolva. (Markram H. , *Future supercomputers*, 2013) (Markram H. , *The path to understanding the brain*, 2012) (Monyer & Markram, 2004) A nagyagy egyes területeinek funkcióit mutatja a 7. ábra.



7. ábra: *A nagyagy funkciói*

Forrás: http://books.google.hu/Az_emberi_agy

Nagyszámú feladat ellátásáért felelős homloklebeny szabályozza az akaratlagos mozgásunkat, gondolkodásunkat és a szociális viselkedésünket. Központi funkciót tölt be a problémamegoldásban, a tervezésben, a beszédben, és a vázizmok irányításában is. A prefrontális kéreg a lebeny legelső részén helyezkedik el. Ez a terület az agyunk irányító központjának minősül (Knappe, 2001) (Maass, Natschläger, & Markram, *A model for real-time computation in generic.*, 2003). A prefrontális kéreghez mindegyik érzékszervtől vezet idegszál. A koncentrációképesség és a figyelem kialakításáért is felelős kéreg rendkívül fontos a hatékony tanulás elérésének céljából (Aquili & Newberg, 2000) (Maass & Markram, *Temporal integration in recurrent microcircuits.*, 2003). A nyakszirt lebeny két szakaszból áll. Itt foglal helyet a képi információk feldolgozásáért felelős fő központ. A halántéklebeny a hallás és a szaglás feldolgozását végzi, azonkívül nagy szerepet tölt be a memóriafolyamatok és az érzelmek koordinációjában is. Ezek mellett ez a lebeny felelős az emlékezésért (Knappe, 2001) (Maass & Markram, 2004).

5.2 Agyi bioelektromos jelek keletkezésének mechanizmusa

Az EEG jel egy komplex, több komponensből álló periodikus görbe, melyet nyugalomban viszonylag nagy amplitúdójú, 8-12 Hz tartományba eső hullámok dominálnak. A mai napig nem teljes mértékben ismert az EEG jelek keletkezésének pontos mechanizmusa. Az agykutatók véleménye szerint feltételezhető, hogy nagyszámú, több ezer neuron összesített elektromos aktivitásának eredménye, amelyek az agykéreg felszíni régiójában foglalnak helyet (Katona, Farkas, Dukan, Ujbanyi, & Kovari, 2014) (Kéri & Gulyás, 2003). A neuronok elektromos aktivitása – amelyek kicsiny elektromágneses mezőket gerjesztenek – az úgynevezett agyban keletkező bioelektromos jelek. Ez azt jelenti, hogy az agykérgi tevékenység közben feszültségváltozások történnek. (Tansey, 1984) Olyan elektromos áram keletkezik, a sejtekben történő protonok, elektronok és ionok áramlása következményeképpen, mely annak a közegnek az ellenállásán, amin keresztül áramlik, feszültséget kelt. 1952-ben került publikálásra a Hodgkin és Huxley's Nobel díjat kapott modellje az EEG jelek keletkezésének modellezésére, mely a legkorábbi ilyen modell (Sanei & Chambers, 2013) (Tatum, Husain, Benbadis, & Kaplan, 2007).

Az agykutatás területén az elmúlt években számos tudományos eredmény született. A neuronhálózatok csoportja a szervezetünk egyik legnagyobb és legkomplexebb szerkezete az idegrendszer, amely az egész testünket átszövő kapcsolatrendszer. Az idegsejtek képesek az egymással való kommunikációra, és ebből következően az agyból érkező ingerek közvetítésére (Nowakowski, 2006) (Herrup & Yang, 2007) (Connors & Long, 2004). Az EPFL¹² professzora szerint minden egyes idegsejt egyedi, ami azt jelenti, hogy egy alany agyában található egy bizonyos típusú idegsejt bármely ember vagy élőlény idegsejtjével összehasonlítva különböző. Az agyból kiinduló, hozzávetőlegesen 1 millió kilométernyi idegrostot, tízezer trillió szinapszist, 100 milliárd neuront 60 Wattnyi energia látja el. Egy olyan számítógéphez, ami ugyanezt tudja, több tíz Gigawattnyi energiára lenne szükség (Markram H., The Blue Brain Project, 2008) (Haynes, és mtsai., 2007). Felfedezték, hogy az agyban található idegsejtek a szinapszishoz nevezett kapcsolatokon keresztül cserélnék elektromos és kémiai információt, tehát maga a szinapszis az ingerület átvitel és a sejtek közötti kontaktus helyek, amelyeken át az ingerület az egyik sejtről a másik sejtre terjed tovább. Az idegsejtek közötti kapcsolódási pontok száma 1000 és 10000 közé tehető (Haynes J. D., "Gedankenlesen" - Wie uns Spuren im Gehirn verraten, 2013) (Markram H., The path to

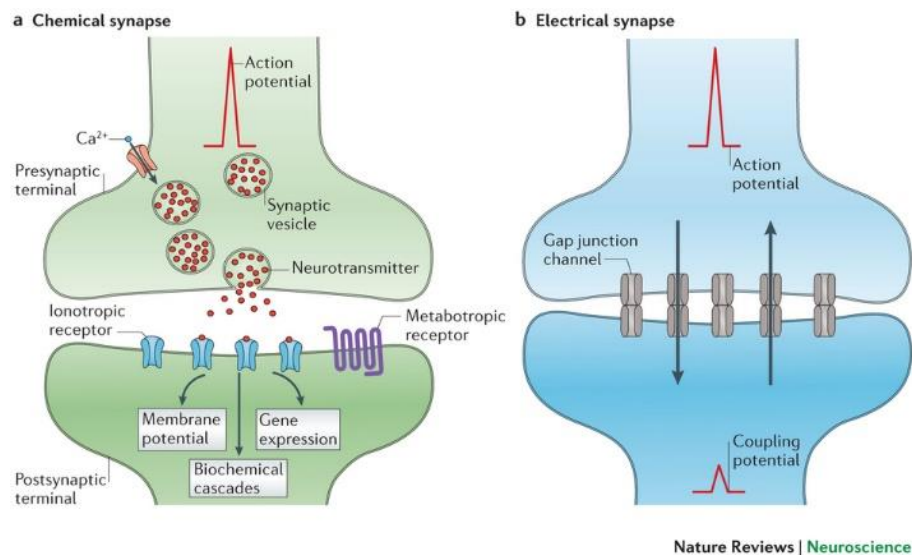
¹² EPFL: Az IBM és a svájci École Polytechnique Fédérale de Lausanne kutatóinak egyesülete, akik a Kék Agy Projekt fedő neve alatt hozták létre az agy egy részletének virtuális modelljének a felépítéséhez.

understanding the brain, 2012). Az idegsejtek közötti kapcsolatok nem úgy működnek, mint egy számítógép jól kiszámítható chipjei, hanem dinamikus változnak. Számos kémiai és genetikai folyamat kiszámíthatatlan. Az információ áramlásának rengeteg módja van az idegrendszeren belül, ami a jelenlegi technológiával még feltérképezhetetlen számunkra (Haynes & Rees, Decoding mental states from brain activity in humans., 2006) (Haynes J. D., Decoding visual consciousness from human brain signals., 2009).

A tudósok azonban megtudják határozni, hogy bizonyos tudati folyamatok során pontosan mi történik egy agyi területen. A tanulás során például új sejt kapcsolatok épülnek ki, a szinapszisok változnak. Az inaktív sejtek elsorvadnak, de a memória működése még mindig nem tisztázott. (Tusche, Bode, & Haynes, 2010) (Kahnt, Heinze, Park, & Haynes, 2010) (Kahnt, Grueschow, Speck, & Haynes, 2011) Egy emlék elraktározódásának szempontjából az agy számára a legnagyobb kihívás elsősorban az, hogy minden idegsejtnak előbb egymást kell megismerniük, majd meg kell tanulniuk hogyan dolgozzanak együtt, így egy információ beérkezésekor az egész rendszer elkezd együtt működni (Markram H., A brain in a supercomputer, 2009) (Markram H., Action potential encoding: a synaptic basis., 1997). Az agy elegendő kapacitással rendelkezik, hogy elraktározza például egy 150000 könyvvel rendelkező könyvtár teljes tartalmát. Az agy valószínűleg mindent feljegyez, amit tapasztalunk. Ennek azonban csak egy töredékét vagyunk képesek előhívni. (Maass & Markram, Synapses as dynamic memory buffers., 2002) (Silberberg, Wu, & Markram, 2004) (Richardson, Melamed, Silberberg, Gerstner, & Markram, 2005) Egy bécsi agykutatási központban a tudósok molekuláris szinten kutatják az agy tanulási folyamatát. Speciális fehérjék használatával fluoreszkálóká teszik az idegsejtek belsejét. A mikroszkóp alatt így már megvizsgálhatják, hogy mi történik, a sejtekben miközben tanulunk. A kutatók felfedezték, hogy nem csak új kapcsolódások születnek, hanem a folyamat során új fehérje molekulák is létrejönnek, amelyek kommunikálnak egymással. (Howard, Plailly, Grueschow, Haynes, & Gottfried, 2009) (Kahnt, Heinze, Park, & Haynes, 2010) Képesek önállóan vizsgálni a szinapszisokat, így jól nyomon követhető, hogyan változik szerkezetük és funkciójuk a tanulás során. Ha megnézzük, egyetlen idegsejt hogyan működik, könnyen rájöhetünk, hogy önmagában nem képes döntésekre. Rengeteg másik idegsejttől kell információt gyűjtenie (Haynes, és mtsai., 2007) (Haynes & Rees, Decoding mental states from brain activity in humans., 2006) (Haynes J. D., Decoding visual consciousness from human brain signals., 2009). Egyetlen pillanat erejéig ez az idegsejt a fő döntéshozó, a következőkben már csak

egy kisegítő. A jelenleg ismert szabályok alapján tudjuk, hogyan működik a szinaptikus tanulás, a sejtek alakja hogyan változik és működés közben hogyan módosul a rendszer, azt is tudjuk, hogy nem csak a neuronok közötti szinapszisok változnak. Az agyi áramkörök újra kapcsolódnak és az emlékezésben a legnagyobb kihívást éppen ez jelenti. (Howard, Plailly, Grueschow, Haynes, & Gottfried, 2009) (Soon, Brass, Heinze, & Haynes, 2008)

A szinapszist nagyobb részben az egyik neuron sejtteste (axon) hozza létre a másik neuron idegvégződésével (dendrit). Az ingerület hozót preszinaptikusnak a tovább vivot poszinaptikusnak nevezik. Az ingerület átvitele során a két idegsejt nem kapcsolódik teljes mértékben egymáshoz, a továbbítás feladatát az úgynevezett neurotranszmitterek látják el. Amikor egy neurotranszmitter tüzelni kezd, a kémiai ingerületátvivő anyagok közvetítésével, a beáramló pozitív ionok depolarizálják az idegsejteket (Frederic, 2007) (Carey J, 2002). A neuronok elektromos potenciáljának összességét elektrofiziológiai aktivitásnak nevezzük. Ezt a depolarizálást nevezzük posztzinaptikus potenciálnak (PSP). Az ingerület egyirányúan halad, ezzel szemben a neurotranszmitter akár két irányban is tovább haladhat. Legtöbb esetben a visszafelé haladó transzmisszió szabályozó funkciót lát el (Sanei & Chambers, 2013) (Pereda, 2014) (Noachtar, és mtsai., 1999). A 8. ábrán jól megfigyelhető az ingerület átvitelének pillanata, mind kémiai, mind elektromos szempontból.



8. ábra: Szinapszis, ingerület átvitel pillanata

Forrás: http://www.nature.com/nm/journal/v15/n4/fig_tab/nm3708_F1.html

Abban az esetben beszélhetünk nyugalmi membránpotenciálról, ha valamennyi sejt bel-seje negatív töltéssel bír a külső felszínhez képest. A negatív töltés általános terjedelme [-90,-40] mV közötti érték. A szinapszis folyamán a sejtek belsejében, akár 20-30 mV többlettöltés is kialakulhat (Melamed, Silberberg, Markram, Gerstner, & Magnus, 2005)

(Ganong, 2005) (William & Eldra, 1990). Ezek az úgynevezett potenciál-kilengések önma-
gukban nem mérhetőek, de sok kilengés egyszerre már mérhető jelet szolgáltat. Az EEG
elektrodákat megfelelően elhelyezve közvetlenül az emberi fejbőrön képesek vagyunk az
agy tevékenysége közben keletkező igen alacsony ($5\text{-}100\mu\text{V}$) elektromos potenciált meg-
mérni. (Markram, Tsodyks, & Wang, Plasticity of Frequency Sensitive Synaptic, 1998)
(Markram, és mtsai., 2004) Továbbá a váltakozó elektromos feszültségek és az általuk keltett
áramingadozások következtében mágneses térerősség változás is mérhető, amely szintén ki-
mutatható az emberi fejbőrön (William & Eldra, 1990) (Snell, 2009). Az EEG jelek kelet-
kezésének feltétele, hogy a sok kis elektromos változás felerősítse egymást. 1972-ben Elul
kutatásai szerint az EEG jel előállításában nagyszámú neuron szinkronizált, összesített akti-
vitása működik közre. Ezeket a több neuronhoz tartozó, de együttműködő kapcsolatokat
szinaptikus funkcionális egységeknek nevezte el (Tatum, Husain, Benbadis, & Kaplan,
2007) (Pereda, 2014). Ezt úgy lehet megfogalmazni, mintha egy nagyváros fölött mikrofo-
nokat helyeznénk el, és abból a nagy zajból szeretnénk érdemi információkhoz jutni. Először
megpróbáljuk kiszűrni a járművek zaját, aztán az egyéb hangokat is, mint az emberi beszéd
megpróbáljuk megkülönböztetni, de mindig csak egyszerre hallunk sok embert beszélni,
ezért az ő mondókájukat átlagolva halljuk.

Az agyi aktivitást mérő elektrodák, mint bioszenzorok elhelyezésére kétféle módszert al-
kalmaznak. Az egyik ilyen mérési forma az úgynevezett invazív, a másik az úgynevezett
non-invazív módszer. Az invazív módszer egy orvosi eljárás, mely során az EEG mérőelekt-
ródákat egyenesen az agyba, műtéti eljárással ültetik be, mely pontosabb, zajtalanabb mérést
tesz lehetővé, de az orvosi beavatkozás miatt kockázatos. A műtéti eljárás mód veszélyei
eredményképpen ezt a módszert kevésbé alkalmazzák (Sawan, és mtsai., 2013) (Lal, és
mtsai., 2004). Az EEG alapú mérés non-invazív, így kockázatot nem jelent. EEG mérési
eljárás során a feszültség változások illetőleg a mágneses tér változásai rögzíthetőek.

5.3 Agyi bioelektromos jelek regisztrálása

A fejbőrre elhelyezett kis ellenállású elektrodákkal lehetőség nyílik az EEG jelek érzéke-
lésére. A keletkezett feszültségek elvezetésére kétféle módszert alkalmaznak:

- **bipoláris:** A feszültségkülönbséget úgy mérik, hogy az egymás szomszédságában
lévő mérési pontok közötti potenciálkülönbséget határozzák meg. Az ilyen techno-
lógiát legfőképp klinikai, illetőleg diagnosztikai vizsgálatokra szokták alkalmazni. A
bipoláris mérési módszer alkalmasabb lokális vizsgálatra, mert a szomszédos terüle-

teket által keltett agyjelek közvetlenül összehasonlíthatóak, ezért szívesen alkalmazzák a diagnosztizálásra. A technológia legnagyobb hátránya, hogy egyes agyi tevékenységek nem megfigyelhetők, mert a jelek kivonásra kerülnek és csak a különbséget rögzítik, így néhány információ elvész (NeuroSky, 2009).

- **monopoláris:** A feszültségkülönbségek meghatározása egy úgynevezett referenciapont közreműködésével történik és a mérés során a referenciaponthoz képesti potenciált vizsgálják, rögzítik és értékelik ki. A nullpontú elektródákat olyan helyre kell felhelyezni, amelyek potenciáljára az agyi tevékenység nem gyakorol hatást. Ideális pontként a fülcimpákat szokták választani. Az ilyen jellegű elvezetés mindenekeelőtt a kutatásoknál kap helyet, és azok céljainak az elérésére szolgál, továbbá egy általános képet ad az agyműködésről, mely különböző kutatások és tesztek során előnyös. A technológia előnye, hogy a referenciapont lehetőséget nyújt a mért jelek összehasonlítására. A hátránya viszont, hogy nincs ideális referenciapont hely (NeuroSky, 2009).

Az elektródák rögzítése nélkülözhetetlen a feszültségkülönbségek méréséhez, melyet általában egy gumiszalagból készült sapkával vagy, akár egy gézdarab segítségével oldanak meg, majd ezt az eszközt egy célnak megfelelő ragasztóval a fejbőrhöz rögzítik. A pontos méréshez elengedhetetlen, hogy az elektródák elvezetési helyét, a fejbőrt egy kis alkohollal zsírtalanítsák, továbbá egy kis elektrolit pasztával jó vezetővé tegyék. Manapság már megjelentek olyan speciális mérőelektródák melyek úgynevezett száraz típusúak, így az elektrolit pasztára már nincs szükség. Általánosságban egy elektródát null potenciálnak, referenciapontnak használnak, melyet általában a fülcimpához erősítenek egy csiptető segítségével (Tatum, Husain, Benbadis, & Kaplan, 2007) (NeuroSky, 2009).

Az agyi jelek rögzítéséhez ma már megjelentek olyan egyszerűbb, csak 2 vagy 3 elektródát alkalmazó EEG mérőeszközök, melyek elsősorban a fülcimpához képest a homloklebeny agyi elektromos jeleinek a vizsgálatára alkalmas. A homloklebenyen mérhető információk korlátozottabb lehetőséget biztosítanak az agyi tevékenység többcélú monitorozására, de a figyelem nagyságának megfigyelésére a homloklebenyen mérhető agyi jelek felhasználhatóak (Friel, 2007). A későbbiekben egy ilyen eszköz kerül alkalmazásra.

5.4 Agyhullámok

A mérhető EEG jelek spektruma az agy működésére, állapotára jellemző. Valahányszor az agyunk „izgatott lesz”, „beszéde” is gyorsabbá válik, akárcsak egy nyugtalan személynél.

Az agy „mondanivalója” mindenekelőtt az alacsony frekvenciájú hullámokban jelentkezik, körülbelül 1– 50 Hz tartományban (Galambos, Makeig, & Talmachoff, 1981). Az éberségi szint egyértelműen definiálja az egyes frekvencia-összetevők létezését: intenzív éberségnél legfőképp a magas frekvenciájú összetevők dominálnak, miközben, az elmélyült, alvás stádiumában az alacsonyabb frekvenciájú komponensek, mint például a delta-hullámok vannak jelen (JananKhani & Revelt, 2006). Az agyjelek analizését legtöbb esetben Fourier-analízissel végzik, ahol az agy által keltett elektromos jelek, és azok alapján meghatározható agyhullámok, számos frekvencia-komponensre bonthatók a fentebb meghatározott kvantitatív EEG segítségével (Kececi & Degirmenci, 2008) (Vidal, Real-time detection of brain events in EEG., 1997). Bizonyos agyhullám frekvencia-komponenseknek specifikus funkcionális jelentőségük van, melyet az 1. táblázat tartalmaz (Katona, Ujbanyi, & Kovari, Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata, 2013) (Katona, Farkas, Dukan, Ujbanyi, & Kovari, 2014). Egy átlagos tesztalany esetében az EEG jelek feszültsége jellemzően 1μV-tól 100μV-ig terjed. Ezek szubdurális elektródákkal, mint például a tű elektródákkal mérve megközelítőleg 10-től 20 μV-ig terjednek (Katona, Ujbanyi, & Kovari, Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata, 2013) (Tatum, Husain, Benbadis, & Kaplan, 2007).

AGYHULLÁM TÍPUSOK	FREKVENCIA TARTOMÁNYOK (Hz)	AMPLITÚDÓ (μV)	JELENTŐSÉG
Delta (δ)	0.1 – 3.0	50 – 100	• mély, álmatlan alvás • eszméletlen állapot • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok
Théta (θ)	4.0 – 7.5	30 – 50	• REM alvás, álom • 1-6 éves korban fiziológiás • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok (Fourier-analízissel) • Intuitívítás, kreativitás
Alfa (α)	8.0 – 12.0	<30	• az agy „alapritmusa” • stimuláció hatására nagyfrekvenciájú ritmus váltja fel (alfa-blokk) • relaxált, de nem álmos, nyugodt állapot
Béta (β)	13.0 – 30.0	<20	• szenzoros és emocionális behatások • harmonikus, éber, nyugtalan, izgatott, gondolkodó állapotok • magas koncentráció • logikus, analitikus gondolkodás
Gamma (γ)	30.0 – 50.0	<10	• Magas mentális aktivitás

1. táblázat: Agyhullámok frekvencia és amplitúdó tartományai

5.5 Agy-számítógép interfész

Az agy-számítógép interfészt (BCI)¹³ időnként úgy is nevezik, hogy közvetlen neurális interfész (DNI)¹⁴ vagy agy-gép interfész (BMI)¹⁵, amely egy direkt kommunikációs csatorna az agy és egy külső eszköz között (Mikhail & Miguel, 2006). Az agy-gép interfész történelme egészen a 60-as évekig vezethető vissza. Az első kutatási évtizedben még az volt a köztudatban, hogy különféle berendezések irányítása kizárólag agyhullámok útján elérhető. Ellenben már a kezdeti agyhullámokkal összefüggő kutatások is figyelemfelkeltőek voltak, amikor is Hans Berger német kutató 1929-ben képes volt arra, hogy az emberi fejbőrön keresztül az agyi aktivitást rögzítse. Viszont a XX. század elején a rendelkezésre álló technológia még nem volt elég fejlett ahhoz, hogy ezeket az agyi elektromos jeleket feldolgozza és kiértékelje. Ennek a problémának folyományaképpen Hans Berger nem volt képes kétséget kizáróan bizonyítani az agyi jelek jelentőségét (Millet & Berger, 2001) (Kothe & Zander, 2011). Az agy mérhető jeleinek feldolgozását és továbbítását ellátó agy-számítógép interfész technológiát alapul vevő kutatások száma az elmúlt 20 évben számottevően megnőtt. Az agyi jelek mérését, rögzítését és feldolgozását végző eszközök, azonkívül azok a jelfeldolgozási algoritmusok – amelyek az agyjelek meghatározását végzik – a kutatások következtében számottevően fejlődtek. Miközben a kilencvenes évek elején még csupán néhány publikációt találhattunk az agy-számítógép interfészekről, mára ezzel a technológiával foglalkozó cikkek, publikációk és kutatások száma csaknem exponenciálisan megnőtt. Az elmúlt évek kutatásainak következményeként a technológia megbízhatósága jelentősen javult (Wolpaw & Wolpaw, Brain-Computer Interfaces: Something new under the sun, in Brain-Computer Interfaces, 2012) (Vidal, Toward direct brain-computer communication., 1973) (Kubler & Muller, Toward brain-computer interfacing, chapter An introduction to Brain-computer interfacing, 2007).

A BCI technológiát használó egyén és egy számítógépes alkalmazás között az agy-számítógép interfész tulajdonképpen egy alternatív kommunikációs csatornát biztosít. A felhasználók részére remény nyílik, hogy gondolataik által kiváltott agyi tevékenység útján ezen a közeg közvetítésével adatokat továbbítsanak (Coyle, Ward, Markham, & McDarby, Brain-computer interfaces: A review., 2003) (Curran & Stokes, 2003) (Picard RW, Klein J,

¹³BCI (Brain-Computer Interface): Az agy-számítógép interfész egy olyan komplex rendszer, amely különféle utasításokat és parancsokat képes közvetíteni egy vezérelt eszköz számára az emberi agytól jövő jelek feldolgozása útján.

¹⁴DNI (Direct Neural Interface): A közvetlen neurális interfész, az agy-számítógép interfész egy alternatív elnevezése.

¹⁵BMI (Brain-Machine Interface): Az agy-gép interfész, az agy-számítógép interfész egy másik alternatív elnevezése.

2002). A technológia eredeti szándéka az volt, hogy a nagyfokú neuromuscularis fogyatékosságban szenvedő pácienseken segítsen (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller, & Vaughan, 2002). A kognitív idegtudomány – a multidiszciplináris kutatások és a fejlődések – arra ösztönözték a kutatókat, hogy újszerű célokat tűzzenek ki a BCI terület előtt. Az agyi tevékenység által gerjesztett agyjelek mérhető információi a BCI-ok felhasználásával értelmezhető utasítások sorozatává vagy parancsok összességére alakítható át (Zickler, Riccio, & Leotta, 2011) (Wolpaw, Brain-computer interfaces for communication and control, 2002).

Nagyszámú felhasználási területeken adhat újfajta alkalmazási lehetőségeket az agy-számítógép alapú interfész és ezek aktuális és jövőbeli továbbfejlesztései. Az elmúlt egy-néhány évben számos szórakoztató eszközön túlmenően a BCI technológia további területeken is forradalmian új lehetőségeket ígér, akár csak az olyanforma alkalmazások fejlesztése, amelyek segíthetnek azoknak a pácienseknek, akik komoly mozgásszervi rendellenességben szenvednek, vagyis mozgássérültek (Picard RW, Klein J, 2002) (Hjelm & Browall, 2000). Azon felül nagy szerepet kapnak az emberi figyelmen/koncentráción és az éber állapotokon alapuló vizsgálatok is, mint például az elalvás detektálás, amely során a BCI technológia révén észlelhető a lankadó figyelem, vagy az elalvás közeli állapot (Heinze, és mtsai, 2011). Mindezekon túlmenően azon alkalmazások is nagy kutatási potenciállal bírnak, ahol a reakcióidő csökkentése a fő cél, akár csak egy váratlan vészhelyzet esetén a minél rövidebb idő alatt történő intervenció, amely felléphet egy személygépkocsi vészhelyzet esetén történő hirtelen lefékezés esetén is (Heinze, és mtsai, 2011).

Az elektroencefalogram (EEG) típusú berendezések működésén alapuló BCI rendszerek, relatívan egyszerű kialakításúak, hordozhatóak, biztonságosak és kezelésük is aránylag egyszerű. A BCI technológia alkalmat kínál az agyi elektromos aktivitás figyelemmel kísérése, ahol az EEG eszköz a feldolgozott jeleket szolgáltatja, eltérő EEG jeltípusok jellegzetességeinek megfigyelése alapján. (Li, és mtsai, 2011) Az EEG jelek mérését és feldolgozását végző eszközök az elmúlt években robbanásszerűen fejlődtek, melynek köszönhetően mára az alkalmazási lehetőségeik egyre több kutatási területet hódítanak meg. Ezen rendszerek tervezésénél és kialakításánál számos szempontot kell figyelembe venni.

5.5.1 A kialakítandó agy-számítógép interfész tervezésének és kialakításának aspektusai

A BCI rendszerek legtöbbje a viszonylag könnyen kivitelezhető non-invazív EEG technológiára épülnek, vagyis a fejbőrön rögzített elektródák közvetítésével mért agyjelek módszerét alkalmazza. Ezek a berendezések relatíve olcsón beszerezhetőek, mi több a legújabb előrelépéseknek köszönhetően megjelentek olyan EEG eszközök, amelyek a vezeték nélküli technológián továbbítják a mért és feldolgozott információkat. Ennek eredményeképpen, napjainkban az EEG technológiára alapozzák a legtöbb BCI kutatást (Smith, 2004) (Sutter, 1992). A BCI rendszerek eltérő osztályokba oszthatóak, ezek az aktív, reaktív és passzív rendszerek az alábbiak szerint (Zander, Kothe, Jatzev, & Gaertner, 2010):

- **Aktív BCI rendszerek:** Külső történésektől függetlenül az alany önkéntes alapon olyanféle utasításokat generálnak – az aktív BCI rendszereknél – amelyeket egy külső alkalmazásnak továbbítanak. A rendszer működésének legjobb példája az agy motoros működésnek, az imaginárius mozgás folyamán mért szignálok megjelenítése.
- **Reaktív BCI rendszerek:** A reaktív rendszer esetében a felhasználó képes vezérelni egy alkalmazást, ahol az agy reakcióját egy külső inger váltja ki. Ezeket a rendszereket az egyének direkt módon modulálhatják. A P300¹⁶ illetőleg további fényingerek azok a módszerek, amelyek ezen BCI rendszerek legjobb példája.
- **Passzív BCI rendszerek:** Az alany önkényes agyi aktivitásáról kapott kognitív visszacsatolás, amely a rendszer kimeneteik eredménye, ahol a felhasználóra semmilyen hatása nincs jelen. Ezekre a rendszerekre a legmegfelelőbb példázat az izgalomra vagy terhelésre adott visszajelzés.

5.5.2 Agy-számítógép interfészek kialakításánál, tervezésénél figyelembe veendő szempontok

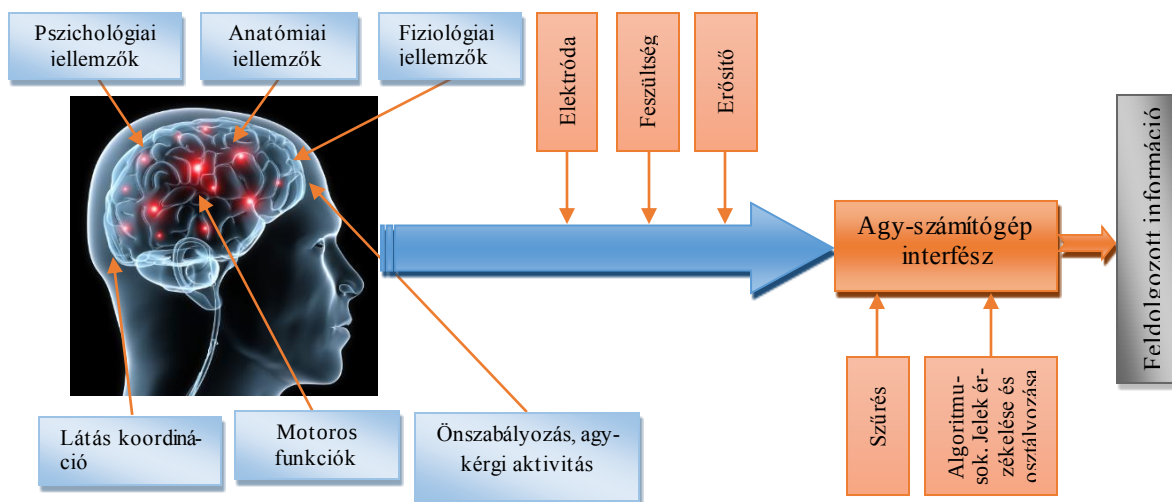
Az EEG technológiával mérhető agyjelek, tehát az agy elektromos aktivitásának eredményeként keletkező feszültségváltozások, mérése, digitalizálása, szűrése, illetve részleges kiértékelése folyamán a BCI rendszerek feldolgozott információt szolgáltatnak. A létrejövő információ felhasználásával további alkalmazásokat vagy eszközöket működtethetünk. A BCI rendszer egyfajta kapcsolatot valósít meg az egyén és a működtetett rendszer között. A BCI alapú irányítások kivitelezésekor figyelembe veendő négy fő szempont (Kubler & Kotchoubey, Brain-computer interfaces in the continuum of consciousness, 2007):

¹⁶Egy inger hatására, az ingertől számított 300 ms késletéssel kiváltott agyjel típus, amelyet az agy akkor produkál, ha valami ismerőset (például egy arcot) vagy az épp megoldandó problémához kapcsolódó ábrát, formát észlel.

- a BCI eszközt használók eltérő jellege, egyedi jellemzői;
- az alkalmazott BCI eszköz jelfeldolgozásának és kiértékelésének módja;
- a visszacsatolás módja és a kiadható utasítások;
- a BCI-vel irányított alkalmazás.

A produktum használatával meghatározott szándék elérésének eredményesség, hatékonyság és a felhasználói elégedettség összességét az ISO 9241-201 (2010) határozza meg. A nemzetközi szabványban meghatározott eredményesség mutatja meg, hogy az egyének milyen pontosan és teljes körűen képesek végrehajtani használatukkal a kitűzött célt. A felhasználók által investált erőfeszítés illetve az idő határozza meg a hatékonyságot. Az alany elégedettséget a felhasználó által elvárt kényelem, hatékonyság és elégedettség összessége hatást gyakorol (Zickler, Riccio, & Leotta, 2011).

A digitális technika korszaka és annak fejlődése a BCI eszközök fejlesztésében igazi nagy áttörést jelentett, hiszen az egyre pontosabb feldolgozást és kiértékelést lehetővé tevő jelfeldolgozó algoritmusok megvalósításához és futtatásához szükséges megfelelő számítási teljesítmény adta. A technológiai fejlődés addig vezetett, hogy manapság már a mérhető agyi jeleken komplex, időben valós jelfeldolgozást lehet végrehajtani, amely nem kíván költséges és méreteiben terjedelmes eszközöket. Ha megfelelő információt szeretnénk kapni a jelfeldolgozó algoritmusoktól, akkor az agyjeleket alacsony zajszint mellett kell mérnünk. Ez abban az esetben valósítható meg, ha μV nagyságrendű agyjelek kedvező jel-zaj viszony mellett mérhetőek. Ha ezt a viszonyt biztosítani szeretnénk, akkor a mérés helyéhez a lehető legközelebb szükséges a jel digitalizálását alacsony zajszintű A/D átalakítóval kivitelezni. Évről-évre egyre több közlemény, publikáció és tanulmány jelenik meg a BCI technológiával kapcsolatosan, továbbá nagyszámú produktum érhető el erre a technológiára alapozva. Egy BCI eszköz felépítésének modelljét illusztrálja a 9. ábra.



9. ábra: BCI eszköz felépítésének modellje

Az általam megvalósítandó – a figyelmet/koncentrációt – mérő BCI eszköz tervezésekor és kialakításakor mindenekelőtt a következő szempontokat szükséges szem előtt tartani:

- **Megfelelő és kényelmes használat:** A napjainkban használt EEG berendezéseknél szabvány, elektrolitikus géllel bekent elektródákat alkalmaznak, annak érdekében, hogy csökkentsék az elektróda és fejbőr felszíni impedanciáját. Az elektrolitikus gél használata az egyének számára kényelmetlen lehet. Azonfelül egy olyan sapka, amely sok elektródával rendelkezik, úgyszintén kényelmetlen lehet, vagyis nem használható hosszúidejű viseletre. Sőt egy sok csatornával rendelkező BCI rendszer kialakítása meglehetősen költséges. A fentebbi okokból kifolyólag, kialakítandó BCI rendszerben az elektródák számának minimalizálása nélkülözhetetlen, illetve száraz típusú érzékelőket ajánlatos alkalmazni.
- **Stabil rendszerteljesítmény:** Egy aktív elektróda (érzékelő és erősítő/feldolgozó egyben) használata lényegesen jobb, mint egy passzív elektródáé, ugyanis az adat-rögzítés egy nem földelt környezetben történik, ahol nagyfokú elektromágneses zavaró hatás ugyancsak jelen van. Ez biztosíthatja a rendszer részére azt, hogy a rögzített és feldolgozott jelet kevésbé befolyásolják a zavaró jelek. Másfelől a jelfeldolgozás folyamán a rendszernek képesnek kell lennie időben észlelni a helytelen elektróda érintkezést, és ezt automatikusan jelezni.
- **Alacsony költségű hardver:** A digitális elektronika, és a jelfeldolgozó processzorok fejlődése és azok árának csökkenése lehetővé teszi egy minél költséghatékonyabb BCI alapú rendszer kialakítását.

5.5.3 A megvalósítandó közvetlen neurális interfész integrációinak perspektívái

A következő egynéhány pontban összefoglalható az agy-számítógépek interfészek integrációjának céljai:

- A felhasználó által kívánt funkciók végrehajthatóak legyenek, amelynek kulcsa az alany szándékának felismerése és továbbítása;
- Az elérhető funkcionális lehetőségek megjelenítése a felhasználó számára;
- A műveletek, illetve az összefüggő, egymáshoz kapcsolódó cselekedetek végrehajtásának vezérlése;
- Az meghatározott funkció kivitelezésének érdekében a megfelelő visszajelzések, megjelenítés szolgáltatása a felhasználó felé az alkalmazás grafikus felhasználói felületének (GUI) közreműködésével.

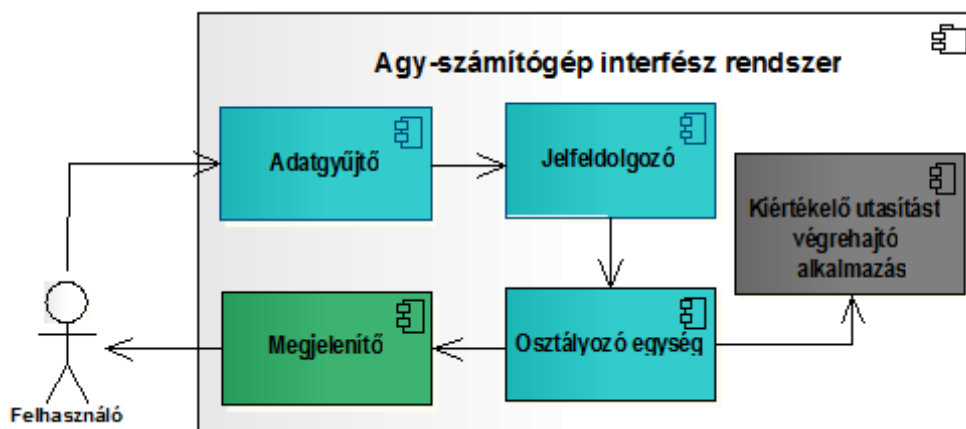
Az agy-számítógép interfészek jelenleg még nem szabványosítottak, bár számos előírás ezen berendezések kialakítására is vonatkozik (Katona, Ujbanyi, & Kovari, Agy-számítógép interfészek kialakításának, tervezésének szempontjai, 2014). Az agy-számítógép interfész kialakításánál figyelembe vehető néhány olyan fejlesztési irány is, amelyek a közvetlen neurális interfész alapú az alkalmazások interfészeit és integrációit tekintve egyfajta szabványos kialakításnak tekinthetők.

A felhasználó nyilvánvaló szándéka egyértelműen meghatározható egy osztályozó egységgel, amely az alanyra jellemző extraktumok alapján a regisztrált agyjeleket osztályokba sorolja. Ennek következményeképp az egyén célja meghatározott utasítások végrehajtására konvertálható egy a konkrét szándéokra jellemző osztályokra vonatkozó sajátosságokat leíró utasítástérkép alapján. Az utasítástérkép hajtja végre az egyes utasításokat az egyes osztályokra vonatkozó jellemzők alapján a rendszerbe integrált alkalmazás vagy szolgáltatás révén. Adaptív módon pontosítják az egyes jellegzetes agyjel típusokat oly módon, hogy bizonyos ingerek által kiváltott és megfigyelt agyjelekre tesztelik és értékelik a rendszer hatékonyságát (Katona, Ujbanyi, & Kovari, Agy-számítógép interfészek kialakításának, tervezésének szempontjai, 2014).

Közvetlenül beépülő felhasználói alkalmazás

A közvetlenül beépülő felhasználói alkalmazásnál – amely az egyik legelső között alkalmazott integráció – a rendszert a kiértékelő és végrehajtó alkotóelemmel együtt közvetlenül egy céleszközön futó alkalmazással, illetőleg egy számítógépen futó integrált szoftver

segítségével valósítják meg. A 10. ábra egy közvetlen beépülő felhasználói alkalmazás struktúráját mutatja.



10. ábra: Az agy-számítógép rendszer felépítése közvetlen beépülő felhasználói alkalmazással

A feldolgozott jelet – amelyet a jelfeldolgozó összetevő állít elő – azok sajátosságait figyelembe véve az úgynevezett osztályozó egység szétválogatja, ezek után a kiértékelő utasítást végrehajtó alkalmazás műveletekké, parancsokká és utasításokká modifikálja. Az ilyenforma rendszereket az elsők között alkalmazták, viszont még napjainkban is használják egyes agy-számítógép keretrendszerek esetében, mint például a nyílt forráskódú OpenViBE¹⁷ (Yam, és mtsai., 2010) illetőleg az úgyszintén ingyenes MATLAB¹⁸-hoz készített toolbox az úgynevezett BCILAB¹⁹ (Kothe & Swartz, 2013) is az ilyen típusú architektúrán alapszik. A rendszerbe illesztett kiértékelő utasítást végrehajtó alkalmazás lehetőséget biztosít arra, hogy az alkalmazás tervezői és fejlesztői a saját alkalmazásaikat is egy már meglévő közvetlen neurális interfészbe illesszék.

A struktúra előnye, hogy kizárólag a megfelelő adatgyűjtő és feldolgozó hardver integrálását szükséges létrehozni, mivel nincs szükség egyéb interfészekre és protollokora, mindent összevetve egy teljes, mindent tartalmazó egységként is használható. A felépítés hátrányai közé sorolható, hogy az alkalmazás tervezőinek és fejlesztőinek a komplett rendszerre vonatkozó szakértelemmel rendelkezniük kell, amellyel a mért jeleket és az osztályozott eredményeket is képesek értelmezni és feldolgozni, sőt tudniuk kell azt is, hogy milyen módon lehet a szignálokat és az eredményeket annyira modifikálni, hogy azokból véghezvihető utasítások, illetve parancsok jöjjenek létre. Új alkalmazás hozzáadása, frissítése, lecserélése

¹⁷Szoftver platform, amely támogatja az agy-számítógépek tervezését, tesztelését és használatát.

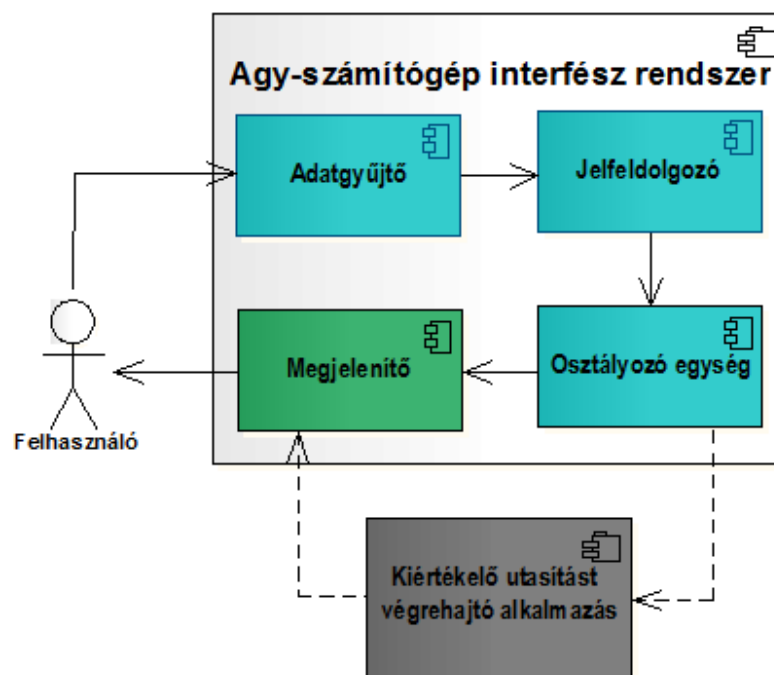
¹⁸Speciális programrendszerek rendszere, amelyet numerikus számítások elvégzésére fejlesztettek ki és emellett egy programozási nyelv.

¹⁹Egy MATLAB eszköztár és egy olyan EEGLAB beépülő, amely az agy-számítógép interfészek tervezését, tesztelését és értékelését teszi lehetővé.

vagy áthelyezése kizárólagosan az integrált rendszer módosításával, moduljainak átalakításával hajtható végre.

Külsőleg futtatható alkalmazás komponens

A legnagyobb hátránya a direkt integrálás módszerének, hogy az alkotóelemek illesztésére korlátozott lehetőségek állnak rendelkezésre, továbbá a fentebb leírt megközelítésnél az alkalmazás komponens ugyancsak a rendszerbe épített. Bizonyos közvetlen neurális interfészeknél az alkalmazás összetevőt, a struktúrán kívül helyezik el, eszerint az agy-számítógép interfész rendszer számára ez egy külső, nem a rendszerbe épített alkalmazás. A 11. ábrán látható módon a BCI rendszer magját a – végrehajtó részen kívül – az extraktumot, amely a felhasználóra karakterisztikus jellemvonásokat gyűjti össze, a jellemvonást osztályozó részegység, és a megjelenítésért felelős komponens alkotja. Az ilyenforma agy-gép interfész rendszerek a BCI2000²⁰ (Schalk, McFarland, Hinterberger, Birbaumer, & Wolpaw, BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System, 2004) (Schalk, McFarland, Hinterberger, Birbaumer, & Wolpaw, BCI2000: a general-purpose braincomputer, 2004) platformot vagy a TOBI²¹ (Muller-Putz, és mtsai., 2011) projektet alapul vevő berendezések.



11. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer külső felhasználói alkalmazással

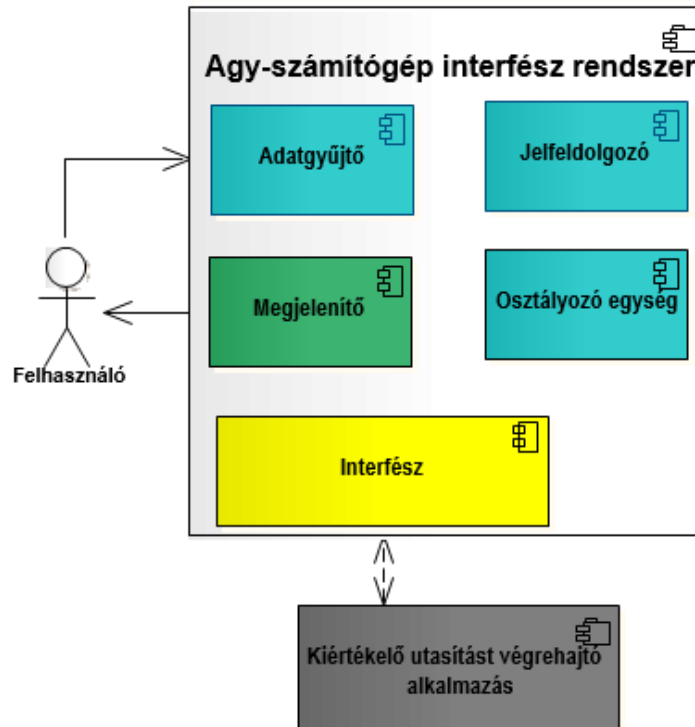
²⁰Általános célú rendszer, amely támogatja az agy-számítógép interfész (BCI) kutatásokat.

²¹Prof. José del R. Millán által vezetett európai projekt, amelynek célja, hogy támogassa azokat a fejlesztéseket, amelyek javítják a fogyatékos emberek életminőségét az agy-számítógép interfészek révén.

Ez a megközelítés lehetőséget kínál arra, hogy a külső alkalmazás teljes mértékben függetlenné váljon az agy-számítógép interfésztől, valamint lehetővé válik a külső alkalmazás rendszerből történő eltávolítása és csatlakoztatása. A külső komponens esetében lehetőség nyílik a módosításokra, illetve továbbfejleszték azokat az algoritmusokat, amelyek vezérlik a kiértékeléseket és végrehajtják az utasításokat. A közvetlen neurális interfész rendszer magját alkotó részegységek módosítása nélkül lehetséges új utasítások és tevékenységek létrehozása.

Üzenetküldésen alapuló alkalmazás komponens

Az üzenetküldésen alapuló alkalmazás komponensnél az információátadás a központi rendszer és a külső felhasználói alkalmazás között kétirányú üzenetátadás révén valósulhat meg. (12. ábra). Az információátadás a programozási interfésztől független kommunikációs protokoll útján valósul meg. Az üzenetalapú megközelítés lehetőséget biztosít arra, hogy a külső alkalmazás vissza tudjon hatni, ezzel kiváltva a rendszer magját alkotó eleminek frissítését esetlegesen paramétereinek módosítását. Ezt a lehetőséget alkalmazzák a g.tec orvosi műszergyártó cég közreműködésével fejlesztett és 2009-ben bemutatott intendiX™ berendezéseknél is (Reza, 2011).



12. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer egy külső, kiegészítő alkalmazással

A rendszer előnye, hogy az agy-számítógép interfész rendszer komponenseit működtető algoritmusának változtatása nem szükséges, valahányszor az alkalmazás által nyújtotta tevékenységek, szolgáltatások, utasítások értelmezése és végrehajtási funkciók módosítása és fejlesztése módosításra kerül.

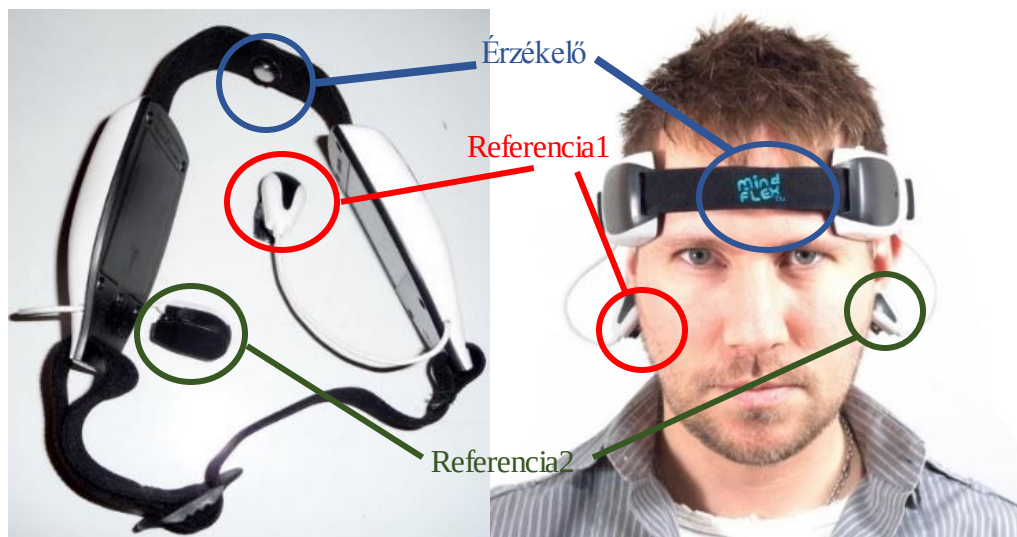
Az előzőekben összefoglalt az agy funkcionális felépítésére, folyamataira, az agy mérhető bioelektromos jeleinek keletkezésére és feldolgozására vonatkozó ismeretek képezik a figyelem vizsgálatára kialakítandó agy-számítógép interfész működésének alapját. Az így kapott jelek regisztrálására többféle bioszenzor kialakítást és elhelyezést alkalmaznak, a fejlesztések eredményeképpen a manapság elérhető a száraz típusú érzékelőket alkalmazó eszközök folyamatos viselése sokkal kevésbé zavaró, mint a korábban alkalmazott megoldások, melyeket az eszközök tervezésénél is figyelembe kell venni. A világon számos fejlesztés folyik ezen a területen, melyek eredményeképpen többféle felépítésű és működésű agy-számítógép interfész megoldás vált elterjedtté, melyek kialakításainak, előnyeinek és hátrányainak tárgyalásával összefoglaló elemzés készült. Az elemzés során kiértékelt jellemzők adják a következőkben bemutatandó agy-számítógép interfész tervezésének alapjait.

6 A figyelem vizsgálatára alkalmas agy-számítógép interfész hardverének megvalósítása

Az agy-számítógép interfész hardverének megvalósításánál figyelembevételre kerültek a fentebb ismertetett tervezési és kialakítási aspektusok, valamint az integrációs lehetőségeket. A kutatási cél eléréséhez szükség volt egy olyan EEG alapú mérőeszköze, amely segítségével mérhetővé és kiértékelhetővé váltak az agyhullámok. Az elmúlt évek fejlesztéseinek eredményeképpen ma már a kereskedelemben is elérhetőek olyan, az agyi elektromos tevékenység megfigyelésére alkalmas eszközök, melyek felhasználhatóak a kutatás célkitűzéseként meghatározott eredményeket alátámasztó mérések elvégzésére. A következőekben bemutatásra kerül egy agy-számítógép alapú mérőeszköz hardver szintű átalakítása, amely alkalmas az agyi elektromos tevékenység megfigyelésére, és a mért jelek digitalizálására, előfeldolgozására, mely a további kiértékelési eljárások alap adatait szolgáltatja.

6.1 A NeuroSky EEG alapú MindFlex headset-je

A NeuroSky már több éve dolgozik EEG alapú mérőeszközök fejlesztésén, melynek ki fejlesztése során számos egyetem működik közre, mint például a Stanford University, Carnegie Mellon University, University of Washington, University of Wollongong és a Trinity College. A kifejlesztett eszközök az agyi elektromos jelek érzékeléséhez rozsdamentes ötvözetből készült, száraz EEG szenzort tartalmaznak (NeuroSky, 2009). A vizsgálatok céljára felhasznált MindFlex megnevezésű, EEG alapú headset-et szintén a NeuroSky fejlesztette ki. Az érzékelőket, és az agyjelek előfeldolgozó és mérő-egységét egy gumírozott kialakítású fejpánton helyezték el (13. ábra). A berendezés a monopoláris technológiát alapul véve két referencia pontot, és egy érzékelőt használ, amelyek közül a referencia pontokat a fül alsó részére csíptetve használjuk. A száraz típusú érzékelő a homloklebenyen helyezkedik el, mely elhelyezés előnyös (az 5.1 fejezetben leírtak szerint) a figyelemmel kapcsolatos agyi tevékenységek megfigyelésében. A headset energia ellátását három darab 1,5V-os ceruzaelem biztosítja.



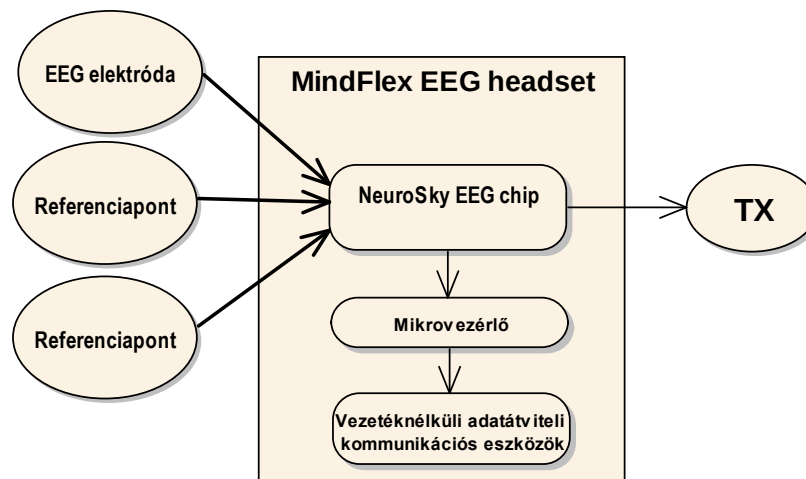
13. ábra: MindFlex EEG headset

A Neurosky által fejlesztett eszköz segítségével szolgáltatott, mért és feldolgozott adatokat a hagyományos, nedves elektródát alkalmazó, az orvosi vizsgálatokban, és a kutatások során széles körben használt Biopac rendszerrel is összehasonlították és kiértékeltek. Mindkét regisztráló eszköz segítségével egy időben rögzítették az adatokat, és a vizsgálat során az érzékelőket is azonos helyekre, azokat egymáshoz közel rögzítették. A két eszköz által szolgáltatott mérési adatok alapján meghatározott teljesítmény-spektrumot hasonlították össze az 1 – 50 Hz tartományban, amely a jellemző agyhullám típusok frekvencia tartománya. A vizsgálat eredményeként azt kapták, hogy a korrelációs tényező a két eszköz által szolgáltatott teljesítmény-spektrum között 0,7-nél nagyobb, amely alapján megállapítható, hogy a két eszköz által szolgáltatott információk közel megegyeznek. Összefoglalóan, megállapították, hogy a Neurosky által fejlesztett rendszer a Biopac rendszerével kompatibilis. (NeuroSky, 2009)

6.2 A MindFlex EEG headset adatkapcsolatának megvalósítása

Ahhoz, hogy a MindFlex headset a kutatásban felhasználható legyen, meg kell oldani az eszköz által regisztrált EEG jelek kiolvasását. Az eszköz vezeték nélküli kommunikációra alkalmas, de nem WiFi vagy Bluetooth szabvány szerint, hanem egyedi átviteli módon. Az átviteli mód ismeretében lehetőség lenne, az eszközzel kommunikálni képes illesztőegység beszerzésére vagy elkészítésére, ezért az EEG headset elektronikáját tartalmazó műanyag burkolat megbontásra került, hogy a belső felépítése tanulmányozható legyen. Sajnálatos módon az eszközbe épített vezeték nélküli kommunikációt megvalósító chip pontos típusa nem volt leolvasható. Ezért más módot kellett alkalmazni a feldolgozott információk kiolvasására. A belső egység vizsgálata során az agyjeleket mérő és feldolgozó chip nyomtatott

áramköri lemezén elérhető volt egy kivezetés Tx jelöléssel, amelyről feltételezhető volt, hogy egy soros kommunikáció (Transmit data) kivezetése. Tovább tanulmányozva az eszköz belső struktúráját jól kivehető volt a 3,3V-os tápfeszültséget előállító rész, illetve a három érzékelő csatlakozási pontja. A MindFlex EEG headset belső felépítését a 14. ábra mutatja.



14. ábra: *MindFlex EEG headset belső felépítése*

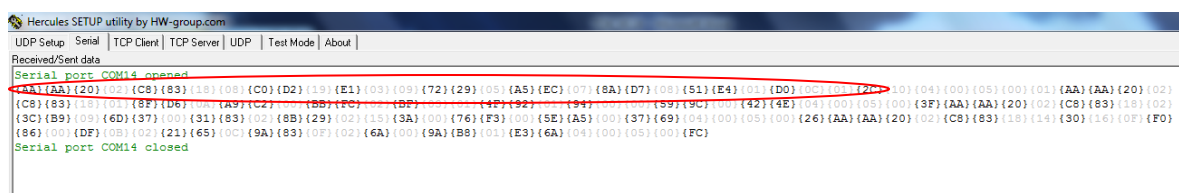
Egy oszcilloszkóp segítségével megvizsgálásra került a Tx kivezetésen megjelenő jel a headset működése alatt. A vizsgálat során kiderült, hogy 3,3V-os feszültségsszinttel rendelkező digitális jel. Annak érdekében, hogy számítógépen könnyen fel lehessen dolgozni a soros kommunikáción érkező adatokat, szükség volt egy átalakítóra, amely a 3,3V-os soros porton érkező információt valamilyen, a számítógépen elérhető bemenethez történő illesztést segíti. A legkézenfekvőbb megoldást egy USB-ről UART-ra átalakító jelentette, amelyek közül az FTDI TTL-232-3V3 típusa került kiválasztásra, relatíve könnyű használhatósága végett. Az FTDI átalakítóit általánosan alkalmazzák a mikrovezérlők számítógéphez történő illesztéséhez.

Az FTDI oldaláról letölthető az eszköz működéséhez szükséges Windows driver, amellyel az eszköz az operációs rendszeren egy virtuális soros portként kezelhető. Az átalakító megfelelő kivezetéseit bekötve a headset Tx kimenetén megjelenő adatok olvashatóvá váltak. Tehát az átalakító Rx és nulla kivezetései a headset Tx nulla pontjára kerültek bekötésre. Az átalakító bekötését a 15. ábra mutatja.



15. ábra: USB UART átalakító MindFlex EEG headset-tel történő összekötése

A sikeres összekötés után egy olyan szoftverre volt szükség, amely a soros porton érkező adatok hexadecimális formátumban képes megjeleníteni, hogy a kapott adatok könnyen kiértékelhetőek legyenek. A fentebb ismertetett feladat ellátáshoz a Hercules SETUP utility megnevezésű soros port terminált alkalmaztam (16. ábra). A kapott adatokat analizálva arra a következtetésre jutottam, hogy az eszköz hozzávetőleg másodpercenként küld azonos méretű, 36 bájtból álló, 0xAA, 0xAA-val kezdődő csomagokat.



16. ábra: MindFlex EEG headset által soros porton küldött adatok regisztrátuma
(Hercules SETUP utility szoftver segítségével rögzítve)

Ahhoz, hogy a csomagban küldött információkat értelmezni lehessen, szükséges a csomagban található adatok leírása. Az feltételezhető, hogy a MindFlex ugyanazt az EEG jelet mérő és feldolgozó chipet tartalmazza, mint ami a NeuroSky más headset-ében található. Tehát, ha ismert a NeuroSky által készített másik EEG headset kommunikációs protokollja, akkor feltételezhetőleg e kommunikációs protokoll szerinti adatok érkeznének a MindFlex EEG headset-nek soros kommunikációjában is. A kommunikációs protokoll részletes leírása után kutatva találtam egy dokumentációt, amely az akkor még csak az amerikai piacra szánt MindSet EEG headset kommunikációs protokolljának a leírását tartalmazta. A MindSet kommunikációs protokollját elemezve sikerült meghatározni az egyes csomagokban érkező adatokat, melyeket 2. táblázat mutatja:

Ssz.	Hexadeci- mális érték	Feldolgozott információ	
1.	0xAA	[SYNC]	Üzenet fejrésze és a mért adatok minőségére vonatkozó jellemzők.
2.	0xAA	[SYNC]	
3.	0x20	[PLENGTH] (payload length) of 32	
4.	0x02	[POOR_SIGNAL] Quality	
5.	0x00	No poor signal detected (0/200)	
6.	0x83	[ASIC_EEG_POWER_INT]	
7.	0x18	[VLENGTH] 24 bytes	
8.	0x00	(1/3) Begin Delta bytes	5.4 fejezetben ismertetett agyhullám típusok erősségei.
9.	0x00	(2/3)	
10.	0x94	(3/3) End Delta bytes	
11.	0x00	(1/3) Begin Theta bytes	
12.	0x00	(2/3)	
13.	0x42	(3/3) End Theta bytes	
14.	0x00	(1/3) Begin Low-alpha bytes	
15.	0x00	(2/3)	
16.	0x0B	(3/3) End Low-alpha bytes	
17.	0x00	(1/3) Begin High-alpha bytes	
18.	0x00	(2/3)	
19.	0x64	(3/3) End High-alpha bytes	
20.	0x00	(1/3) Begin Low-beta bytes	
21.	0x00	(2/3)	
22.	0x4D	(3/3) End Low-beta bytes	
23.	0x00	(1/3) Begin High-beta bytes	Figyelem, meditáció nagysága.
24.	0x00	(2/3)	
25.	0x3D	(3/3) End High-beta bytes	
26.	0x00	(1/3) Begin Low-gamma bytes	
27.	0x00	(2/3)	
28.	0x07	(3/3) End Low-gamma bytes	
29.	0x00	(1/3) Begin Mid-gamma bytes	
30.	0x00	(2/3)	
31.	0x05	(3/3) End Mid-gamma bytes	
32.	0x04	[ATTENTION] eSense	
33.	0x0D	eSense Attention level of 13	
34.	0x05	[MEDITATION] eSense	
35.	0x3D	eSense Meditation level of 61	

2. táblázat: Az egyes csomagokban érkező adatok

Az összeállított rendszeren végzett első kísérleti mérések során az volt megfigyelhető, hogy az eszközből érkező adatok meglehetősen ingadozóak, zajosak voltak. Így arra lehetett következtetni, hogy a headset megfelelő működését a bekötött átalakító zavarhatja meg. Az EEG headset által érzékelt feszültség-értékeket már kismértékű zavarjel is nagymértékben befolyásolhatja, hiszen a mérhető agyjelek feszültség tartománya μV nagyságrendű. Ez az alkalmazott átalakító esetén is fennállhatott, mivel az átalakítón keresztül a számítógép mű-

kódése közben keletkező zavarjelek átjuthattak az EEG headset feldolgozóegységébe. A zavarjel okozta probléma elkerülhető, amennyiben a számítógép felől a föld és a jel vezetéken érkező zavarjelek EEG headset feldolgozó áramköréhez történő eljutása megakadályozható. Ezt a problémát galvanikus leválasztás alkalmazásával oldottam meg, ezért beépítésre került egy 4N25-ös, integrált áramkör alapú, opto-kapus jel leválasztó egység. A leválasztás beépítése után az eszközről érkező jelek már megfelelőek voltak. Ezen átalakításoknak köszönhetően a MindFlex EEG headset-je alkalmassá vált egy számítógép alapú BCI rendszer kialakítására, mely szoftver oldalának megvalósítását a következő főfejezet tartalmazza.

6.3 EEG headset által szolgáltatott jeleket feldolgozó, megjelenítő és regisztráló számítógép

A MindFlex EEG headset által szolgáltatott jeleket feldolgozó, megjelenítő és az utólagos kiértékelést segítő regisztráló program egy Toshiba P750-13G típusú laptopon került implementálásra. A laptop természetesen rendelkezik USB porttal, valamint Windows 7 operációs rendszert futtat. Az adatkapcsolat az EEG headset-el az USB – UART átalakító és annak illesztő programja segítségével könnyen megvalósítható. A laptop Intel® Core™ i7 processzora, 8 GB memóriája bőven elegendő erőforrást biztosít az érkező jelek feldolgozásának, megjelenítésének és regisztrálásának megvalósításához, valamint a laptop hordozhatósága előnyös a komplett BCI rendszer hordozhatósága tekintetében is.

Az előzőkben bemutatott, a Neurosky által fejlesztett, száraz érzékelőket alkalmazó headset-re épülő agy-számítógép interfész alkalmas a homloklebeny agyi elektromos tevékenységének megfigyelésére, mely agyterület aktivitása összefüggésben van a figyelem alakulásával. A száraz elektródák alkalmazásának, a headset kialakításának és az alkalmazott érzékelők relatív kis számának köszönhetően a headset viselése sokkal komfortosabb, mint egy klinikai célokra fejlesztett EEG regisztráló készüléké. A headset-ből, laptopból és az adatkapcsolatot megvalósító USB – UART átalakítóból álló rendszer további előnye, hogy könnyen hordozható, összeállítható és a további fejlesztések szempontjából megfelelő erőforrást és környezetet biztosít.

7 A figyelem vizsgálatára alkalmas agy-számítógép interfész szoftverének megvalósítása

Az előbbi főfejezetben fejlesztett és bemutatott BCI hardver által küldött adatok feldolgozása nélkülözhetetlen a megfelelő rendszer kialakításához. Ehhez szükséges egy olyan szoftver implementálása, amely képes az adatok feldolgozásán túlmenően a kapott információk megjelenítésére is. A definiált probléma megoldásához egy magas szintű programozási nyelv került kiválasztásra, amely képes az EEG headset agy-számítógép interfész által küldött információkat feldolgozni és vizuálisan megjeleníteni.

7.1 Feladatspecifikáció, és a követelmények feltárása, leírása

Az alfejezetben ismertetett feladatok megoldásához szükséges adatfeldolgozó-egységgel szemben támasztott követelmények:

- fogadni tudja az EEG headset által – soros kommunikáción – küldött adatokat;
- ellenőrizni tudja, hogy az átvitel során történt-e zavarjel okozta adatátviteli hiba;
- további 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 mért és feldolgozott adatok változásának időbeli figyelése és megjelenítése, az adatsorban történő változások kielégítő átláthatósága céljából;
- az agyi aktivitás során – a létrehozott BCI hardverrel – mért jelekből képes a figyelem intenzitásnak a meghatározására és azok eltárolására a későbbi tanulási eredményesség vizsgálatának céljából.

7.1.1 Fejlesztői környezet megválasztása

A Windows operációs rendszer alatt az egyik legkorszerűbb objektum-orientált programozást támogató fejlesztői környezet, a Microsoft Visual Studio került alkalmazásra. A fejlesztői környezet támogatja a Windows operációs rendszerek programozásában legelterjedtebb C# nevű, magas szintű, objektum-orientált szemlélet módot támogató programozási nyelvet.

7.2 Tervezés

A fejlesztői környezet megválasztása, és a követelmények megismerése után a fejlesztés következő lépcsője a tervezés. A tervezés eredménye a terv, amelynek minősége nagyban meghatározza a projekt további eredményességét, illetve a végső program minőségét. Figyelembe kell venni a szerkezeti alternatívákat, továbbá számba kell venni a korlátokat. Elemezni kell a felmerülő megoldásokat, majd ki kell dolgozni a rendszer tervének egy megoldását és elemezni kell azt. A tervezés végeztével szükségessé válik a terv validációja, majd azokat a terveket kell kidolgozni, amelyek az implementációra vonatkoznak (Sike & Varga, 2003).

7.2.1 A rendszer nagyvonalú logikai terve

Az **1. sz. mellékletben** található a megvalósítandó rendszer nagyvonalú logikai terve, amely a megvalósítandó rendszer működésének folyamatát illusztrálja.

7.2.2 A statikus modell megalkotása (felépítés felőli nézet)

Az implementálás és integrálás megkezdése előtt meg kell tervezni az egyes osztályokat. A tervezést nagymértékben segítik a vizuális ábrázolást biztosító UML²² modellek, amelyek segítségével – többek közt – szemléltetik a program egy adott időpontban vizsgált állapotát. Ezeket a modelleket statikus diagramoknak nevezzük. Az UML nyelvben elérhető statikus diagramok közül az osztály- és objektumdiagramot felhasználva, tervezésre került az adatfeldolgozó szoftver. Az osztálydiagram és az objektumdiagram is a **2. sz. mellékletben** található.

7.2.3 A dinamikus modell megalkotása (működés felőli nézet)

Egy programot nem csak egy adott időpillanatban végzett működés alapján lehet megtervezni, hanem egy úgynevezett időtérben is, ahol különböző objektum állapot-átmeneteket és együttműködésekkel kell meghatározni, és így megalkotni a valós világ modelljét. A dinamikus tervezés során az általam legjobban preferált szekvencia diagram került felhasználásra az objektumok közötti üzenetváltások időbeli menetének szemléltetésére. A rendszer dinamikus működésének az illusztrálása a **3. sz. mellékletben** található.

7.2.4 A használati eset-modell megalkotása (használat felőli nézet)

A statikus és dinamikus nézőpontrendszer mellett fontosnak tartom a rendszer használati eset felőli megtervezését is. A modell arra ad választ, hogy kinek nyújt szolgáltatást a rendszer, amelyek lehetnek személyek, rendszerek és más programok is. A modell megadja, hogy

²²Szabványos, általános célú modellező nyelv, melynek segítségével szöveges és grafikus modelleket készíthetünk.

a vele szemben támasztott követelmények teljesülnek-e. A szereplők és feladatok megjelölésével, a felhasználó aspektusból nézve mutatja meg a rendszer viselkedését és funkcionálitását. Tehát lényegében a felhasználási eseteket vizsgálja. A használati eset-modell megtalálható a **4. sz. mellékletben**.

7.3 Implementáció, integráció

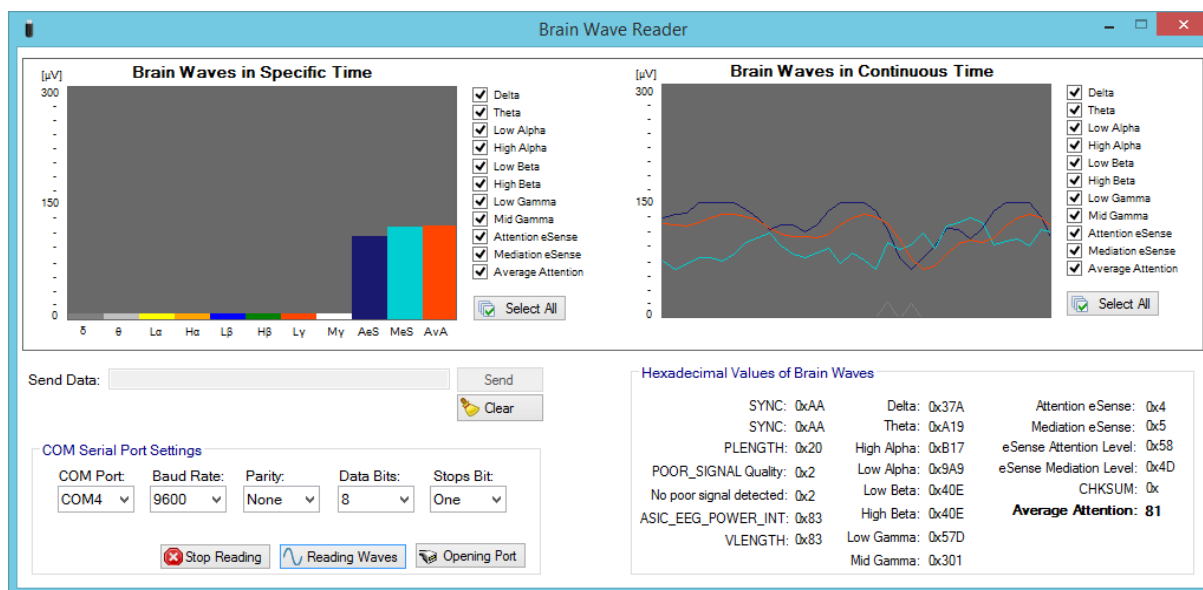
A szoftverfejlesztés következő életciklusának megvalósításánál nagy hasznát vettem az iparban elsajátított ismereteknek, valamint a folyamatos önképzés során megtanult technológiáknak. Az implementációs paradigmám legnagyobb fordulata az elmúlt évek során változott, amikor elolvastam Robert C. Martin – Tiszta kód című könyvét. A könyv kiváló meggyőző erejének, és ésszerű, logikus magyarázatának köszönhetően mára a forráskódok meg szerkesztésénél a legtöbb helyen igyekszem a szerző által tanácsolt kódolási technikákat követni. A fejlesztés során függvényekre vonatkozó „az egy felelősség elve” került figyelembe vételre, és törekedtem a könnyen átlátható kód megvalósítására (Robert, 2011).

„A rossz kód is működhet, de ha a kód nem tiszta, az térdre kényszerítheti a fejlesztőket. Évente számtalan óra és jelentős erőforrások vesznek kárba a rosszul megírt kódok miatt. Ennek azonban nem feltétlenül kell így lennie.” (Robert, 2011)

Az adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver – alaposan átgondolt tervezési modellek megalkotását követően – a program implementálásával került megvalósításra. A statikus modell osztálydiagramját megvizsgálva az alkalmazás három típusleírásra bontható, amelyek rendre a következők:

- **DiagramCreator:** A neve jól mutatja, hogy az osztály, a diagramok menedzselésének típusleírásáért felelős.
- **SerialPortManager:** Az osztály azonosítója szerint az adattagok és tagfüggvények a soros port manipulálását végzik.
- **BrainWaveReaderForm:** Ez az osztály valójában kettő darab parciális osztályból épül fel. Az első parciális osztály a C# és a Visual Studio által menedzselte kódegyeségből, a második típusleírás az általam írt eseménykezelő részből áll.

A dinamikus tervezési modellek és a követelmények alapos vizsgálatának végeztével a program funkcionálisan két fő részre bontható: az adatfeldolgozó, és a megjelenítő részre. Az adatfeldolgozó rész végzi a soros kapcsolaton keresztül a headset-ből érkező adatok olvasását, konvertálását, feldolgozását, a megjelenítő rész pedig megadott jelek megjelenítését valósítja meg oszlopdiagram és idődiagram segítségével (17. ábra).



17. ábra: A BCI adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver felhasználói felülete

A képernyő bal alsó sarkában a soros port paraméterezésének lehetőségei láthatóak. A „COM Port” felirat alatt a kommunikációs csatorna kerülhet kiválasztásra. A „Baud Rate” ebben az esetben az adatátviteli sebességet jelöli. A „Parity” felirat alatt lehetőség nyílik a Paritás beállítására. A „Data Bits” az úgynevezett adatbitek beállításának lehetőséget kínálja, végezetül a stop bitek száma adható meg. A soros port beállítását követően lehetőség nyílik a kiválasztott és felparaméterezett port megnyitására, majd a kommunikációs csatorna sikeres létrejötte után a „Reading Waves” feliratú gombra kattintva elindíthatóvá válik az agyi aktivitás mérése. A mérés bármikor leállítható a „Stop Reading” feliratú gombbal. A felület jobb alsó részén láthatóak a mért agyi elektromos értékek hexadecimális számformátumban, továbbá az utolsó számérték jeleníti meg a mért és számított átlagos figyelem értéket. A felület bal felső részében az egyes agyhullám típusok erősségei láthatóak, oszlopgrafikon formában. A jobb felső részben az adott mérés regisztrátumai vehetők szemügyre. Az alkalmazás lehetőséget kínál bizonyos agyhullám értékek kizárólagos megjelenítésére, azonban lehetőség van az összes értéket láthatóvá tenni a „Select All” feliratú gombra kattintva.

Az események és azok hatásai

A BrainWaveReaderForm osztály objektumpéldányának feladata a program vagy felhasználó által kiváltott események lekezelése. Ezek az események fogják majd az adatfeldolgozó és megjelenítő függvényeket meghívni, amelyek részletes ismertetésére a 3. táblázatban kerül sor.

FÜGGVÉNY AZONOSÍTÓ	KIVÁLTOTT ESEMÉNYEK
brainWaveReaderForm_Load(object sender, EventArgs e)	Az esemény a programunk elindításakor aktiválódik. A kiváltott esemény hatására betöltődik az ablakunk minden ráhelyezett komponenssel együtt. Mindezek mellett meghívásra kerül a PictureBoxDrawing nevezetű függvény.
selectAllBtn0_Click(object sender, EventArgs e)	Az oszlopdiagramokat megjelenítő objektum mellett elhelyezkedő „Select All” feliratú gomb kattintására aktivizálódik, illetve meghívásra kerül a ColumnChartAllSelectButtonClick() metódus.
selectAllBtn1_Click(object sender, EventArgs e)	A vonaldiagramokat megjelenítő objektum mellett elhelyezkedő „Select All” feliratú gomb kattintására aktivizálódik, illetve meghívásra kerül a LineChartAllSelectButtonClick() metódus.
openPortBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Az esemény az „Open Port” feliratú gomb megnyomásakor aktivizálódik. Az esemény hatására meghívódik a SerialPortInitialize() tagfüggvény, mely a soros port inicializálásért felelős.
readBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Az esemény a „Read” feliratú gomb megnyomására váltódik ki és meghívja a ReadHeadset() metódust, amely a headset adatainak olvasását végzi.
stopReadingBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Az esemény kiváltója a „Stop” feliratú gomb megnyomása. Az esemény meghívja a ReadHeadsetStop() tagfüggvényt, amely megállítja az adatok olvasását és leállítja a soros port kapcsolatát.
clearBtn_Click(object sender, EventArgs e)	Ezt az eseményt a „Clear” feliratú gombra való kattintás váltja ki. A hatása, hogy meghívódik a ScreenCleaner() tagfüggvény, mely törli a kijelzett agyhullám adatokat.
columnChart*²³WaveLabel_MouseHover(object sender, EventArgs e)	Az esemény akkor következik be, ha az egeret a kijelzett diagram fölé visszük. Hatására egy úgynevezett „ToolTip” vezérlőben informáljuk a felhasználót.

3. táblázat: Események és azok hatásai

Az adatfeldolgozást megvalósító függvények

Az adatok feldolgozásáról a SerialPortManager osztály objektumpéldánya gondoskodik. A 4. táblázat tartalmazza az osztálybeli metódusokat és azok felelősségeit.

²³ *Agyhullám típusok: Delta, Theta, Alpha, Beta és Gamma.

FÜGGVÉNY AZONOSÍTÓ	FELELŐSSÉGEK
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 soros 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.
PortReader (brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a tagfüggvény bájtonként kiolvassa a MindFlex headset által küldött adatcsomagot. Hiba esetén egy hibakezeléssel kivételt fog dobni, továbbá tájékoztatja a felhasználót a hibáról.
Averaging()	A figyelem/koncentráció értékek átlagolását végzi, amely során kevésbé zajosabb figyelem értéket kapunk.
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 nyomjuk – meghívjuk. 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 felhasználó felé a soros port olvasásának befejezéséről.

4. táblázat: Az adatfeldolgozást megvalósító függvények és felelősségeik

Az adatmegjelenítést megvalósító függvények

Az adatok megjelenítéséről a DiagramCreator osztály objektumpéldánya gondoskodik. Az 5. táblázat tartalmazza az osztályban szereplő függvényeket és azok feladatait.

FÜGGVÉNY AZONOSÍTÓ	FELELŐSSÉGEK
PictureLoadToPictureBox(brainWaveReaderForm bwrForm)	A tagfüggvény feladata, hogy a Form konténer objektumon szereplő két PictureBox képek értékül adja a bitmap-eket, amelyeken a diagramok tényleges kirajzolás történik a PictureBoxDrawing() függvénnyel.
ScreenCleaner(brainWaveReaderForm bwrForm)	A metódus felelőssége, hogy a két grafikont ábrázoló felületet letisztítsa, ha arra a felhasználó igényt tart.
LineChartCoordinateInitialize(brainWaveReaderForm bwrForm)	A csomagban található értékek 0-val történő inicializálása.
ColumnChartCreator(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a függvény rajzolja ki az oszlop grafikont. Természetesen csak azoknak az értékeknek a grafikonját jeleníti meg, amelyekre a felhasználónak szüksége van.
LineChartCreator(brainWaveReaderForm bwrForm)	A tagfüggvény a regisztrátum kirajzolását valósítja meg. Itt is csak azok az értékek főgnak megjelenni, amelyekre a felhasználó igényt tart.
HexadecimalValueCalculator(brainWaveReaderForm bwrForm)	Ez a metódus felelős az adatcsomagban érkezett értékek hexadecimális alakra való konvertálásáért. Az átalakítás után pedig a Form jobb alsó sarkában szereplő címkék szövegértékének adjuk az átalakított számértéket.
IsChecksumValid(brainWaveReaderForm brainWaveReaderForm, int sum)	A függvény ellenőrzi, hogy a csomagban kapott értékek megfelelőek-e vagy sem.
LineChartArrayPusher(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() 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 megnyomnia és ennek hatására meghívódik az egyik függvény attól függően, hogy melyik „Select All” gombot nyomták meg, majd beállítja az CheckBox-ok ellenőrző értékét igazra, és ennek hatására az összes mért érték megjelenik egy grafikonon.

5. táblázat: Az adatmegjelenítést megvalósító függvények és felelősségeik

7.4 Verifikáció, validáció

Az implementációs és integrációs ciklust követően a vizsgálat célja az volt, hogy a kialakított alkalmazás megfelelően működik-e, illetve eleget tesz-e a vele szemben támasztott követelményeknek. Ezért a rendszer működése alapos tesztelésen esett át. A tesztelési fázis során a rendszer-hibák és működési rendellenességek kimutatására, illetve azok lokalizálására kínálkozott lehetőség. A tesztelés folyamata során a szoftverhibák a verifikáció és validáció módszerével kerültek kiszűrésre (Sike & Varga, 2003). Ezen belül egységeszték, és a modulok helyes együttműködését biztosító rendszertesztek kerültek elvégzésre. A tesztelés során néhány implementációs hibára fény derült, amelyek javítása megtörtént.

7.5 Rendszerkövetés, karbantartás

A szoftverfejlesztés életciklusa a tesztelési fázissal nem zárul le. Az aktuális kutatáshoz a jelenlegi verziójú alkalmazás teljesen mértékben megfelel, azonban a jövőben felmerülhet az alkalmazás továbbfejlesztése. Továbbá elengedhetetlen a forráskód újonnan megjelenő technológiákhoz való igazítása és folyamatos finomítása, melyet a kialakított rendszer moduláris felépítése lehetővé tesz.

Az ismertett agy-számítógép interfész regisztráló és megjelenítő alkalmazása segítségével mind az egyes agyhullámok erősségeinek pillanatértékei, mind pedig azok időbeli változásai megfigyelhetők, rögzíthetők. Ezzel a rendszer alkalmassá tehető az agyban lezajló és a homloklebeny részhez köthető agyi tevékenység folyamatos megfigyelésére, és a kapott eredmények további kiértékelésére. A következő fejezetekben tárgyalt vizsgálatokhoz kapcsolódó, az agyi tevékenység megfigyelésén alapuló regisztrátumok felvétele a bemutatott rendszer segítségével történt.

8 Figyelem és tanulás vizsgáló kísérletek, eredményeik és kiértékelésük

A 3. főfejezetben ismertetett figyelem vizsgálati módszerek, valamint a 4. főfejezetben ismertetett tanulás vizsgáló kísérletek felhasználásával olyan összehasonlító tesztek kerültek elvégzésre, amelyben a teszteredmények az agy-számítógép interfész által szolgáltatott adatokkal kerültek összevetésre. A kísérletek eltérő mentális állapotban zajlottak le, melyek egy tanítási nap kezdete előtt és végén lettek lefolytatva, ebből adódóan egy éberebb reggeli és egy fáradtabb délutáni időpontban, mely mentális állapotbeli különbséget a vizsgált tesztalanyok visszajelzései is megerősítettek.

A figyelem szintjét, memorizálást, tanulást vizsgáló, a PEBL környezetben implementált tesztek eredményei a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szinttel kerültek egybevetésre. A kísérleti tesztek során a figyelem szintje valamint a memorizálás, tanulás eredményessége került vizsgálatra. A kísérletek lefolytatásának célja annak megállapítása, hogy az EEG alapú BCI eszköz segítségével meghatározott figyelmi szint és a lefolytatott tesztek eredménye között milyen kapcsolat mutatható ki. Amennyiben a kapcsolat erőssége nagy úgy a BCI eszköz által szolgáltatott adatok és a tanulás eredményessége korrelál, vagyis nem függetlenek egymástól. Mivel a figyelem és a tanulás kimenetele közötti ok-okozat kapcsolat áll fenn, így a BCI eszköz által szolgáltatott információkból a tanulás hatékonyságára is következtetni lehet.

8.1 A kísérletek lefolytatásának körülményei

A következőkben összefoglalásra kerül a kísérletek kivitelezésében közreműködő személyek és felhasznált mérőeszközök, eljárások.

8.1.1 Vizsgálati személyek

A vizsgálatban a Rudas Közgazdasági Szakközépiskola, Szakiskola és Kollégium diákjai vettek részt. A diákok önként jelentkeztek a vizsgálatra. A teszt megkezdése előtt mindenki aláírt egy jegyzőkönyvet, amely igazolja a kísérletben való részvételt, illetve kitöltöttek egy névtelen – kizárólag számsorral ellátott – tanulási szokásokra kiterjedő kérdőívet. Jelen kutatásban összesen 32 közel azonos képességű diák vett részt: 32 tizennégy és tizennyolc év közötti diák, 16 fiú és 16 lány, 6 fő kilencedik évfolyamba, 12 fő tízedik évfolyamba, 8 fő tizenegyedik évfolyamba és 6 fő tizenkettedik évfolyamba járt a kísérlet végrehajtásának időpontjában.

8.1.2 Vizsgálati tesztek

A vizsgálat során 3. és 4. főfejezetben részletesen ismertetett, a PEBL környezetben implementált PCPT, TOAV, Corsi kocka és Ebbinghaus, figyelem és tanulás vizsgáló tesztek kerültek alkalmazásra.

8.1.3 Mérőeszközök és eljárás

A teszt megkezdése előtt a tesztalanyoknak a vizsgálatok előtt fel kellett helyezniük az agyhullámok mérésére szolgáló EEG alapú headset-et. Az eszköz felhelyezését követően az alanyoknak pontosan elmagyarázásra került a tesztelés menete. Az eszköz kalibrációját és a tesztalanyok tájékoztatást követően az egyének megkezdhatték a kísérletet. A teszt végzése közben folyamatos monitorozásra és kiértékelésre kerültek a tesztalanyok átlagos figyelem értékeik.

8.2 A folyamatos teljesítmény teszt alapú kísérlet

A vizsgálat során először a PEBL fíle folyamatos teljesítmény teszt (PCPT) került lefolytatásra, mely a harmadik részben tárgyalt Conner-féle Continuous Performance Task (CPT) folyamatos teljesítmény teszt PEBL környezetbeli implementációja.

8.2.1 Eredmények és értelmezés

A PCPT teszt végeztével generált riportok különböző fogalom magyarázatai a **2. sz. függelékben** találhatók, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák. A 6. táblázat szemlélteti az egyik, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentrációjú vizsgálati személy által elvégzett PCPT teszt jellemző értékeit.

Report for PEBL Continuous Performance Task (PCPT) Version 0.3 http://pebl.sf.net (c) 2006 Shane T. Mueller, Ph.D. PEBL Version 0.14				
Statistic	ISI:	1000	2000	4000
Correct Trials		107/108	108/108	104/108
Correct Targets		94/94	104/104	98/98
Correct Foils		13/14	4/4	6/10
Target Acc Rate		1	1	1
Foil Acc Rate		0.929	1	0.6
Commission Errors		1	0	4
Omission Errors		0	0	0
Correct RT Mean		421.56	421.34	448.4
Correct RT SD		69.84	57.05	80.6
Error RT Mean		396	NA	419.5
Error RT SD		0	NA	23.39

6. táblázat: PEBL Continuous Performance Task (PCPT) teszt eredménye 1

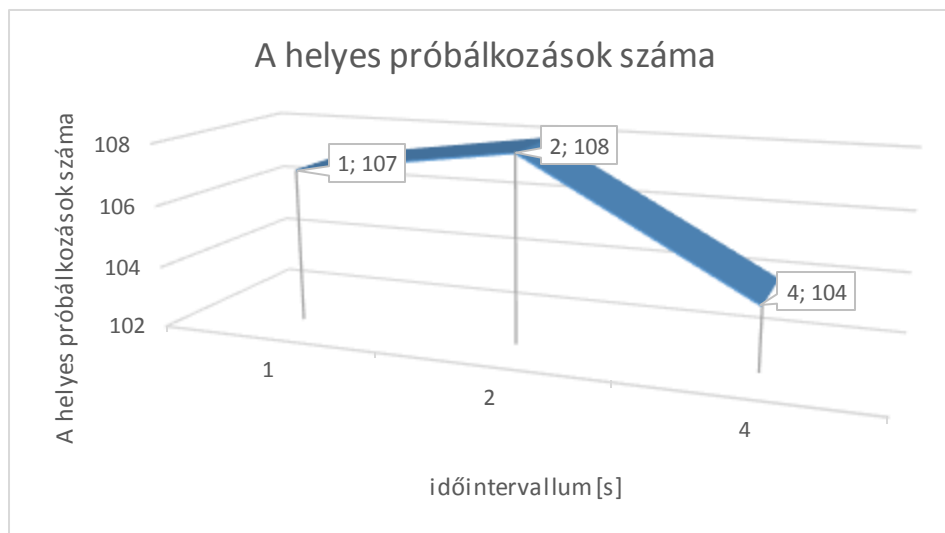
A másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 107 egység a 108-ból, ami 99,1% eredménynek felel meg. A célingerekre adott helyes válaszok száma 94 egység a 94-ből, ami azt jelenti, hogy a vizsgálati személy 100%-os helyességgel nyomta le a szóközbillentyűt, akkor, ha nem „X” karaktert látott a képernyőn. A célingerekkel ellentétes karakterre, tehát az „X”-re adott helyes válaszok számában megfigyelhető 1 tévesztés, ami 92,9%-os sikerességet jelent. Komissziós hibákat illetően a vizsgálati személy egyszer nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Omissziós hibát nem követett el a tesztalany, tehát minden esetben reagált a célingerre. A célingerekre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 421,6 milliszekundum, míg a szórás, amely a célingerek megválaszolósi reakció idejének standard hibájából ered, 69,8 milliszekundum. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakció 396 milliszekundum. Ez azt jelenti, hogy a vizsgálati személy hamarabb reagált, ha „X” karaktert látott felvillanni a képernyőn. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakció idejének standard hibája, azaz a szórása 0 milliszekundum, mivel a tesztalany célingerral ellentétes karakter felvillanásra mindig helyesen válaszolt.

A két másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 108 egység a 108-ból, ami 100% eredménynek felel meg, tehát a másodpercenkénti felvillanó ingerekhez képest itt 7,1%-os javulás figyelhető meg, amíg a célingerekre adott helyes válaszok számában eltérés nem volt észlelhető. A célingerekkel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 0, ami 1 egységgel jobb érték, mint másodpercenkénti felvillanó ingereknél mért. Komissziós és omissziós hiba nem volt kimutatható. A célingerekre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 421,3 milliszekundum, ami 0,2 milliszekundummal kevesebb, tehát a tesztalany hamarabb képes volt eldönteni, hogy az adott betű az célinger vagy sem. A válasz gyorsasága egyenletesebb volt, mint az egy másodperces teszt esetén. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakcióidő és a célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakció idejének standard hibája, azaz szórása nem létezik, hiszen teszt során nem történt meg az az eset, hogy az alany a célingerekkel ellentétes karaktert célingernek vélte volna.

A négy másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 104 egység a 108-ból, ami 96,3% eredménynek felel meg, tehát rosszabb az egy és két másodperces teszténél kapott eredménynél is. A célingerekre adott helyes válaszok számában eltérés nem volt észlelhető. A célingerekkel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 4, ami 3 egységgel rosszabb érték, mint másodpercenkénti felvillanó ingereknél mért, illetve 4 egységgel rosszabb, mint a két másodperces időintervallumúnál mért. Komissziós hibákat illetően a

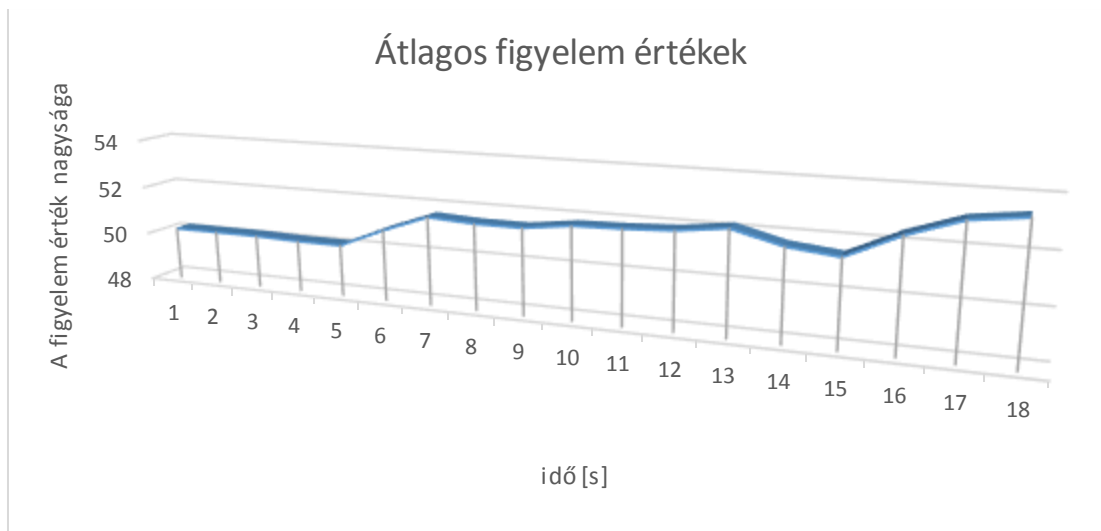
vizsgálati személy négyszer nem megfelelően reagált a célkarakterrel ellentétes betűre. Omisszióhiba nem történt, tehát minden esetben reagált a célingerre. A célingerekre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 448,4 milliszekundum, ami 27 milliszekundummal nőtt, tehát a tesztalany lassabban volt képes eldönteni négy másodperc alatt, hogy az adott betű célinger vagy sem. A reakció idő standard hibája 80 milliszekundumra nőtt a teszt során. Látható, hogy a teszt esetén a hibák száma, a válasz átlagos reakcióideje nőtt, és a reakció időben nagyobb eltérések mutathatóak ki, mely feltehetően a monoton feladat végrehajtása miatti figyelem csökkenésnek tudható be. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakcióidő 419,5 milliszekundum. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakció idejének standard hibája, azaz a szórása 23,4 milliszekundum volt.

A 18. ábra szemlélteti a vizsgálati személy által végrehajtott helyes próbálkozások számát (**Correct Trials**) adott időintervallumban.



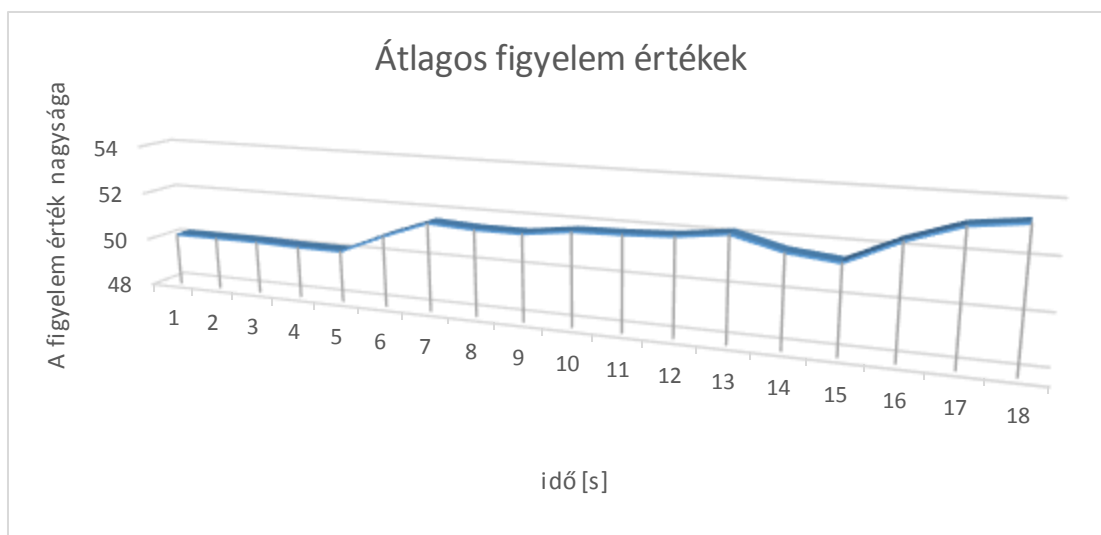
18. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében

A 19. ábra szemlélteti a vizsgálati személy CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének a változását. Az 1 másodperces időblokkban 18 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amelyet az **5. sz. melléklet** felső, baloldali diagramján láthatunk.



19. ábra: A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből)

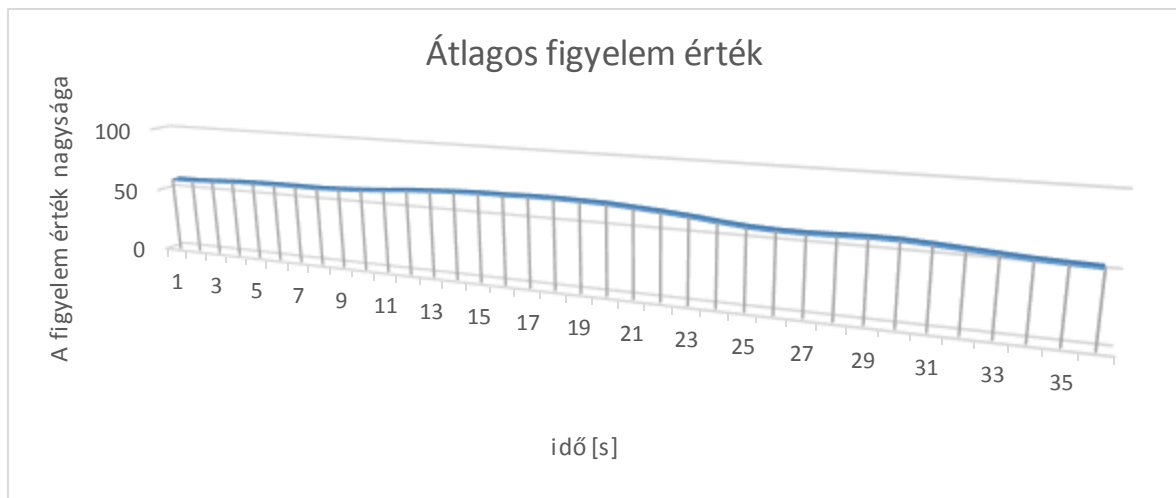
A 20. ábra szemlélteti a vizsgálati személy CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének a változását. A 2 másodperces időblokkban 36 darab inger vilant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amelyet az **5. sz. melléklet** felső, baloldali diagramján láthatunk.



20. ábra: A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből)

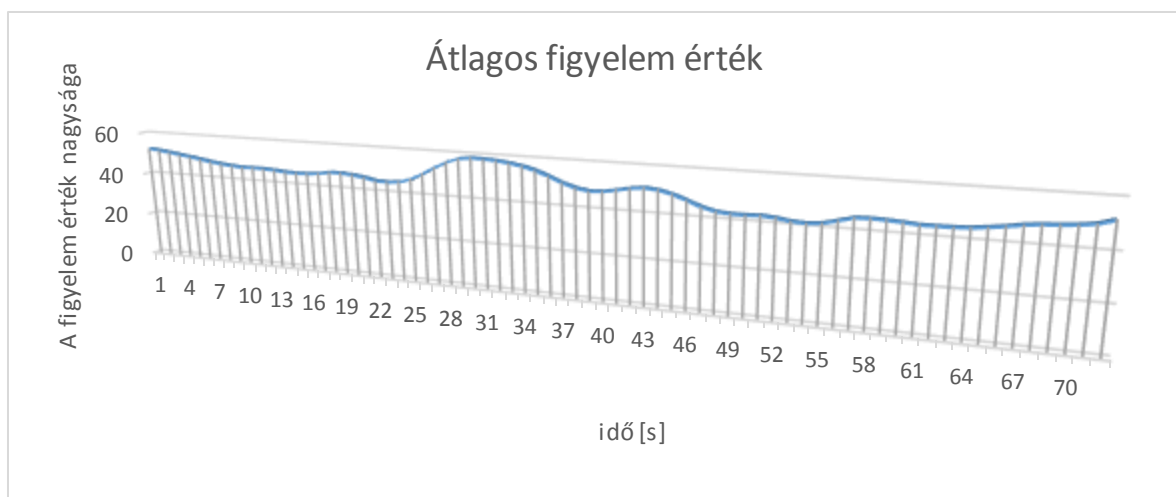
A 21. ábra szemlélteti a vizsgálati személy CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének a változását. A 2 másodperces időblokkban 36 darab inger vilant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. Az ábra egy metszete a vizsgálati sze-

mély által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amelyet az **5. sz. melléklet** felső, baloldali diagramján láthatunk.



21. ábra: A tesztalany CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből)

A 22. ábra szemlélteti a vizsgálati személy CPT teszt 4 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének a változását. A 4 másodperces időblokkban 72 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amelyet az **5. sz. melléklet** felső, baloldali diagramján láthatunk.



22. ábra: A tesztalany CPT teszt 4 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből)

A regisztrált figyelem értékek alapján megfigyelhető, hogy az egy másodperces tesztek alatt kicsit 50% feletti és növekvő figyelem értékek voltak mérhetőek, a második, két másodperces tesztek esetén a figyelem folyamatos magasabb, 60% közeli szintje volt tapasztalható, és kevésbé ingadozott. A teszt utolsó részében a figyelem értéke már 50% alá csökkent és ingadozóbbá is vált. Ezek az eredmények jó összhangban vannak a PCPT teszt során kapott helyes válaszok száma és a reakció gyorsasága és szórása között.

A 7. táblázat szemlélteti ugyanazon vizsgálati személy rosszabb teszteredményt adó, vagyis alacsonyabb koncentrációjú tesztalany által elvégzett PCPT teszt jellemző értékeit.

Report for PEBL Continuous Performance Task (PCPT) Version 0.3 http://pebl.sf.net (c) 2006 Shane T. Mueller, Ph.D. PEBL Version 0.14				
Statistic	ISI:	1000	2000	4000
Correct Trials		105/108	104/108	100/108
Correct Targets		100/101	97/97	90/90
Correct Foils		5/7	7/11	10/18
Target Acc Rate		0.99	1	1
Foil Acc Rate		0.714	0.636	0.556
Commission Errors		2	4	8
Omission Errors		1	0	0
Correct RT Mean		424.17	437.29	465.74
Correct RT SD		96.01	74.1	83.95
Error RT Mean		404	394.75	415.13
Error RT SD		107	18.83	38.76

7. táblázat: PEBL Continuous Performance Task (PCPT) teszt eredménye 2

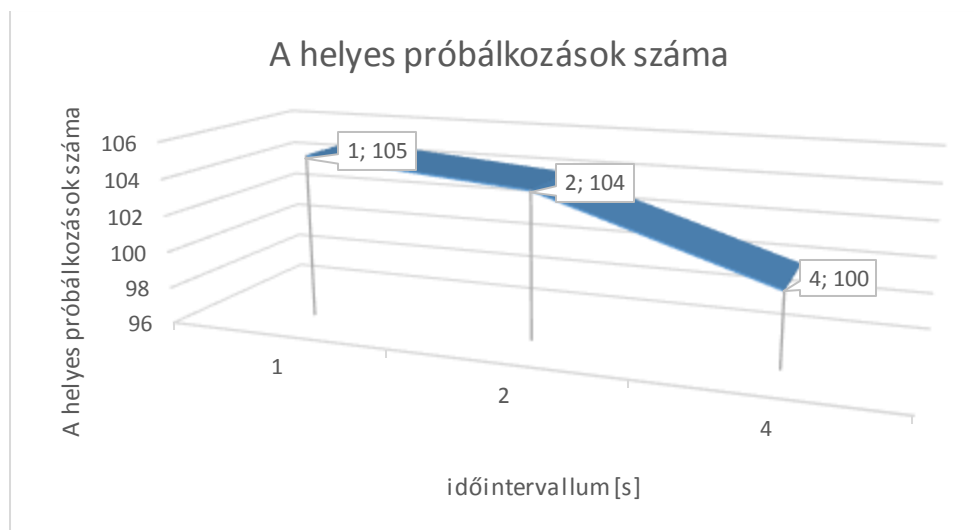
Alacsonyabb koncentrációs állapotban a másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 105 egység a 108-ból, ami 97% eredménynek felel meg. Ez az érték 2 egységgel, azaz 2%-al rosszabb eredmény, mint magasabb koncentráció állapotban. A célingerekre adott helyes válaszok száma 100 egység a 101-ből, ami azt jelenti, hogy a vizsgálati személy 99%-os helyességgel nyomta le a szóközbillentyűt, akkor, ha nem „X” karaktert látott a képernyőn. Ez az eredmény hasonló a magas koncentrációjú állapotban kapott eredményekhez. A célingerekkel ellentétes karakterre, tehát az „X”-re adott helyes válaszok számában azonban megfigyelhető 2 tévesztés is. Komissziós hibákat illetően is gyengébb eredmény született, mivel a tesztalany kétszer nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Omissziós hibákat illetően is rosszabb a teljesítmény, amíg pihentebb mentális állapotban ilyen típusú hibát nem vétett, addig alacsonyabb koncentráció szintnél ez az érték 1 egység, tehát a vizsgálati személy nem minden esetben reagált a célingerre. A célingerekre

adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 424,2 milliszekundum, ami azt jelenti, hogy fáradtabb állapotban a reakcióidő nőtt. A reakcióidő szórása 96 milliszekundum, amely szintén növekedést jelent a magasabb koncentrációjú állapothoz képest. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakció ideje 404 milliszekundumra nőtt, a reakció idejének szórása 107 milliszekundum.

A két másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 104 egység a 108-ból, ami 96,3% eredménynek felel meg, tehát itt szintén romlás figyelhető meg a magasabb koncentrációjú állapothoz képest. Helyes válaszok tekintetében a teszt részben nem követett el a korábbi vizsgálathoz hasonlóan, de a célingerekkel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 4 egységre nőtt. Komissziós hibákat illetően is gyengébb eredmény születet, mivel a tesztalany négyszer nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Omissziós hibákat illetően is rosszabb eredmény született, mivel az egy másodperces időblokkban mért hibához képest 1 egységgel rosszabbul teljesített a tesztalany. A célingerekre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 437,4 milliszekundum, ami növekedést, lassabb válaszadást jelent. A reakcióidő szórásában nagyobb változás mutatható ki, jelentősen nőtt az első tesztkez képest.

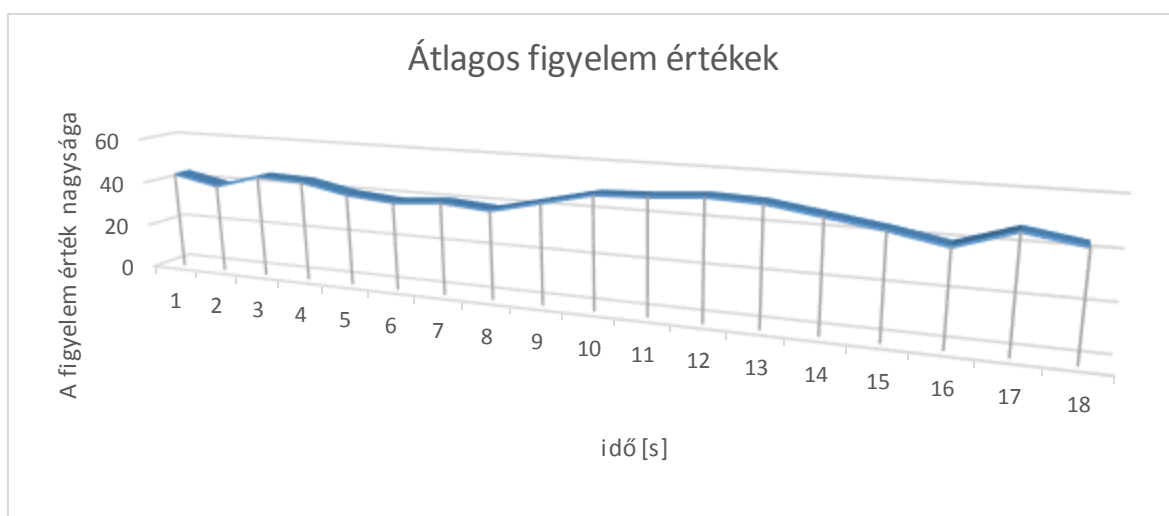
A négy másodperceként felvillanó ingerre adott helyes válaszok aránya tovább csökkent. A célingerekkel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 8 egység, ami tovább nőtt. Komissziós hibákat illetően is gyengébb eredmény születet, mivel a tesztalany nyolc alkalommal nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Magasabb koncentráció szintnél elkövetett komissziós hibák száma 4 egység volt, amely alapján, szintén jelentős, 4 egységnyi visszaesés mutatható ki a két mentális állapot között. A célingerekre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 465,7 milliszekundum, a korábbi magasabb koncentrációjú állapotban végzett teszt során ez az érték 448,4 milliszekundum volt, mely alapján jól látható, hogy alacsonyabb koncentráció szint mellett a célingerekre adott válaszok reakcióideje nőtt. A célingerek megválaszolási reakció idejének szórása, ami 83,9 milliszekundum, is növekedést mutat a korábbi teszteredményekhez képest. A célingerekkel ellentétes betűre adott válasz reakcióidő csökkent, ez az érték magasabb koncentráció szinten 420 milliszekundum volt, tehát a tesztalany kevésbé átgondoltan döntött.

A 23. ábra szemlélteti a vizsgálati személy által végrehajtott helyes próbálkozások számát adott időintervallumban.



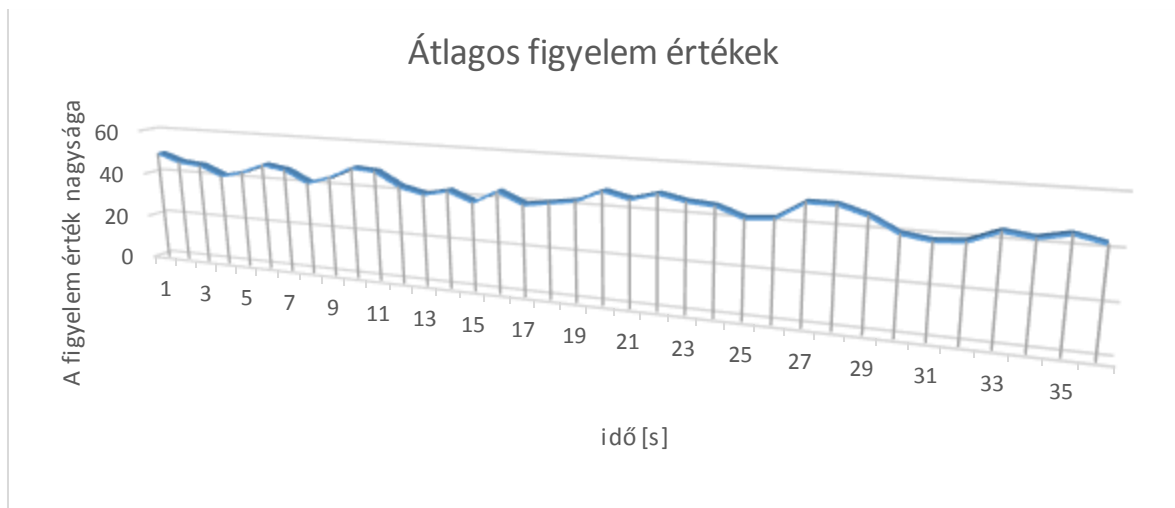
23. ábra: *A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében*

A 24. ábra szemlélteti a vizsgálati személy PCPT teszt 1 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének a váltakozását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely az **5. sz. melléklet** felső, jobboldali diagramján látható.



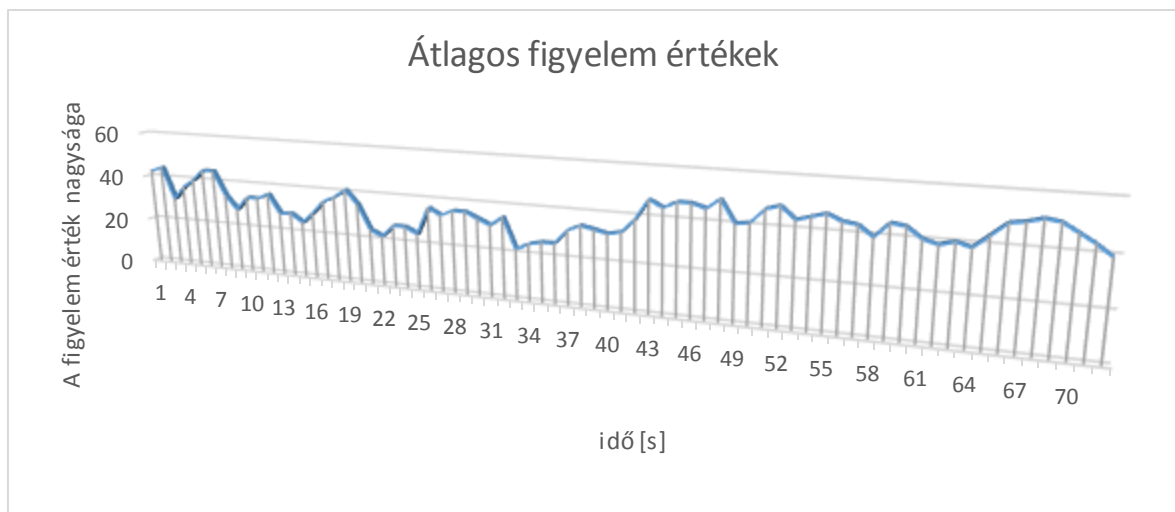
24. ábra: *A tesztalany CPT teszt 1 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének váltakozása. (Metszet a tesztalany teljes átlagos figyelem értékéből)*

A 25. ábra szemlélteti a vizsgálati személy PCPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént átlagos figyelem értékének a váltakozását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely az **5. sz. melléklet** felső, jobboldali diagramján látható.



25. ábra: A tesztalany CPT teszt 2 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása.

A 26. ábra szemlélteti a vizsgálati személy PCPT teszt 4 másodperces időblokkjában betörtént átlagos figyelem értékének a változását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely az **5. sz. melléklet** felső, jobboldali diagramján látható.



26. ábra: A tesztalany CPT teszt 4 másodperces időblokkjában betörtént figyelem értékének változása.

Általánosan megállapítható, hogy az alacsonyabb koncentrációjú állapotban mért figyelem értékek egyrészt alacsonyabbak, másrészt ingadozóbbak a magasabb koncentrációjú állapothoz képest, mely összhangban van a két mentális állapot során kapott teszt eredményeivel, a helyes válaszok, a reakció idő és annak szórására vonatkozóan.

8.3 Az éberségi figyelem teszt

A kísérlet második részében a TOAV teszt során a BCI rendszer segítségével szintén folyamatosan megfigyelésre került a tesztalanyok átlagos figyelemértéke. A TOAV által generált riport a **3. sz. függelékben** található eredményeket foglalja magában. A 8. táblázat tartalmazza az egyik, magasabb koncentráció szinten lévő egyén által elvégzett TOAV teszt eredményét, míg a 9. táblázat szemlélteti ugyanezen tesztalany által végzett teszt eredményét, alacsonyabb koncentráció állapotban.

8.3.1 Eredmények és értelmezés

A TOAV teszt végeztével generált riportban található fogalmak magyarázatai a **3. sz. függelékben** találhatók, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák. A 8. táblázat szemlélteti az egyik, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentrációjú vizsgálati személy által elvégzett TOAV teszt jellemző értékeit.

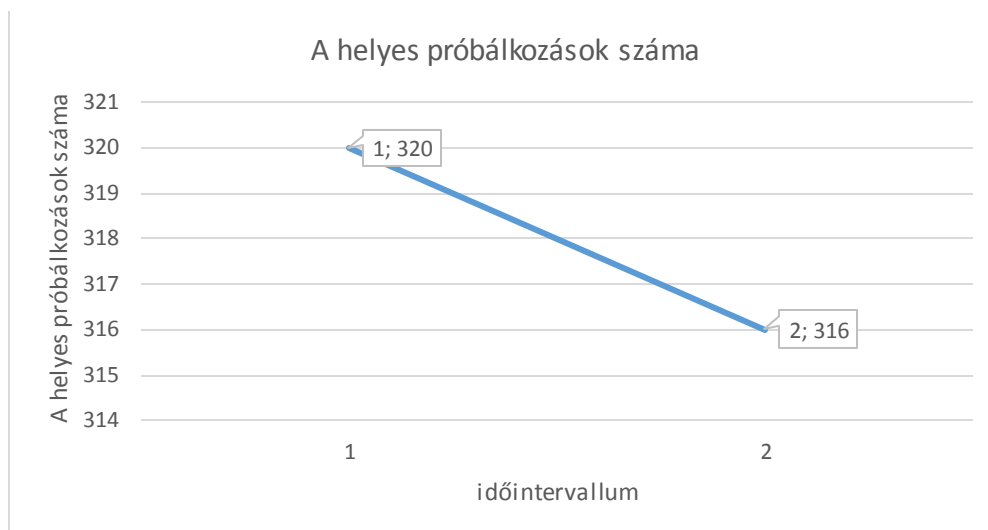
Report for PEBL Test of Attentional Vigilance (TOAV) Version 0.1 PEBL Version 0.14 http://pebl.sf.net			
Statistic	Half 1	Half 2	Pooled
Total Trials	320	320	640
Correct Targets	72	248	320
Correct Foils	248	68	316
Correct Trials	320	316	636
Commission Errors	0	4	4
Omission Errors	0	0	0
Correct RT Mean	540	522	526
Error RT Mean	476	425	435
RT Mean	537	517	522
RT SD	84	108	103
Anticipations	0	0	0
Multiple Responses	0	0	0

8. táblázat: PEBL TOAV teszt eredménye 1

A kísérletet végző vizsgálati személyek teljes próbálkozásainak számértéke 640 egység, amely idő szerint két egyenlő mennyiségre oszlik (320-320), ennek magyarázata, hogy teszt két „félidőből” áll, és a félidők között a tesztalanyok, akár szünetet is tarthatnak. A véletlenszerűen kiválasztott alany célingerre adott helyes válasza a teszt első részében 72 egység, a második részében 248 egység, amelynek összege 320. Következésképpen a vizsgálati személy mindig helyesen reagált, amikor a fekete négyzet, a fehér négyzetben felül helyezkedett el. A tesztalany a célingerrel ellentétes ingerre a teszt első részében 247 alkalommal helyesen

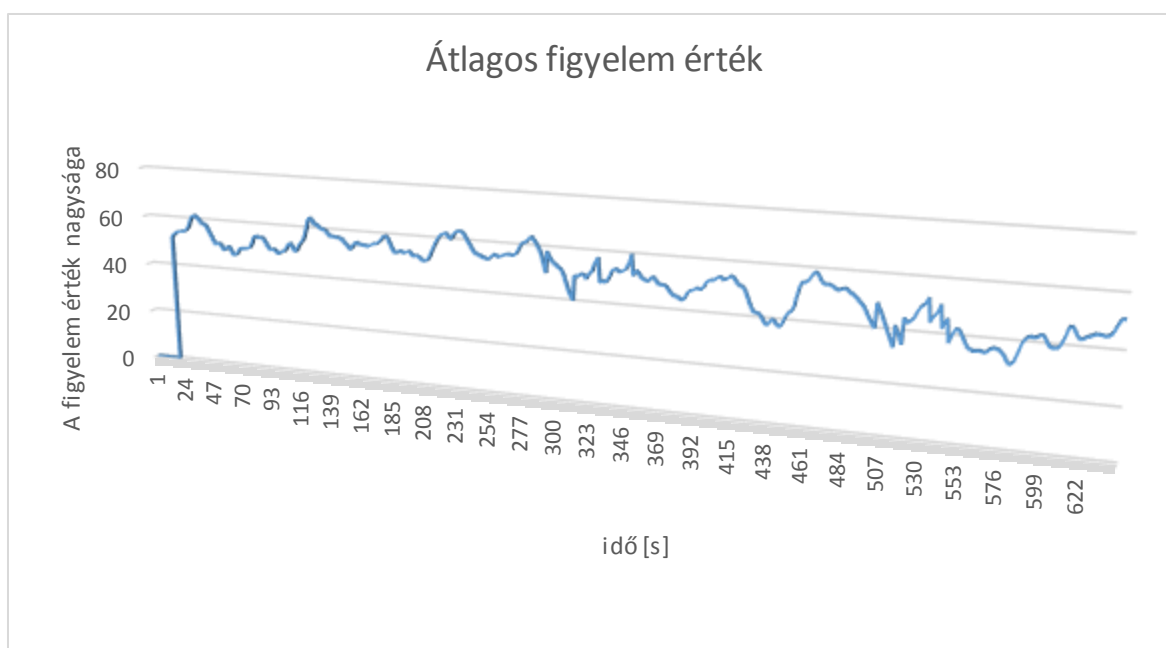
reagált, míg a második részben 69 alkalommal válaszolt helyesen. Így, amikor a fekete négyzet a fehér négyzetben alul helyezkedett el, a vizsgálati személy összesen 316 alkalommal reagált helyesen, tehát 4 alkalommal nem megfelelően válaszolt a célingerrel ellentétes ingerre. Összességében a 640 ingerreakció válasza 99,4%-ban azaz 636 alkalommal volt sikeres. A komissziós hiba, amely a célinger ellentétére adott helytelen válaszok számát fejezi ki az első részben 0, mivel a tesztalany a célinger ellentettjére hibamentesen reagált, míg a teszt második felében ez a hiba összeg 4. Ez azt jelenti, hogy a két részben összesen 4 komissziós hiba volt észlelhető. A tesztalanynál omissziós hiba nem volt mérhető, tehát a vizsgálati személy minden alkalommal reagált a célinger bemutatásakor. A helyes célingerek megválaszolásának reakció ideje a teszt első felében 540 milliszekundum, míg a teszt második felében 522 milliszekundum, tehát a tesztalany 3,33%-al reagált gyorsabban a helyes célingerre, tehát kevésbé várt ki a válaszadással. A célingerekkel ellentétes ábrára adott válasz reakció idő a vizsgálat első részében 476 milliszekundum volt, amíg a második részben ez az érték 425 milliszekundum, így az alany 10,7%-al válaszolt gyorsabban a célingerekkel ellentétes ingerre. Ingertől függetlenül az ingerre adott reakcióidő a teszt első felében 537 milliszekundum, míg a második részben 517 milliszekundum, ez 3,7%-os gyorsulást jelent. A megválaszolási reakcióidő szórása a vizsgálat első felében 84 milliszekundum, míg a második felében 108 milliszekundum. Olyan eset, amikor a tesztalany olyan gyorsan reagált a célingerre, hogy az feltételezhetőleg csak „vak találgatás” volt, nem volt kimutatható, továbbá olyan eset sem fordult elő, amikor a vizsgálati személy többször is válaszolt a célingerre.

A 27. ábra szemlélteti a vizsgálati személy által végrehajtott helyes próbálkozások számát (**Correct Trials**) két időintervallumra osztva.



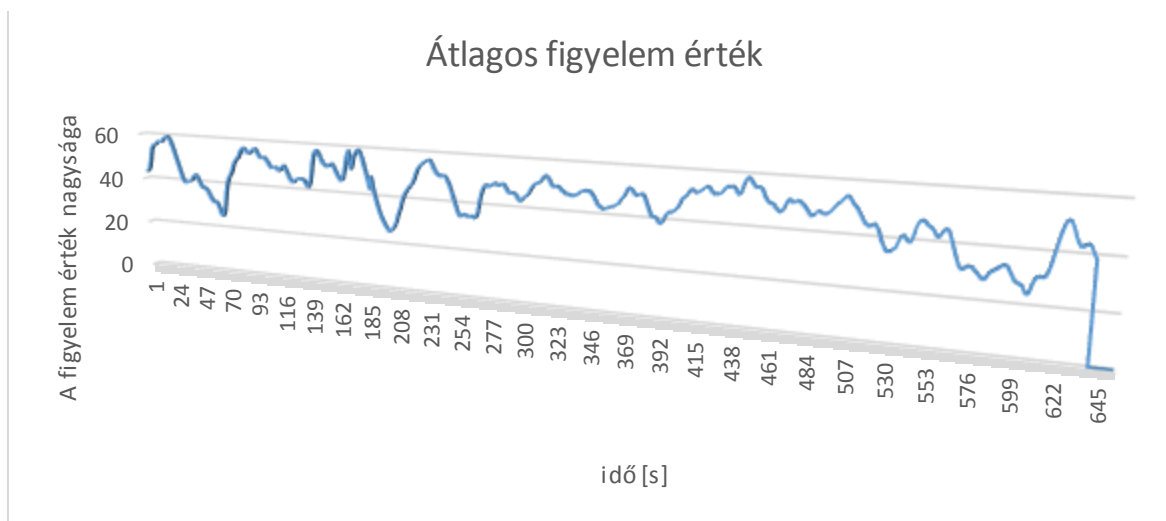
27. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében

A 28. ábra szemlélteti a vizsgálati személy TOAV teszt első periódusában történt figyelem értékének a változását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely a **6. sz. melléklet** alsó, baloldali diagramján látható.



28. ábra: A tesztalany TOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének változása.

A 29. ábra szemlélteti a vizsgálati személy TOAV teszt második periódusában történt figyelem értékének a változását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely a **6. sz. melléklet** alsó, baloldali diagramján látható.



29. ábra: A tesztalany TOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének változása.

Általánosan megállapítható, hogy a teszt második részében mért figyelem értékek egyrészt alacsonyabbak, másrészt ingadozóbbak a magasabb koncentrációjú állapothoz képest, mely összhangban van a két mentális állapot során kapott teszt eredményeivel, a helyes válaszok, a reakció idő és annak szórására vonatkozóan.

A 9. táblázat szemlélteti ugyanazon vizsgálati személy rosszabb teszteredményt adó, vagyis alacsonyabb koncentrációjú tesztalany által elvégzett TOAV teszt jellemző értékeit.

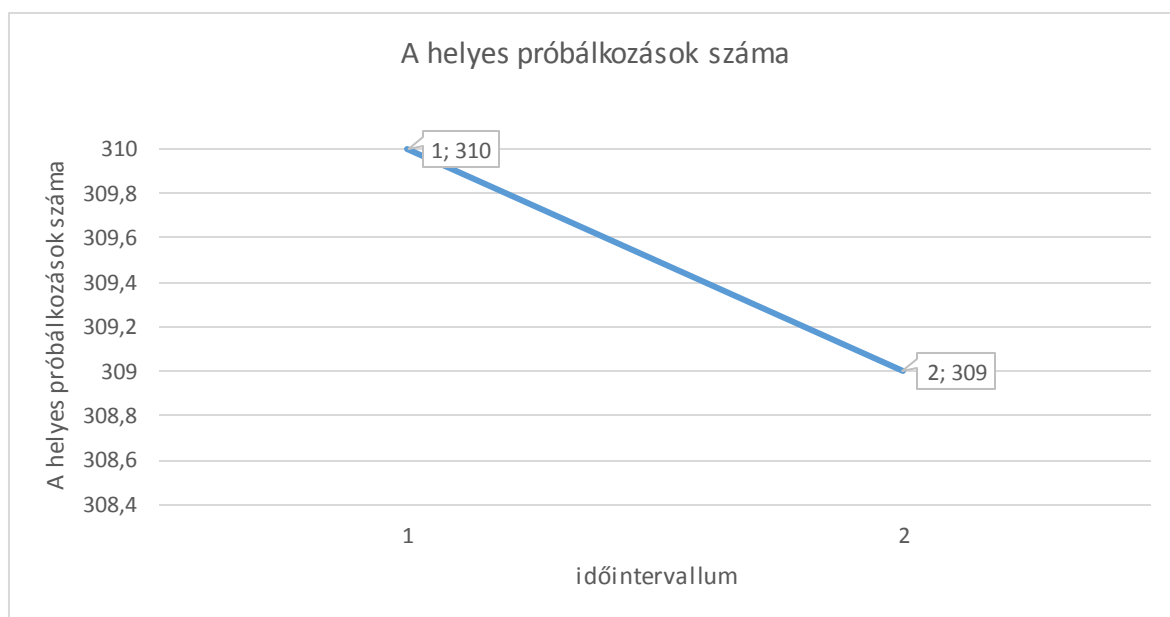
Report for PEBL Test of Attentional Vigilance (TOAV) Version 0.1 PEBL Version 0.14 http://pebl.sf.net			
Statistic	Half 1	Half 2	Pooled
Total Trials	320	320	640
Correct Targets	70	240	310
Correct Foils	246	63	309
Correct Trials	316	303	619
Commission Errors	4	9	13
Ommission Errors	0	8	8
Correct RT Mean	628	579	590
Error RT Mean	0	553	553
RT Mean	628	578	589
RT SD	75	146	135
Anticipations	0	0	0
Multiple Responses	0	2	2

9. táblázat: PEBL TOAV teszt eredménye 2

Az előző teszt eredményhez képest a célingerre adott helyes válasz a teszt első részében 70 egység, a második részében 240 egység, amelynek összege 310. Következésképpen a magasabb koncentrációs állapotban mért szinthez képest mindkét időintervallumban romlott

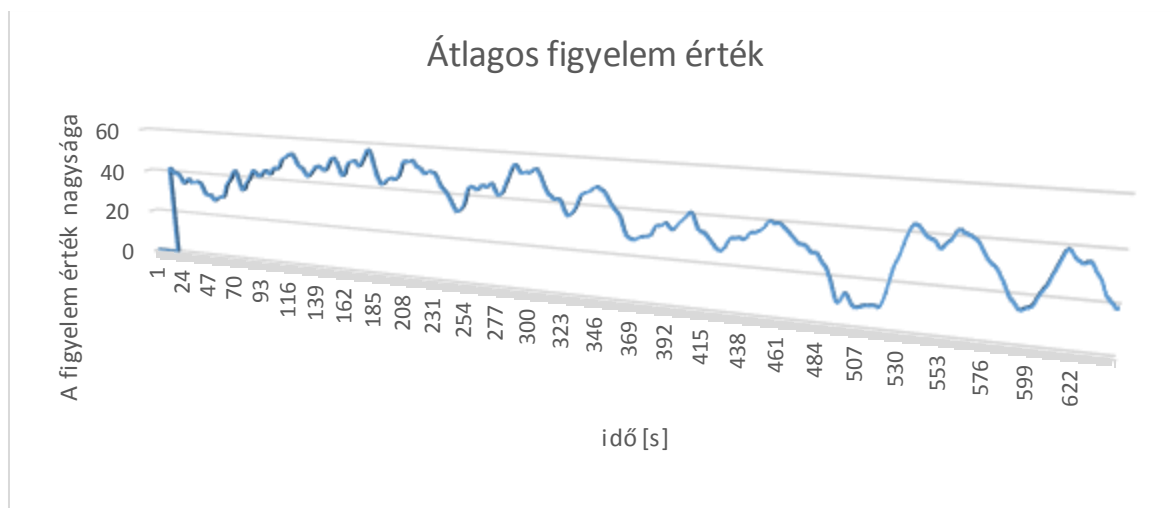
a célingerre adott válaszok helyessége. Fáradtabb állapotban a célingerrel ellentétes ingerre adott helyes válaszok száma is csökkenést mutat. Összességében a 640 ingerreakcióra adott válaszok helyessége 96,7%, tehát fáradtabb mentális állapotban a tesztalany gyengébben teljesített. Komissziós hiba jelentős növekedést mutat, míg magasabb koncentráció szinten ez a hiba mennyiség 4 egység volt, addig ez alacsonyabb koncentráció szint mellett 13 egység, ez 325%-os növekedést jelent. Az omissziós hiba is számottevően megnőtt. A helyes célingerek megválaszolásának reakció ideje szintén jelentősegteljes növekedést mutat, ami azt jelenti, hogy pihentebb állapotban a tesztalany reakcióideje jelentősen romlott a pihentebb állapothoz képest. A célingerekkel ellentétes ábrára is jóval lassabban reagált a tesztalany. Ingertől függetlenül is a vizsgálati személy reakció ideje lassulást mutat. A reakcióidő szórása is jelentős növekedést mutat, tehát a válaszadások reakcióideje nem egyenletesen, hanem ingadozva történt, ezzel feltételezve egy nagyobb bizonytalanságot is. „Vak találgatás” fáradtabb állapotban sem volt mérhető, azonban előfordult, hogy a tesztalany többször is válaszolt a célingerre.

A 30. ábra szemlélteti a vizsgálati személy által végrehajtott helyes próbálkozások számát (**Correct Trials**) két időintervallumra osztva.



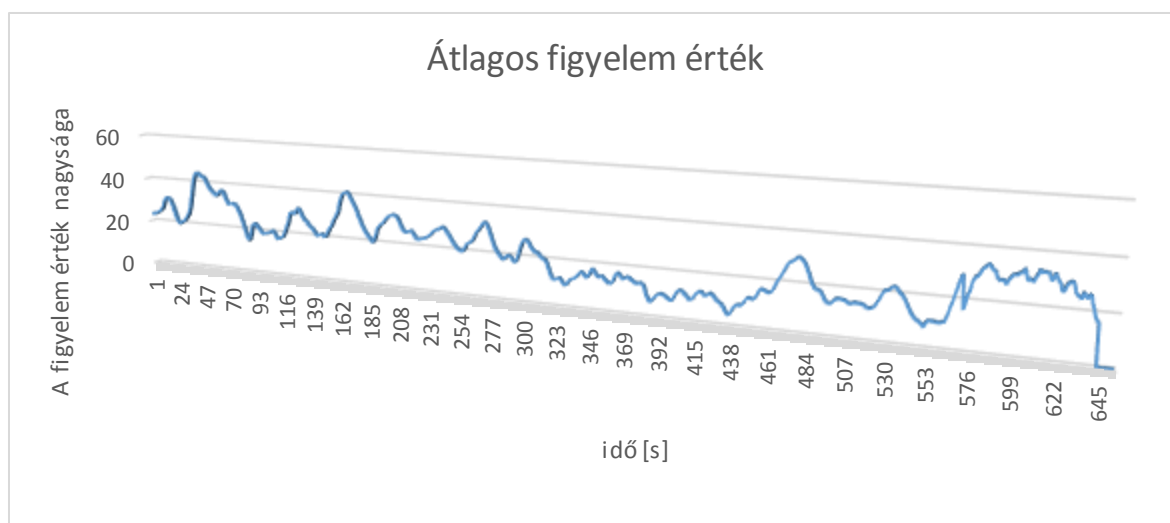
30. ábra: A helyes próbálkozások számának alakulása az időintervallumok függvényében

A 31. ábra szemlélteti a vizsgálati személy TOAV teszt első periódusában történt figyelem értékének a változását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely a **6. sz. melléklet** alsó, jobboldali diagramján látható.



31. ábra: A tesztalany TOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.

A 32. ábra szemlélteti a vizsgálati személy TOAV teszt második periódusában történt figyelem értékének a váltokozását. Az ábra egy metszete a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amely a **6. sz. melléklet** alsó, jobboldali diagramján látható.



32. ábra: A tesztalany TOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása.

Az előző eredményekkel összehasonlítva, a második teszt során a figyelem átlagos értékek egyrészt alacsonyabbak, másrészt még jobban ingadozóbbak lettek, mely szintén összhangban van a második teszt során – fáradtabb állapotban – kapott teszt eredményeivel, a helyes válaszok, a reakcióidő és annak szórására vonatkozóan.

8.4 A téri-vizuális vázlattömb tesztje

A vizsgálat során a PEBL-féle Corsi-kocka teszt került lefolytatásra, amely a 4. főfejezetben ismertetett Corsi-kocka vagy más néven téri-vizuális vázlattömb teszt PEBL környezeti implementációja.

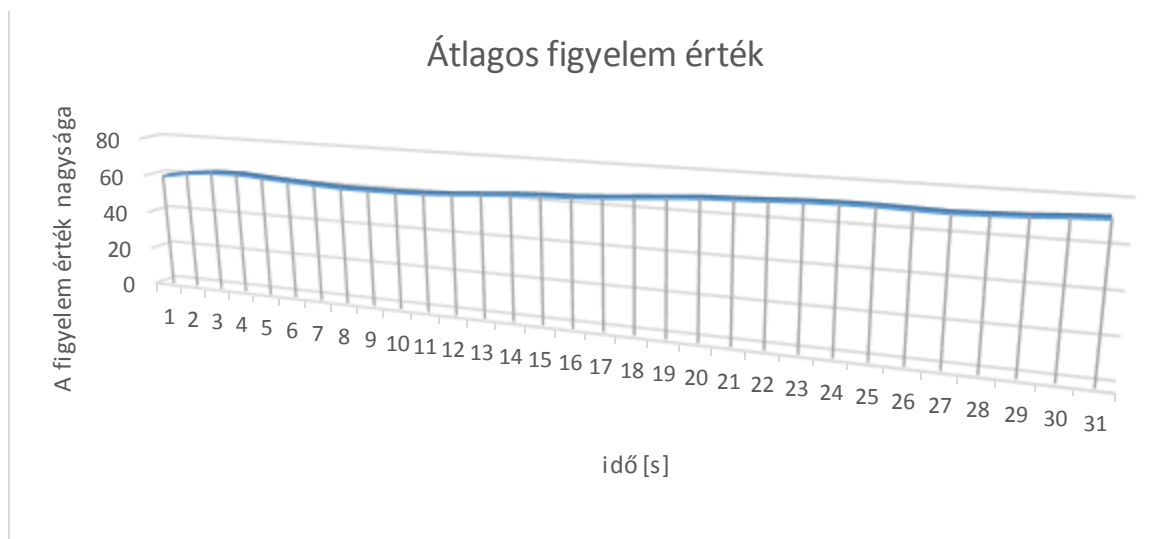
8.4.1 Eredmények és értelmezés

A Corsi-kocka teszt végeztével generált riportok fogalmi magyarázatai a **4. sz. függékben** találhatók, amelyek főként az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák. A 10. táblázat az egyik tesztalany által reggeli órákban elvégzett Corsi-kocka teszt eredményét. A 11. táblázatban található ugyanezen személy délutáni időpontban elvégzett Corsi-kocka teszt eredménye.

The PEBL Corsi Blocks Test, Version 0.2	
Block Span	8
Total Score	104
Total Correct Trials	13
Memory Span	7.5

10. táblázat: *PEBL Corsi Blocks teszt eredménye 1*

A kísérletet végző vizsgálati személy teljes pontszám értéke 104 egység. A helyes próbálkozás száma 13 darab, következésképpen a 13. próbálkozásnál az alany még képes volt a kockák helyes sorrendjének visszaidézésére, azonban ahogy a 4. főfejezetben is ismertetésre került a teszt két hibás visszaidézés után ér véget, tehát a vizsgálati személy 15. alkalommal már nem volt képes helyesen visszaidézni a felvillanó kockák helyes sorrendjét. A tesztalany eljutott addig a pontig, amikor 8 véletlenszerű sorrendben felvillanó kocka sorrendjét, legfeljebb egyszer, képes volt azt, helyes sorrendben visszaidézni. A teszt végeztével megállapítható, hogy a vizsgálati személy rövidtávú memória terjedelme 7,5 egység. A 33. ábra szemlélteti a vizsgálati személynél mért átlagos figyelem értékének egy részletét. A teszt alatt mért teljes átlagos figyelem érték a **6. sz. melléklet** bal felső sarkában megtalálható.



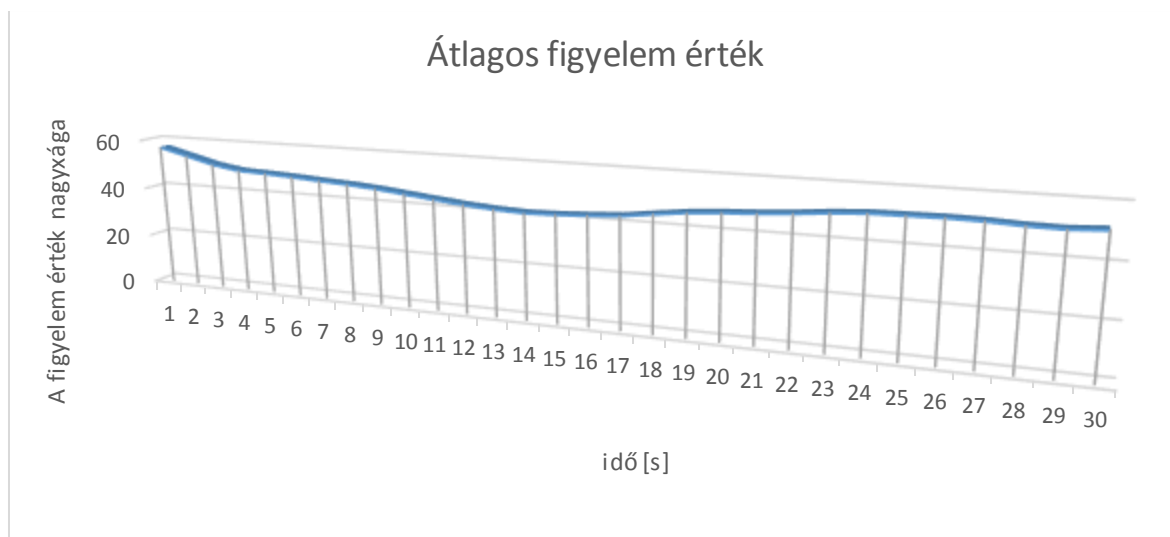
33. ábra: A tesztalany Corsi-kocka teszt alatt történt figyelem értékének váltokozása.

A 11. táblázat tartalmazza ugyanazon vizsgálati személy délutáni órákban elvégzett Corsi-kocka teszt eredményét.

The PEBL Corsi Blocks Test, Version 0.2	
Block Span	6
Total Score	54
Total Correct Trials	9
Memory Span	5.5

11. táblázat: PEBL Corsi Blocks teszt eredménye 2

Az előző teszt eredményhez képest a kísérletet végző vizsgálati személy teljes pontszám értéke 54 egység, ez jelentős visszaesést mutat, a reggeli órákban mérthez képest. A helyes próbálkozás száma 9 darab, ami szintén számottevő különbségnek könyvelhető el. A tesztalany ebben az esetben kevesebb véletlenszerűen felvillanó kocka sorrendjét volt képes visszaidézni. A teszt végeztével megállapítható, hogy a vizsgálati személy rövidtávú memória terjedelmében is visszaesés mutatkozik. A délutáni órákban ez 5,5. A 34. ábra szemlélteti a vizsgálati személy mért átlagos figyelem értékének egy részletét. A teszt alatt mért teljes átlagos figyelem érték a **6. sz. mellékletben** jobb felső sarkában megtalálható.



34. ábra: A tesztalany Corsi-kocka teszt alatt történt figyelem értékének váltokozása.

Az eredményekből látható, hogy a délutáni órákban a teszt eredmények rosszabbak és ezzel összhangban a figyelem átlagos értékek alacsonyabbak voltak, mely a két teszt között a várt kapcsolatot adta.

8.5 Ebbinghaus teszt alapú kísérlet

Az Ebbinghaus tanulás teszt során szintén összehasonításra és kiértékelésre kerültek a teszt eredményei az agy-számítógép interfész által folyamatosan megfigyelt átlagos figyelemértékekkel.

8.5.1 Eredmények és értelmezés

Az Ebbinghaus teszt végeztével generált riportban megtalálhatóak azok a szakmai fordítások, amelyeket a riport eredetileg angolul tartalmaz. Ezek a fogalom magyarázatok az 5. sz. függelékben találhatóak. A 12. táblázat illusztrálja egy véletlenszerűen kiválasztott tesztalany által a reggeli órákban elvégzett Ebbinghaus teszt eredményét.

subNum	trial	corr	list	resplist	corrorder / resp	rounds	abstime	rt
06	1	6	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	MOB, NIT, LAP, FIN, TIC, TAD, WOW, SIN	1, 3, 6, 4, 7, 8, 5, 2	1	27750	20684
06	1	8	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	5, 2, 8, 4, 3, 6, 7, 1	2	49285	42219
06	1	8	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	6, 2, 4, 8, 7, 1, 5, 3	3	68925	61859
06	2	4	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	GOT, MET, BOT, BIT, GUY, HIM, PER, PIN	1, 2, 6, 3, 8, 4, 5, 7	1	940099	23603
06	2	8	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	5, 4, 8, 6, 1, 3, 2, 7	2	119474	48978
06	2	8	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	4, 3, 1, 7, 2, 6, 5, 8	3	136217	65721
06	3	8	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	6, 1, 2, 3, 4, 5, 8, 7	1	160310	19921

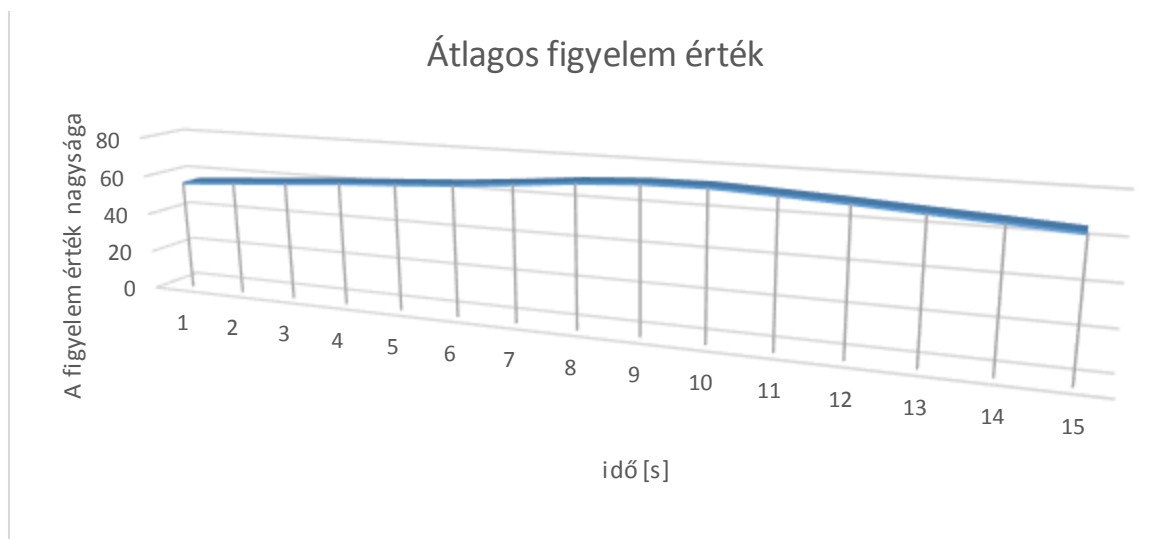
06	3	8	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW, SIN	1, 6, 3, 5, 7, 4, 8, 2	2	179820	39431
06	4	8	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	4, 1, 2, 8, 3, 7, 6, 5	1	198499	17103
06	4	8	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM, PER	1, 3, 4, 5, 8, 7, 6, 2	2	214636	33240

12. táblázat: Az Ebbinghaus teszt eredménye 1

A kísérletet végző vizsgálati személy előtt első alkalommal a MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW és SIN szóhármass listát villant fel a kijelzőn. Ebből a sorrendből a tesztalany 6 listaelemet volt képes helyes sorrendben visszaidézni. Ebben az esetben a reakció idő 20684 milliszekundum volt. A teszt következő periódusában a vizsgálati személy már képes volt 8 listaelem helyes visszaidézésére. A visszaidézés reakcióideje duplájára emelkedett, ami azt feltételezi, hogy a tesztalany alaposabb átgondolás után állította fel az általa helyesnek vélt sorrendet. A teszt harmadik periódusában a vizsgálati személy ismét képes volt a felvillant 8 listaelem helyes sorrendjének a felidézésre. A reakció idő a második alkalommal is hosszabb volt, ami szintén alaposabb megfontoltságra enged következtetni.

Mivel a tesztalany egymásután két alkalommal is sikeresen képes volt helyes sorrendben visszaidézni az első lista elemeit, a kísérlet egy új listával folytatódott, amely a következő szótagokból állt: GOT, MET, BOT, BIT, PIN, GUY, HIM és PER. A vizsgálati személy a teszt első periódusában 4 listaelemet volt képes helyesen visszaidézni. A reakció idő 23603 milliszekundum volt, amely során a teszt alany valószínűleg kevésbé átforgott válaszokat adott. Az adott listára vonatkozó második és harmadik periódusnál a tesztalany sikeresen visszaidézte a második lista helyes sorrendjét, azonban a reakcióidőben, ebben a periódusban is nagy ugrás figyelhető meg, ami jobb odafigyelésre, átgondoltabb válaszadásra enged következtetni.

A vizsgálati személy mindkét lista elemét sikeres módon képes volt visszaidézni, így a teszt visszaugrott az első listára, amely során a tesztalany feltételezhetőleg, a hosszú távú memória közreműködésével, sokkal hatékonyabban képes volt a helyes sorrend visszaidézésre. A reakció időben is jelentős javulást mutatkozik. A 35. ábra szemlélteti a vizsgálati személynél mért átlagos figyelem értékének egy részletét. A teszt alatt mért teljes átlagos figyelem érték a **7. sz. melléklet** bal alsó sarkában megtalálható.



35. ábra: A tesztalany Ebbinghaus teszt alatt történt figyelem értékének váltokozása.

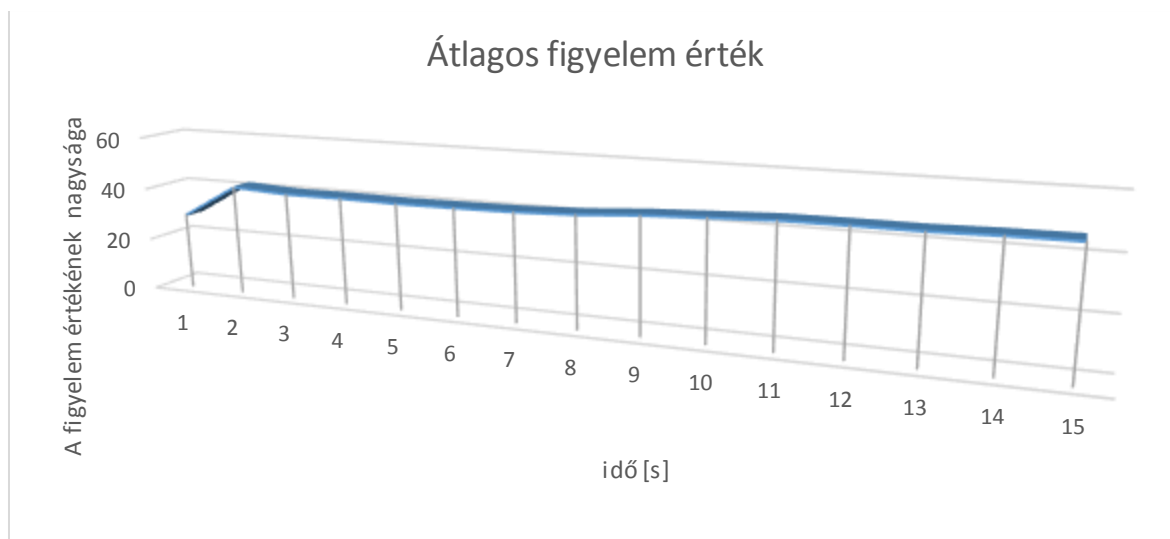
A 13. táblázat szemlélteti ugyanazon vizsgálati személy által délutáni időpontban elvégzett Ebbinghaus teszt eredményét.

subNum	trial	corr	list	resplist	corrorder / resp	rounds	abstime	rt
07	1	2	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BUY, BAT, MAD, DEW, WOW, HEN	1,5,4,3,2,8,6,7	1	38346	28088
07	1	6	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, MAD, BUY, DEW, HEN, WOW	2,8,1,4,6,5,7,3	2	69281	59023
07	1	8	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	8,2,4,6,1,3,5,7	3	99349	89091
07	1	8	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	4,3,8,1,6,7,2,5	4	125526	115268
07	2	8	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	2,8,3,7,1,5,6,4	1	158937	31836
07	2	2	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, YEN, FIT, HOT	3,1,5,2,4,6,7,8	2	184513	57412
07	2	8	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	4,6,3,7,2,1,5,8	3	205055	77954
07	2	8	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	2,1,4,7,5,8,6	4	225985	98884
07	3	5	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, MAD, DEW, BUY, HEN, WOW	3,6,2,1,8,5,7,4	1	268588	25498
07	3	6	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, MAD, BUY, DEW, HEN, WOW	1,4,8,5,7,3,2,6	2	294879	51789
07	3	5	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, BUY, MAD, DEW, HEN, WOW	4,8,5,6,2,3,1,7	3	326590	83500
07	3	6	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, BUY, DEW, MAD, HEN, WOW	7,3,2,1,6,5,8,4	4	357564	114474
07	3	8	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	4,1,7,5,2,6,8,3	5	382675	139585
07	3	8	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN, WOW	7,4,8,1,3,2,5,6	6	405829	162739
07	4	8	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	8,3,2,1,7,6,5,4	1	429946	22546
07	4	8	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT	8,5,4,1,6,2,7,3	2	450542	43142

13. táblázat: Az Ebbinghaus teszt eredménye 2

Az Ebbinghaus teszt második részében a kísérletet végző tesztalany előtt a PLY, BUS, BAT, DEW, BUY, MAD, HEN és WOW lista elemek jelentek meg. Az első helyes sorrend felállításában a vizsgálati személy 2 lista elemet volt képes helyesen visszaidézni. Ez jelentős visszaesést mutat a reggeli értékekhez képest. A második visszaidézési periódusban a vizsgálati személy továbbra sem volt képes teljes pontossággal visszaemlékezni a helyes listasorrendre, annak ellenére sem, hogy a reakcióidő magasabb értéket mutat, mint reggeli időpontban végzett Ebbinghaus tesztekénél. Az első szekvenciában harmadik és negyedik alkalommal a tesztalany már képes volt a helyes sorrend felidezésére, azonban az ingerekre adott reakció idő jelentősen megnőtt a reggeli, feltehetően pihentebb állapotban mértekhez képest. Összességében elmondható, hogy az első teszt periódus, első szekvenciájához képest a második teszt periódus első szekvenciájában a válaszok helytelenségében és reakcióidejében jelentősen visszaesés mutatható ki. Az első sikeres szekvenciát követően a következő listaelemek jelentek meg a kijelzőn: YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT. A második szekvencia során kapott eredmények szintén romlást mutatnak a reggeli időpontban mért értékekhez képest.

A vizsgálati személy ugyan mindkét lista elemeit sikeresen visszaidézte, azokban jelentős visszaesés mutatkozott, mind a feladatok helyességében, mind a reakcióidőben. Ezt követően a teszt ismét visszaugrott az első lista elemeihez. A harmadik szekvencia vizsgálata során a tesztalany annak ellenére, hogy korábban, az első szekvencia során a memóriájában eltárolt listaelemek segítségével sem tudta hatékonyabban visszaidézni a már korábban látott, helyes lista sorrendet. A negyedik szekvenciában eltérés nem volt észlelhető, ami azt jelenti, hogy a második szekvencia során a vizsgálati személy valószínűleg megpróbált jobban figyelni, összpontosítani a listaelemekre, amely következtében jobb eredményt ért el. A 36. ábra szemlélteti a vizsgálati személy mért átlagos figyelem értékének egy részletét. A teszt alatt mért teljes átlagos figyelem érték a **7. sz. melléklet** jobb alsó sarkában megtalálható.



36. ábra: A tesztalany Ebbinghaus teszt alatt történt figyelem értékének váltokozása.

A második teszt periódus összegzéseként elmondható, hogy a vizsgálati személy délutáni, feltehetően alacsonyabb átlagos figyelmi szint mellett, fáradtabb mentális állapotban, több gondolkodási idő ellenére is rosszabbul teljesített, a reggeli feltehetően éberebb állapotban mértékhez képest.

8.6 Teljes mintán végzett kísérlet eredményeinek kiértékelése

Az előző fejezetekben egy-egy az adott vizsgálat szempontjából jellegzetes kísérleti eredmény részletes elemzése és kiértékelése alapján az eredmények között számos összefüggés volt megállapítható. A kapott teszt és BCI rendszer által szolgáltatott mérési eredmények közötti összefüggések, kapcsolatok a teljes mintán, vagyis az összes tesztalanyon végzett kísérletek alapján állapítható meg és értékelhető ki. A kapcsolatok erősségei, az egyes PEBL környezetben implementált tesztek eredményei közül egy, a teszt végeredményére legjellemzőbb paraméter segítségével kerültek megállapításra. A kapcsolatok erőssége az egyes mérési eredmények közötti korreláció módszerével kerültek meghatározásra.

A PEBL környezetben implementált figyelem vizsgálati eljárások közül a CPT teszt eredményei közül a teszt sikerességére jellemző helyes próbálkozások száma (**Correct Trials**) és a TOAV teszt eredmények közül szintén a sikerességre jellemző helyes próbálkozások száma (**Correct Trials**) került összevetésre a BCI rendszer által szolgáltatott az átlagos figyelem értéke. A tanulás, mint memorizálás eredményességét vizsgáló, szintén PEBL környezetben implementált tesztek eredményei közül a Corsi kocka teszteredményei közül a helyes próbálkozások összes száma (**Total Correct Trials**). Amíg az Ebbinghaus teszt eredményei közül a cél ingerre adott helytelen válaszok számát (**8-corr**) kerültek kiértékelésre, mely a memorizálás sikertelenségének egy jellemzője. Azért ez került kiértékelésre, mivel a

corr érték a hibázások miatti újabb próbálkozások miatt nő, tehát a hibák számával növekvő, így nem jellemzi helyesen a hibamentes memorizálást. Természetesen, mint memorizálást vizsgáló tesztek során az előzőekben megadott teszteredmények szintén a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem értékkel kerültek összehasonlításra.

A 14. táblázat tartalmazza a tesztalanyokon a reggeli órákban végzett, a figyelem vizsgáló tesztek eredményeinek, és a vizsgálat közben a BCI rendszer által folyamatosan mért átlagos figyelem értékeinek átlagát és szórását, valamint az eredmények közötti korreláció nagyságát.

Tesztek típusai	A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszainak számtani átlaga	Korrelációs Koefficiens	p-érték
CPT	315,3±5,2	0,70*	<0,0001*
EEG	51,3±7,4		
TOAV	629,2±6,9	0,73	<0,0001
EEG	52,5±4,8		

14. táblázat: Folyamatos teljesítmény teszt, éberségi figyelem teszt eredményeinek és a BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. (reggeli órákban) *Spearman korreláció

A 15. táblázat a 14. táblázatban található eredmények délutáni időpontban kapott értékeit tartalmazza.

Tesztek típusai	A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszainak számtani átlaga	Korrelációs Koefficiens	p-érték
CPT	308,8±5,9	0,71	<0,0001
EEG	45±6,6		
TOAV	619,8±7,4	0,72	<0,0001
EEG	47,2±4,8		

15. táblázat: Folyamatos teljesítmény teszt, éberségi figyelem teszt eredményeinek és a BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. (délutáni órákban)

A kapott korreláció értékekből jól látható, hogy mind a reggeli, mind a délutáni órákban lefolytatott figyelem és memorizálást vizsgáló tesztek eredményei és az EEG alapú agyszámítógép interfész által mért átlagos figyelem értékek között viszonylag magas, 0,7 feletti korreláció mutatható ki, amely a vizsgált jellemzők között markáns kapcsolatot mutat. Ez azt jelenti, hogy mind a figyelem vizsgálatára az általánosan alkalmazott teszt alapú mérési módszerekhez képest a kifejlesztett BCI rendszerben implementált mérési metódus alternatív vizsgálati eljárásaként alkalmazható. A 14. és 15. táblázat összevetéséből látható, hogy a reggeli órákban a tesztek és a BCI rendszer által szolgáltatott mérési eredmények átlaga magasabb, mely jobb figyelmi szintre, éberebb állapotra utal. Természetesen a délutáni órák

alacsonyabb átlagai, pedig fáradtabb, átlagosan alacsonyabb figyelemre engednek következtetni. Az eredmények szórása tekintetében markáns különbségek nem voltak kimutathatóak.

A 16. táblázat tartalmazza a tesztalanyokon a reggeli és a délutáni órákban végzett, a tanulást, mint memorizálást vizsgáló tesztek eredményeinek, és a vizsgálat közben a BCI rendszer által folyamatosan mért átlagos figyelem megváltozásának átlagát és szórását, valamint az eredmények közötti korreláció nagyságát. A teszt során a reggeli és délutáni eredmények tesztalanyonkénti különbsége került kiértékelésre azért, hogy a tanulás tesztek eredményeiben az egyéni képességbeli különbségek ne játszanak szerepet, csak a reggeli és délutáni órákban eltérő figyelem nagysága.

Tesztek típusai	A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszok számtani átlagának reggeli és délutáni órákban felvett különbsége	Korrelációs koefficiens	p-érték
CORSI	2,3±1,4	0,70*	<0,0001*
EEG	3,9±1,7		
EBBINGHAUS	-2,4±0,8	-0,71*	<0,0001*
EEG	2,1±1,6		

16. táblázat: Corsi kocka és az Ebbinghaus teszt reggeli és délutáni órákban felvett eredményeinek BCI rendszer által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékek statisztikai elemzése a teljes mintára vonatkozóan. * Spearman korreláció

A memorizálás eredményességét vizsgáló Corsi kocka teszt során az éberek és fáradtabb állapotban végzett vizsgálat eredményeinek változását összehasonlítva a BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változásával megállapítható, hogy a kettő között 0,7 nagyságú korreláció, vagyis markáns kapcsolat áll fenn. Hasonlóan szintén kimutatható, hogy az éberek és fáradtabb állapotban végzett Ebbinghaus tanulási teszt eredményeinek megváltozása és a BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása egymással markáns kapcsolatban van, -0,71 nagyságú korrelációs értékkel. Ebbinghaus teszt esetén a korreláció nagysága azért negatív, mivel az átlagos figyelemmel fordítottan arányos tévesztések száma került összehasonlításra. Mivel a többszörös tárelmélet alapján ok-okozati kapcsolat áll fenn a figyelem és a tanulás, mint memorizálás között, így egy adott időpontban a figyelem nagysága alapján következtetni lehet a tanulás várható sikerességére. A 4. táblázat szerinti statisztikai elemzés alapján a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték nagyságából tehát következtetni lehet a Corsi kocka és az Ebbinghaus memorizálás, tanulás tesztek várható eredményességére, következésképp a vizsgált tesztalany pillanatnyi tanulási képességére.

Az eredmények további statisztikai kiértékelésével megállapítható, hogy szignifikáns különbség tapasztalható a délutáni pszichológiai tesztek során a BCI rendszerrel rögzített átlagos figyelem értékek között egy utas ANOVA alkalmazásával, ahol $F(3, 124) = 5,5$, $p < 0,005$. Tukey félé post hoc teszt szerint a délután mért átlagos figyelem értékek szignifikánsan magasabbak voltak Ebbinghaus teszt során összehasonlítva a CPT ($p < 0,005$), illetve a TOAV ($p < 0,05$) teszttel.

9 Kutatás korlátai

Az előző fejezetekben ismertetett agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló, figyelem vizsgálati módszer, a tanuló egy adott, relatíve rövid időtartamra meghatározott átlagos figyelemi szintjét képes meghatározni, melyből a tanulási folyamat várható eredményességére lehet következtetni. Természetesen tudjuk, hogy a tanulás nem percekben, hanem években, évtizedekben végbemenő folyamat, és ennek folyamatos megfigyelése jelenlegi technológiai eszközeinkkel lényegében kivitelezhetetlen. Vagyis ezzel a módszerrel a teljes, több éves tanulási folyamat egy kis részletére lehet következtetéseket levonni a várható sikerességről. Ettől függetlenül ezek az eredmények is ezen technológia felhasználásának egy igen ígéretes lehetőségét vetítik előre.

A memorizálás, mint az információ agyi tárolásának részletes folyamata, valamint a tárolás és előhívás pontos mechanizmusa a mai napig nem teljesen ismert. Jelenleg nincs olyan valósidejű mérési módszer, amellyel a tanulási folyamat során a hosszú távú memóriában eltárolt információk mennyiségére pontosan következtetni lehetne, így ez csak közvetett módon becsülhető. A „többszörös-tár” elméleti modell alapján a figyelem és a tanulás, mint memorizálás közötti ok-okozati kapcsolat szerint a figyelem alapján a tanulás eredményességére következtetni lehet.

A technológia jelenlegi szintjén az EEG alapú agyi bioelektromos jelek megfigyelésében is már igen nagy előre lépés történt az elmúlt 5-10 évben. Mind az érzékelők, mind a jelfeldolgozás és kiértékelés módszere sokat fejlődött, mely megalapozta a nem csak az orvosi diagnosztikában történő alkalmazásukat. A kifejlesztett, új EEG alapú mérőeszközök kialakításának köszönhetően, az érzékelőknek felhelyezését ma már bárki könnyedén elvégezheti, és a kapott mérési eredmények valósidejű kiértékeléséhez szükséges feldolgozást integrált mikro vezérlő végzi. Ennek ellenére a viselése hosszabb időn keresztül kényelmetlen, ezért a technológia tovább fejlesztése szükségszerű. Amennyiben az érzékelő és a jelfeldolgozó egység elhelyezése a viselő számára zavartalanul megoldható, úgy az általános alkalmazási lehetősége széleskörűvé válhat. Ilyen lenne egy bélyegméretű, homlokra egyszerűen rögzíthető kialakítás is.

10 Összefoglalás

Az előzőkben bemutatott eredmények – a kognitív neurotudomány napjainkban is végbemenő fejlődését meghatározó új mérő- és vizsgálóeszközök közül – az EEG alapú agyi bioelektromos jelek mérésén és feldolgozásán alapulnak. A frontális lebeny mérhető bioelektromos jeleinek kvantitatív EEG (QEEG) módszerrel történő feldolgozásával kapott frekvenciaspektrum alapján meghatározott agyhullám erősségekből az agy mentális aktivítására, ezen belül a figyelem szintjére is következtetni lehet.

A dolgozatban ismertetett kutatás témája a tanulás hatékonyságának egy agy-számítógép interfész rendszer által, QEEG feldolgozáson alapuló figyelem mérési módszer segítségével történő vizsgálat volt. A kutatási téma alapját a memorizálás folyamatát leíró Atkinson és Schiffrin „többszörös-tár” elméleti modellje adta, melynek középpontjában a figyelem, mint a tanulás és memorizálás egyik legfontosabb tényezője áll. A figyelem nagysága és a tanulás hatékonysága, valamint az agy-számítógép interfész rendszere által szolgáltatott figyelem érték közötti kapcsolat megállapítására a PEBL környezetben implementált, általánosan elfogadott vizsgálati módszerek kerültek alkalmazásra. A kutatási eredményekből megállapítható volt az agy-számítógép interfész által szolgáltatott figyelem érték és a figyelem valamint a memorizálás tesztek közötti markáns kapcsolat. Ez alapján egy adott időintervallumra vonatkozóan a figyelem mért szintjéből közvetetten következtetni lehet a tanulás várható hatékonyságára.

A kutatás témája, a kutatási eredmények, és a kutatásból levonható következtetések alapján az agyi bioelektromos jelek vizsgálatán alapuló eljárásoknak felhasználásukra nyílik lehetőség. A figyelem agy-számítógép interfész segítségével történő megfigyelésén keresztül folyamatosan, valós időben mérhetővé válik a figyelem, a tanulás hatékonyságát befolyásoló legfontosabb jellemző, mely alapján a tanulás hatékonysága a teljes ismeretátadás folyamán folyamatosan megfigyelhető. Ezen információ birtokában az oktató az ismeretátadási folyamat közben akár folyamatosan visszajelzést kaphat a tanulók figyelmének nagyságáról. Amennyiben a figyelem lankad, úgy az agy információ feldolgozó képessége is csökken, mely az átadott ismeretek, összefüggések feldolgozására és memorizálására jelentős negatív hatással van. Amennyiben a tanár a figyelem, vagyis közvetve a tanulás hatékonyságának csökkenését tapasztalja, úgy ezt észlelve változtathat az ismeretátadás jellegén figyelemfel-

keltőbb oktatási módszereket alkalmazva, vagy akár pihentető szünetet is tarthat. Ezen információk birtokában a tradicionális, pontosan megadott időpontban kezdődő, pontosan megadott ideig tartó órák helyett a tanulók figyelmével összefüggően, az ismeretbefogadó képességük alapján történhet a tanulás folyamatának időbeli szervezése. Érthető ez alatt például az óra kezdte, az adott órán belül a fontosabb ismeretek, az ismereteket kiegészítő vagy a megértést könnyítő tartalmi elemek órán belüli a hallgatóság figyelmi szintje alapján megválasztott mennyisége és egymásra épülése, valamint a fáradtságot jelző alacsonyabb figyelmi szint esetén az óra időtartamának és a szünet időpontjának optimális megválasztása. Ezzel a módszerrel összességében a tanulás/tanítás hatékonysága növelhető, optimalizálható.

11 Új Tudományos eredmények

1. Kidolgoztam egy a figyelem agyi bioelektromos jellemzők mérésén alapuló, a tanulás hatékonyságának vizsgálatára és folyamatos megfigyelésre alkalmas, a tanulási környezetben is alkalmazható BCI rendszert, mely segítségével a tanulás, mint memorizálás sikeressége a mért figyelem szintje alapján prognosztizálható.
 - a. A kidolgozott rendszeren implementáltam a figyelem szintjére jellemző középértéket meghatározó adatfeldolgozási eljárását és az adatkiértékelést támogató regisztrátumok reprezentációját, amelyből a figyelem értékének és változásának prognosztizációját meghatározó tendenciája is megállapítható.
2. CPT és TOAV figyelem tesztek valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények statisztikai kiértékelése alapján következtetést vontam le arról, hogy a figyelem vizsgálatára az általánosan alkalmazott teszt alapú mérési módszerekhez képest a kidolgozott BCI rendszerben implementált mérési metódus alternatív vizsgálati eljárásként alkalmazható.
 - a. Kimutattam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték markáns kapcsolatban van a Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CPT) során kapott helyes próbálkozások számával.
 - b. Kimutattam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték markáns kapcsolatban van az éberségi figyelem teszt (TOAV) során kapott helyes próbálkozások számával.
3. Az éberebb és fáradtabb állapotban elvégzett Corsi kocka és az Ebbinghaus memorizálás, tanulás tesztek valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények statisztikai kiértékelése alapján következtetést vontam le arról, hogy a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték alkalmas a figyelemtől függő tanulás, memorizálás eredményességének meghatározására.
 - a. Kimutattam, hogy az éberebb és fáradtabb állapotban végzett vizsgálat során az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása markáns kapcsolatban van a Corsi kocka, éberebb és fáradtabb állapotban végzett, memória teszt során a helyes próbálkozások számának változásával.

- b. Kimutattam, hogy az éberebb és fáradtabb állapotban végzett vizsgálat során az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása markáns kapcsolatban van az Ebbinghaus, éberebb és fáradtabb állapotban végzett, tanulás teszt során kapott hibás próbálkozások számának változásával.

12 Irodalomjegyzék

- Aquili, E. d., & Newberg, A. B. (2000). A Neuropsychological Model. *Zygon Journal Of Religion and Science*, 28(2), 177-199.
- Atkinson, C. R., & Shiffrin, N. R. (1968). Chapter: Human memory: A proposed system and its control processes. *The psychology of learning and motivation*(2), 89-195.
- Baddeley, A. D. (1968). Working Memory. *Oxford University Press*.
- Balogh, L. (2006). *Pedagógiai Pszichológia az iskolai gyakorlatban*. (László Tóth, Szerk.) Budapest, Magyarország: Urbis.
- Beebe, D., Rose, D., & Amin, R. (2010). Attention, learning, and arousal of experimentally sleep-restricted adolescents in a simulated classroom. *J. Adolesc. Health*, 47, 523-525.
- Belle, A., Hargraves, R. H., & Najarian, K. (2012). An automated optimal engagement and attention detection system using electrocardiogram. *Comput. Math. Methods Med.*, 1-12.
- Berger, A., Kofman, O., Livneh, U., & Henrik, A. (2007). Multidisciplinary perspective on attention and the development of self-regulation. *Progress in Neurobiology*, 82(5), 256-266.
- Carey J. (2002). Brain Facts: A Primer on the Brain and Nervous System. 4th edn. Society for Neuroscience. Washington DC, USA.
- Conners, C. K., Epstein, J. N., Angold, A., & Klaric, J. (2003). *Continuous Performance Test Performance in a Normative Epidemiological Sample* (5. kötet). Journal of Abnormal Child Psychology.
- Connors, B., & Long, M. (2004). Electrical synapses in the mammalian brain. *Annu Rev Neurosci*, 27, 393-418.
- Cooley, J. W. (1965). An Algorithm for the Machine. *Mathematics of Computation*, 19, 297-301.
- Coyle, S., Ward, T., Markham, C., & McDarby, G. (2003). Brain-computer interfaces: A review. *Interdiscip Sci Rev*, 28(2), 112-118.
- Coyle, S., Ward, T., Markham, C., & McDarby, G. (2004). On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces. *Physiol Meas*, 25, 815-822.
- Curran, E., & Stokes, M. (2003). Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems. *Brain Cogn*, 51, 326-336.
- Ebbinghaus, H. (1913). Memory. *A Contribution to Experimental Psychology*.
- Enger, H. R., Mirsky, A. F., Sarason, I., Bransome, J. R., Edwin, D., & Lloyd, B. H. (1956). *A continuous performance test of brain damage*. Journal of Consulting Psychology.
- Forbes, B. G. (1998). *Clinical utility of the test of variables of attention (TOVA) in the diagnosis of attention-deficit/hyperactivity disorder*. Journal Of Clinical Psychology.
- Frederic, M. C. (2007). *Anatomy and Physiology*. Rex Bookstore.

- Friel, P. N. (2007). EEG Biofeedback in the Treatment of Attention Deficit/Hyperactivity Disorder. *12*(2), 146-151.
- Galambos, R., Makeig, S., & Talmachoff, P. J. (1981). A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 2643-2647.
- Ganong, F. W. (2005). *Review of Medical Physiology*. McGraw-Hill Medical.
- Gaskó, K., Hajdú, E., Kálmán, O., Lukács, I., Nahalka, I., & Petriné, J. F. (2006). *A gyakorlati pedagógia néhány alap kérdése; Hatékony tanulás*. (István Nahalka, Szerk.) Budapest, Magyarország: Bölcsész Konzorcium.
- Geisler, W. S., & Cormack, L. (2011). *Models of overt attention*. Oxford: Oxford handbook of eye movements.
- Glaze, A. J. (1928). The association value of non-sense syllables. *Pedagogical Seminary and Journal of Genetic Psychology*, 35, 255-269.
- Greenberg, L. M., & Waldmant, I. D. (2006). Developmental normative data on the test. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 34(6), 1019-1030.
- Haynes, J. D. (2009). Decoding visual consciousness from human brain signals. *Trends Cogn Sci.*, 13(5), old.: 194-202.
- Haynes, J. D. (Előadó). (2010). *The Fascinating Future of Brain Research*. John-Dylan Haynes.
- Haynes, J. D. (Előadó). (2013). *"Gedankenlesen" - Wie uns Spuren im Gehirn verraten*. John-Dylan Haynes, Berlin, Germany.
- Haynes, J. D., & Rees, G. (2006). Decoding mental states from brain activity in humans. *Nat Rev Neurosci.*, 7(7), old.: 523-34.
- Haynes, J. D., Sakai, K., Rees, G., Gilbert, S., Frith, C., & Passingham, E. R. (2007). Reading hidden intentions in the human brain. *Curr Biol.*, 17(4), old.: 323-8.
- Heinze, H. J., Haufe, S., Treder, M. S., Gugler, M. F., Sagebaum, M., Curio, G., & Blankertz, B. J. (2011). EEG potentials predict upcoming emergency brakings during simulated driving. *Journal of Neural Engineering*, 8(5).
- Herrup, K., & Yang, Y. (2007). Cell cycle regulation in the postmitotic neuron: oxymoron or new biology? *Nat. Rev. Neurosci.*, 8(5), 368-378.
- Hjelm, S. I., & Browall, C. (2000). Using brain activity for cool competition. *Proceedings*.
- Howard, J. D., Plailly, J., Grueschow, M., Haynes, J. D., & Gottfried, J. A. (2009). Odor quality coding and categorization in human posterior piriform cortex. *Nat Neurosci.*, 12(7), old.: 932-8.
- Hussin, S. S., & Sudirman, R. (2013). Sensory Response through EEG Interpretation on Alpha Wave and Power Spectrum. *Procedia Engineering*, 53, 288-293.
- JananKhani, P. V., & Revelt, K. (2006). EEG signal classification using wavelet feature extraction and neural networks. *IEEE Computer Society*, (old.: 120-124). Washington DC, USA.
- Kahnt, T., Grueschow, M., Speck, O., & Haynes, J. D. (2011). Perceptual Learning and Decision-Making in Human Medial Frontal Cortex. *Neuron*. doi:10.1016/j.neuron.2011.02.054

- Kahnt, T., Heinze, J., Park, S. Q., & Haynes, J. D. (2010). The neural code of reward anticipation in human orbitofrontal cortex. *Proc Natl Acad Sci*, 107(13), old.: 6010-15. USA.
- Kamin, L. J. (1968). 'Attention-like' processes in classical conditioning. (M. R. Jones, Szerk.) *Coral Gables*, 9-33.
- Katona, J., Farkas, I., Dukan, P., Ujbanyi, T., & Kovari, A. (2014). Evaluation of The Neurosky MindFlex EEG Headset Brain Waves Data. In A. Szakál (Szerk.), *IEEE Hungary Section*, (old.: 91-94). Budapest.
- Katona, J., Ujbanyi, T., & Kovari, A. (2013). Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata. (L. Gábor, N. Bálint, S. István, & K. Gábor, szerk.) *Dunakavics*, 1(2), 47-58.
- Katona, J., Ujbanyi, T., & Kovari, A. (2014). Agy-számítógép interfészek kialakításának, tervezésének szempontjai. In *Az Informatika Korszerű Technikái tanulmánykötet* (old.: 198-204). Dunaujváros: DUF Press.
- Kay, M., & Stanney, K. S. (2003). *Advances in Cognitive Engineering and Neuroergonomics*.
- Kececi, H., & Degirmenci, Y. (2008). Quantitative EEG and cognitive evoked potentials in anemia. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(2), 137-143.
- Kéri, S., & Gulyás, B. (2003). *Elektrofiziológiai módszerek a kognitív idegtudományokban*. Budapest: Osiris Kiadó.
- Kessels, C. R., van Zandvoort, E. M., Postma, A., Kappelle, J. L., & de Haan, F. E. (2000). The Corsi Block-Tapping Task: Standardization and Normative Data. *Applied Neuropsychology*, 7(4), 252-258. doi:10.1207/s15324826an0704_8
- Knappe, J. (2001). *Az emberi agy*. Budapest: Babilon Kiadó.
- Kothe, C. A., & Swartz, M. S. (2013). BCILAB: A platform for brain-computer interface development. *Journal of Neural Engineering*, 10(5), 1-25.
- Kothe, C., & Zander, T. O. (2011). Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general. *Journal of neural engineering*, Vol. 8, No. 2.
- Kraft, U. (2006). Your Brain-Mental exercises with neurofeedback may ease symptoms of attention-deficit disorder, epilepsy and depression -and even boost cognition in healthy brains. *Scientific American*.
- Kubler, A., & Kotchoubey, B. (2007). Brain-computer interfaces in the continuum of consciousness. *Current Opinion In Neurology*, (old.: 643-649).
- Kubler, A., & Muller, K. R. (2007). Toward brain-computer interfacing, chapter An introduction to Brain-computer interfacing. *The MIT Press*, 1-25.
- Lal, T. N., Schröder, M., Hinterberger, T., Widman, G., Hill, J., Rosenstiel, W., . . . Birbaumer, N. (2004). Methods towards invasive human brain computer interfaces. *Conference on Neural Information Processing Systems*.
- Li, X., Zhao, Q., Liu, L., Peng, H., Qi, Y., Mao, C., . . . Hu, B. (2012). Improve affective learning with EEG approach. *Comput. Inform.*, 29, 557-570.
- Li, Y., Li, X., Ratcliffe, M., Liu, L., Qi, Y., & Liu, Q. (2011). A Real-Time Eeg-Based Bci System for Attention Recognition in Ubiquitous Environment. In *Proceedings of the*

2011 International Workshop on Ubiquitous Affective Awareness and Intelligent Interaction, (old.: 33-40). Beijing, China.

- Lubar, J. F. (1985). Changing EEG activity through biofeedback applications for the diagnosis and treatment of learning disabled children. *Theory Into Practice*, 24, 106-111.
- Maass, W., & Markram, H. (2002). Synapses as dynamic memory buffers. *Neural Networks*, 15(2), old.: 155-61.
- Maass, W., & Markram, H. (2003). Temporal integration in recurrent microcircuits. In *The Handbook of Brain Theory and Neural Networks* (old.: 1159-1163). Cambridge: MIT Press.
- Maass, W., & Markram, H. (2004). 69(4), old.: 593-616. *Journal of Computer and System Sciences*.
- Maass, W., Natschläger, T., & Markram, H. (2003). A model for real-time computation in generic. In *Advances in Neural Information Processing Systems* (15. kötet, old.: 229-236). MIT Press.
- Mackintosh, N. J. (1975). A theory of attention: Variations in the associability of stimuli with reinforcement. *Psychological Review*, 82, 276-298.
- Markram, H. (1997). Action potential encoding; a synaptic basis. *Lecture Notes in Computational Science*, 97, old.: 13-24.
- Markram, H. (Előadó). (2008). *The Blue Brain Project*. Henry Markram, Stockholm, Sweden. Forrás: <http://bluebrain.epfl.ch/>
- Markram, H. (Előadó). (2009. July). *A brain in a supercomputer*. Henry Markram.
- Markram, H. (Előadó). (2012. June). *The path to understanding the brain*. Henry Markram, Lausanne, Switzerland.
- Markram, H. (Előadó). (2013. September). *Future supercomputers*. Henry Markram.
- Markram, H., Rodriguez, M. T., Wang, Y., Gupta, A., Silberberg, G., & Wu, C. (2004). Interneurons of the neocortical inhibitory system. *Nat Rev Neurosci.*, 5(10), old.: 793-807.
- Markram, H., Tsodyks, M., & Wang, Y. (1998). Plasticity of Frequency Sensitive Synaptic. In *Synaptic Plasticity*.
- Melamed, O., Silberberg, G., Markram, H., Gerstner, W., & Magnus, J. E. (2005). Subthreshold cross-correlations between cortical neurons: A reference model with static synapses. *Neurocomputing*, 65, old.: 685-690.
- Mikhail, L. A., & Miguel, N. (2006). Brain-machine interfaces: past, present and future. *TRENDS in Neurosciences* Vol.29 No.9, (old.: 536-546). doi:10.1016/j.tins.2006.07.004
- Millet, D., & Berger, H. (2001). From Psychic Energy to the EEG. *Johns Hopkins University Press* (old.: 522-542). Perspectives in Biology and Medicine, Volume 44, Number 4.
- Montor, & Karel. (1975. April 15). *United States Szabadalom száma: 3877466*.

- Monyer, H., & Markram, H. (2004). Interneuron Diversity series: Molecular and genetic tools to study GABAergic interneuron diversity and function. *TINS*, 27(2), old.: 90-7.
- Muller, S. T., & Piper, B. J. (2014). The Psychology Experiment Building Language (PEBL) and PEBL Test Battery. *Journal of neuroscience methods*, 250-259.
- Muller-Putz, R. G., Breitwieser, C., Tangermann, M., Schreuder, M., Tavella, M., Leeb, R., . . . Neuper, C. (2011). Tobi hybrid BCI: principle of a new assistive method. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 13(3), 144-145.
- NeuroSky. (2009). Brain Wave Signal (EEG) of NeuroSky. *NeuroSky Inc.*
- Noachtar, S., Binnie, C., Ebersole, J., Mauguière, F., Sakamoto, A., & Westmoreland, B. (1999). A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographers and proposal for the report form for the eeg findings. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, 52, 21-40.
- Nolen, S. H. (June 15, 2009). *Atkinson & Hilgard's Introduction to Psychology*. United Kingdom: Wadsworth Pub Co.
- Nowakowski, R. S. (2006). Stable neuron numbers from cradle to grave. *Proceedings of the National Academy of Sciences*.
- Organisation for Economic Co-operation and Develop. (2007). *Understanding the Brain: The Birth of a Learning*. Paris, France: OECD.
- Pável Magda. (2004). *Életesemények lelki zavarai I*. Budapest: Semmelweis Egyetem TF.
- Pereda, E. A. (2014). Electrical synapses and their functional interactions with chemical synapses. *Nature Reviews Neuroscience*, 15, old.: 250-263.
- Picard RW, Klein J. (2002). Computers that recognize and respond to user emotion: Theoretical and practical implications. *Interact Comput*, 14(2), 141-169.
- Picard, R. W., & Klein, J. (2002). Computers that recognize and respond to user emotion: Theoretical and practical implications. *Interact Comput*, 14(2), 141-169.
- Pivik, R. T., & Harman, K. (1992). A Reconceptualization of EEG alpha activity as an index of arousal during sleep: all alpha activity is not equal. *Journal of Sleep Research.*, 4(3), 131-137.
- Reza, F.-R. (2011). Recent Advances in Brain Computer Interface Systems. *Intech Publisher*. Croatia.
- Richardson, M. J., Melamed, O., Silberberg, G., Gerstner, W., & Markram, H. (2005). Short-term synaptic plasticity orchestrates the response of pyramidal cells and interneurons to population. *J Computational Neurosci.*, 18(3), old.: 323-31.
- Robert, M. C. (2011). *The Clean Coder: A Code of Conduct for Professional Programmers* (1. kötet). Prentice Hall.
- Rózsa, S., Nagybányai-Nagy, O., & Oláh, A. (2006). *A pszichológiai mérés alapjai*. Budapest: Bölcsész Konzorcium.
- Sanei, S., & Chambers, J. A. (2013). *EEG Signal Processing*. John Wiley & Sons.
- Sawan, M., Salam, T. M., Le, L. J., Kassab, A., Gelinas, S., Vannasing, P., . . . Nguyen, K. D. (2013). Wireless Recording System: From Noninvasive EEG-NIRS to Invasive

- EEG Devices. *Biomedical Circuits and Systems. IEEE Transactions.*, Volume 7. Issue 2., old.: 186-195.
- Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & Wolpaw, J. R. (2004. June). BCI2000: a general-purpose braincomputer. 51. Forrás: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15188875>
- Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & Wolpaw, J. R. (2004). BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 1034-1043.
- Sike, S., & Varga, L. (2003). *Szoftvertchnológia és UML*. ELTE Eötvös Kiadó: Budapest.
- Silberberg, G., Wu, C., & Markram, H. (2004). Synaptic dynamics control the timing of neuronal. *J Physiol.*, 556, old.: 19-27.
- Smith, R. C. (2004). Electroencephalograph based brain computer interfaces. *Thesis for Master of Engineering Science*.
- Snell, R. S. (2009). *Clinical Neuroanatomy*. LWW.
- Soon, C. S., Brass, M., Heinze, H. J., & Haynes, J. D. (2008). Unconscious determinants of free decisions in the human brain. *Nat Neurosci.*, 11(5), old.: 543-5.
- Sutter, E. E. (1992). The brain response interface: Communication through visually induced electrical brain responses. *J Microcomput Appl*, 15(1), 31-45.
- Tansey, M. A. (1984). EEG sensorimotor rhythm biofeedback training: Some effects on the neurologic precursors of learning disabilities. *International Journal of Psychophysiology*, 1, 163-177.
- Tatum, W. O., Husain, A. M., Benbadis, S. R., & Kaplan, P. W. (2007). *Handbook of EEG Interpretation*. Demos Medical Publishing.
- Tobin, D., & Schiffman, G. B. (1983). Computer technology for learning. *Fox, Brody & Tobin: Learning-disabled/gifted.*, 185-206.
- Tóth, L. (2000). *Pszichológia a tanításban*. (L. Vágó, & Z. Molnárné Balázs, szerk.) Debrecen: Pedellus Tankönyvkiadó Kft.
- Tusche, A., Bode, S., & Haynes, J. D. (2010). Neural responses to unattended products predict later consumer choices. *J Neurosci.*, 30(23), old.: 8024-31.
- Vandierendonck, A., Kemps, E., & Fastame, C. M. (2004). Working memory components of the Corsi blocks task. *British Journal of Psychology*, 95, 57-79. doi:10.1348/000712604322779460
- Vermunt, J. D. (1998). The regulation of constructive learning process. *British Journal of Educational Psychology*, 68, 149-171.
- Vidal, J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.*, 2, 157-180.
- Vidal, J. J. (1997). Real-time detection of brain events in EEG. *Proc. IEEE*, 65, 633-641.
- Völgyesi, P. (1986). *Az OTIS-I-II tesztek tesztkönyve*. (Dienes Erzsébet, & Simon Péter, szerk.) Budapest: Munkaügyi Kutatóintézet.
- William, D. P., & Eldra, S. P. (1990). *Human Anatomy and Physiology*. SAUNDERS (W.B.) CO LTD.

- Wolpaw, J. R. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol*, 113, 767-791.
- Wolpaw, J. R., & Wolpaw, W. E. (2012). Brain-Computer Interfaces: Something new under the sun, in Brain-Computer Interfaces. *Oxford University Press*, (old.: 3-12). New York, USA.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, J. D., Pfurtscheller, G., & Vaughan, M. T. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6), 767-791.
- Wozniak, H. R. (1999). Introduction to memory: Hermann Ebbinghaus. *Classics in the History of Psychology*.
- Yann, R., Lotte, F., Guillaume, G., Congedo, M., Maby, E., Delannoy, V., & Bertrand, O. (2010). OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments. *Presence Teleoperators and Virtual Environments*, (old.: 35-53).
- Yaomanee, K., Pan-ngum, S., & Ayuthaya, P. (2012). Brain Signal Detection Methodology for Attention Training Using Minimal EEG Channels. *In Proceedings of the 10th International Conference on ICT and Knowledge Engineering (ICT & Knowledge Engineering)*, (old.: 84-89). Bangkok, Thailand.
- Zander, O. T., Kothe, C., Jatzev, S., & Gaertner, M. (2010). Enhancing Human-Computer Interaction with Input from Active and Passive Brain-Computer Interfaces, in Brain-Computer Interfaces Applying our Minds to Human-Computer Interaction. *Springer London*, (old.: 181-199). London.
- Zickler, C., Riccio, A., & Leotta, F. (2011). A brain-computer interface as input channel for a standard assistive technology software. *Clinical EEG and Neuroscience*, (old.: 236-244).

13 Függelék

1. sz. függelék

Keresse meg azokat a kétjegyű páratlan számokat, amelyek két páros szám között állnak.
51, 6, 52, 8, 53, 190, 167, 24, 7, 24, 10, 101, 10, 11, 110, 1, 10.

2. sz. függelék

Correct Trials: A helyes próbálkozások száma.

Correct Targets: A cél ingerre [A-U] adott helyes válaszok száma.

Correct Foils: A cél ingerekkel ellentétes betűre [X] adott helyes válaszok száma.

Target Acc Rate: A cél ingerekre [A-U] adott helyes válaszok számának aránya.

Foil Acc Rate: A cél ingerekkel ellentétes betűre [X] adott helyes válaszok számának aránya

Commission Errors: Komissziós hiba, egy egész szám, amely a cél karakterrel ellentétes betűre [X] adott helytelen válaszok számát fejezi ki (kihagyott válaszok).

Omission Errors: Omissziós hibák száma (kihagyott válaszok), amely egy egész szám annak kifejezésre, amikor a tesztalany nem reagált a cél inger [A-U] bemutatásakor.

Correct RT Mean: A cél ingerek [A-U] megválaszolásának reakció ideje (milliszekundumban kifejezve).

Correct RT SD: A cél ingerek [A-U] megválaszolási reakció idejének standard hibája, variabilitása. (milliszekundumban kifejezve).

Error RT Mean: A cél ingerekkel ellentétes betűre [X] adott válasz reakció ideje (milliszekundumban kifejezve).

Error RT SD: A cél ingerekkel ellentétes betűre [X] adott válasz reakció idejének standard hibája, szórása (milliszekundumban kifejezve).

3. sz. függelék

Total Trials: A teljes próbálkozás számértéke.

Correct Targets: A célinger (a fekete négyzet felül helyezkedik el) helyes megválaszolásának számértéke.

Correct Foils: A célinger (a fekete négyzet alul helyezkedik el) helytelen megválaszolásának száma.

Correct Trials: A cél ingerekre adott helyes válaszok száma.

Commission Errors: Komissziós hiba, egy egész szám, amely a cél inger ellentétre adott helytelen válaszok számát fejezi ki (kihagyott válaszok).

Omission Errors: Omissziós hibák száma (kihagyott válaszok), amely egy egész szám annak kifejezésre, amikor a tesztalany nem reagált a cél inger bemutatásakor.

Correct RT Mean: A helyes cél ingerek megválaszolásának reakció ideje (milliszekundumban kifejezve).

Error RT Mean: A cél ingerekkel ellentétes ábrára adott válasz reakció ideje (milliszekundumban kifejezve).

RT Mean: A megválaszolási reakció idő (milliszekundumban kifejezve).

RT SD: A megválaszolási reakció idejének standard hibája, variabilitása. (milliszekundumban kifejezve).

Anticipations: Ez a számérték fejezi ki, amikor a tesztalany olyan gyorsan reagált a célingerre, hogy az valószínűleg csak „vak találgatás” volt.

Multiple Responses: Ez a számérték fejezi ki, amikor a tesztalany többször is válaszolt a célingerre. A várható eredmény nulla vagy egy nagyon alacsony egész szám.

4. sz. függelék

Block Span: A kockák blokk mérete.

Total Score: Az elért pontszám érték.

Total Correct Trials: A helyes próbálkozások száma.

Memory Span: A rövid távú memória terjedelme.

5. sz. függelék

subNum: A vizsgálati személy sorszáma.

trial: A lista azonosítója.

corr: Az eredeti lista szótagjainak helyes sorrendben visszaadott számértéke.

list: Az eredeti lista helyes sorrendje.

resplist: A vizsgálati személy által visszaadott lista sorrendje.

corrorder / resp: A kijelzőn felvillant szótagok helyes sorrendbelisége.

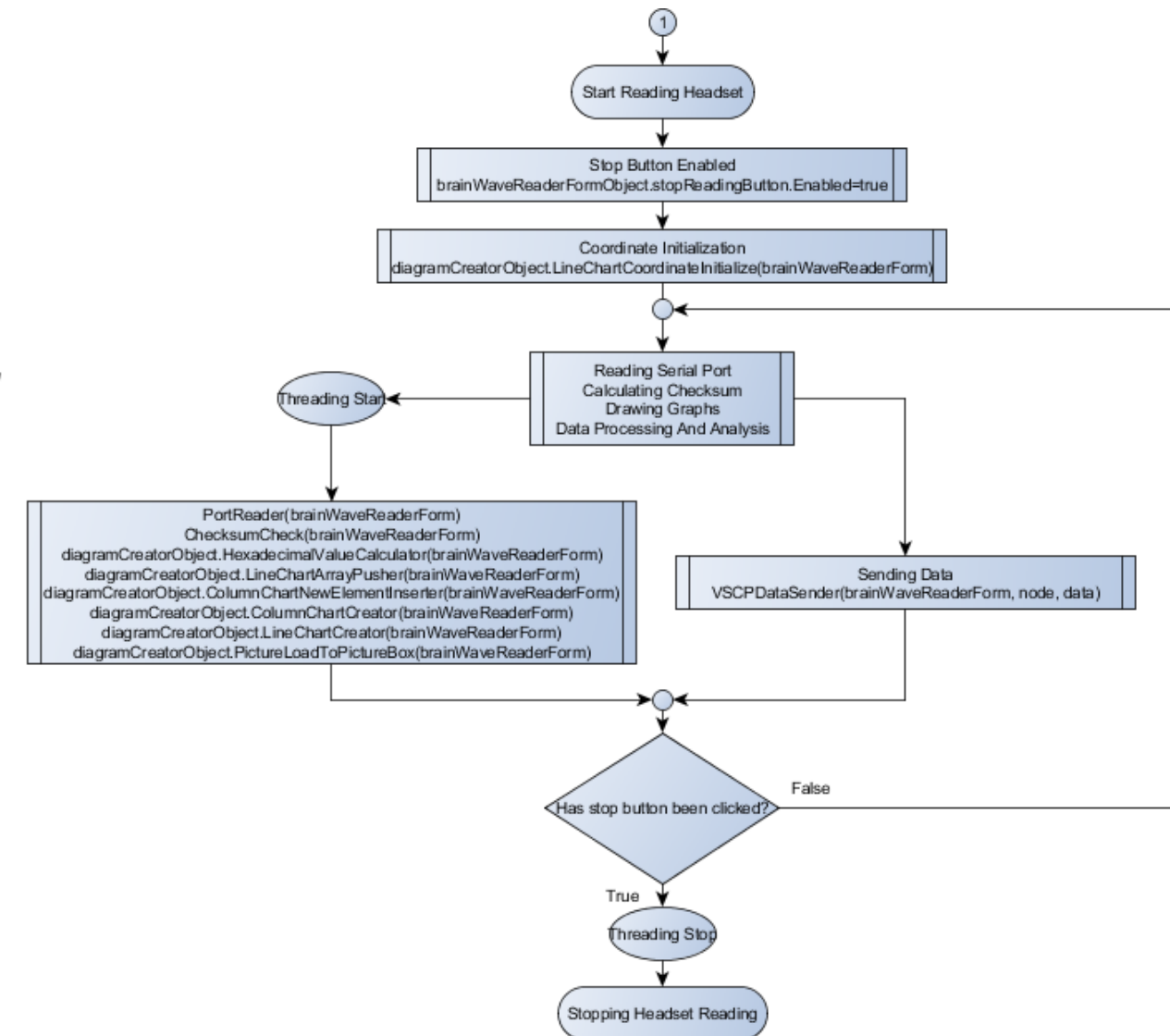
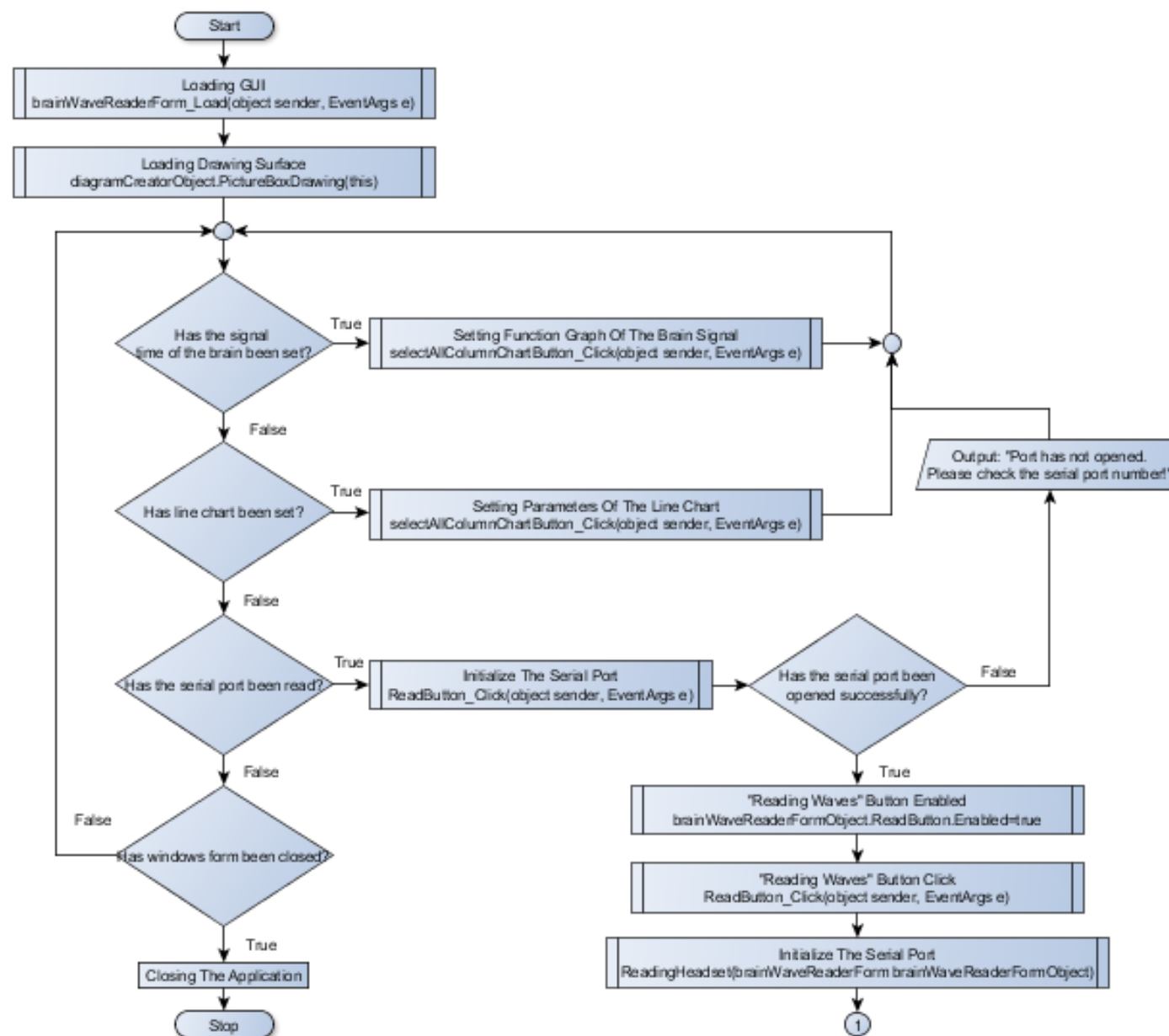
rounds: A tesztalany azon próbálkozásának mennyisége, amely során a helyes sorrendet próbálta meg felidézni egy adott lista szótagjaira vonatkozóan.

abstime: A teszt megkezdése és befejezése között eltelt időmennyiség, az abszolút idő számértéke milliszekundumban kifejezve.

rt: Az egyes próbálkozások között eltelt idő mennyiség, a relatív idő számérték, szintén milliszekundumban kifejezve.

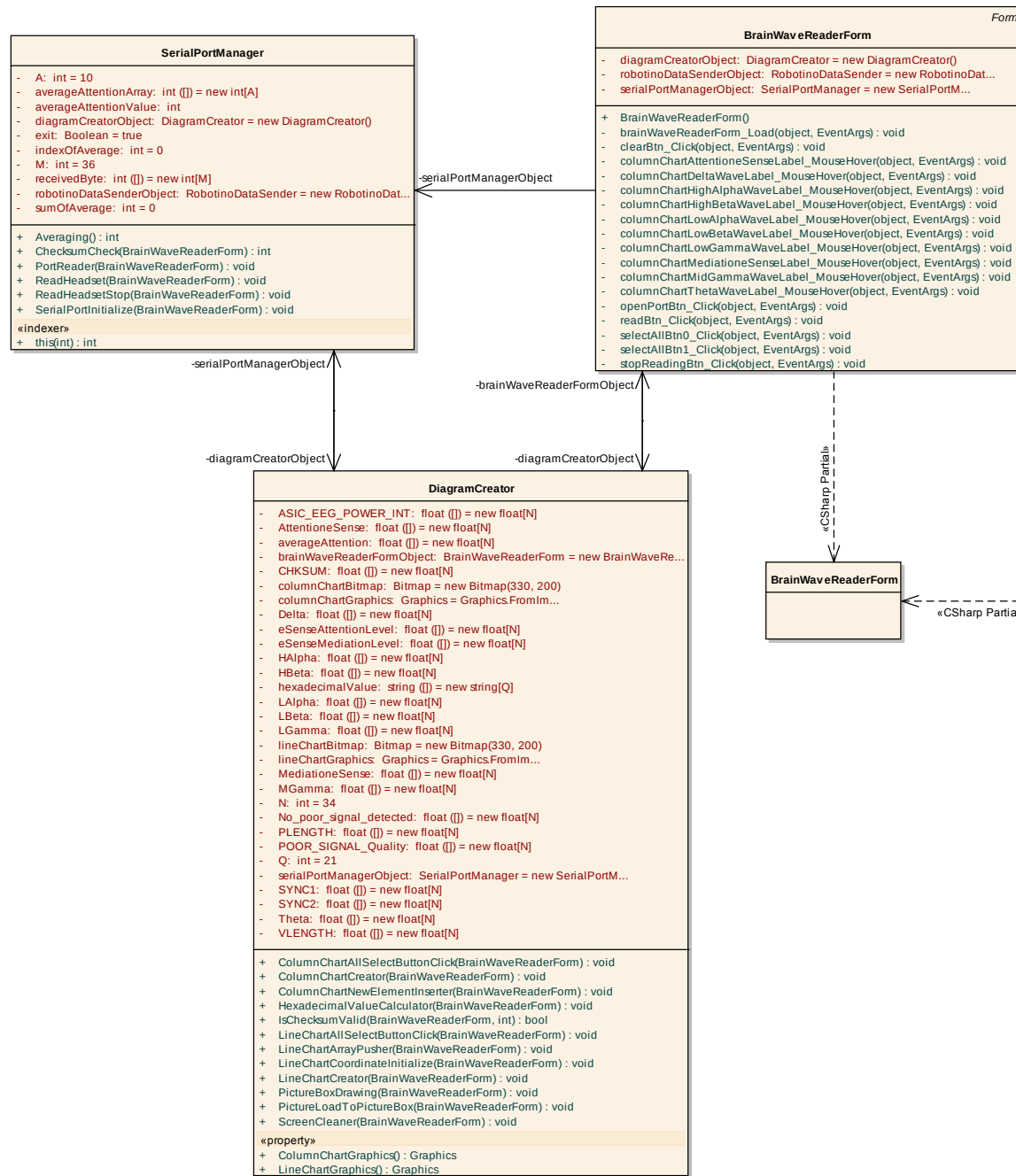
14 Mellékletek

1. sz. melléklet

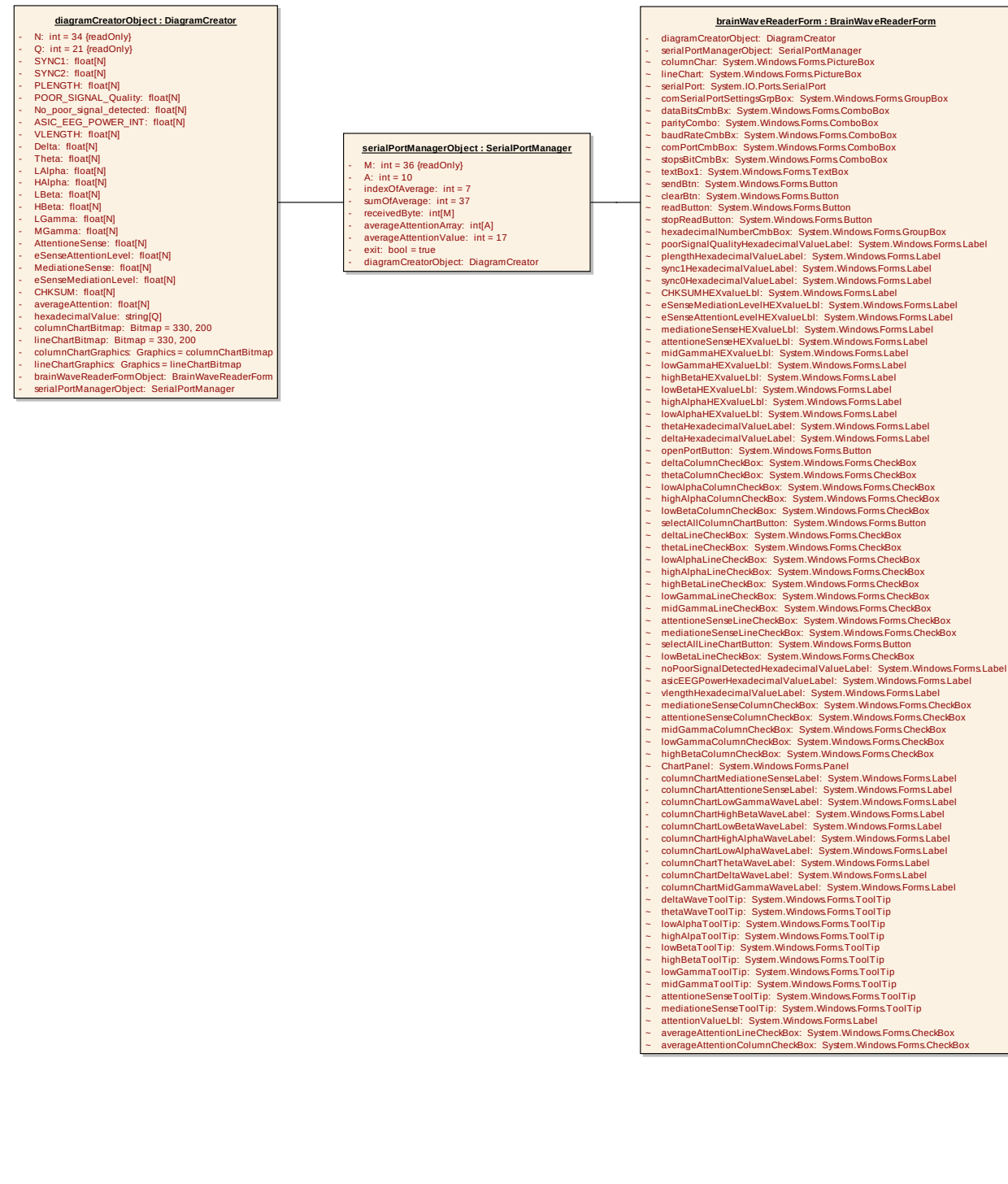


2. sz. melléklet

A statikus modell megalkotása (Osztálydiagram)



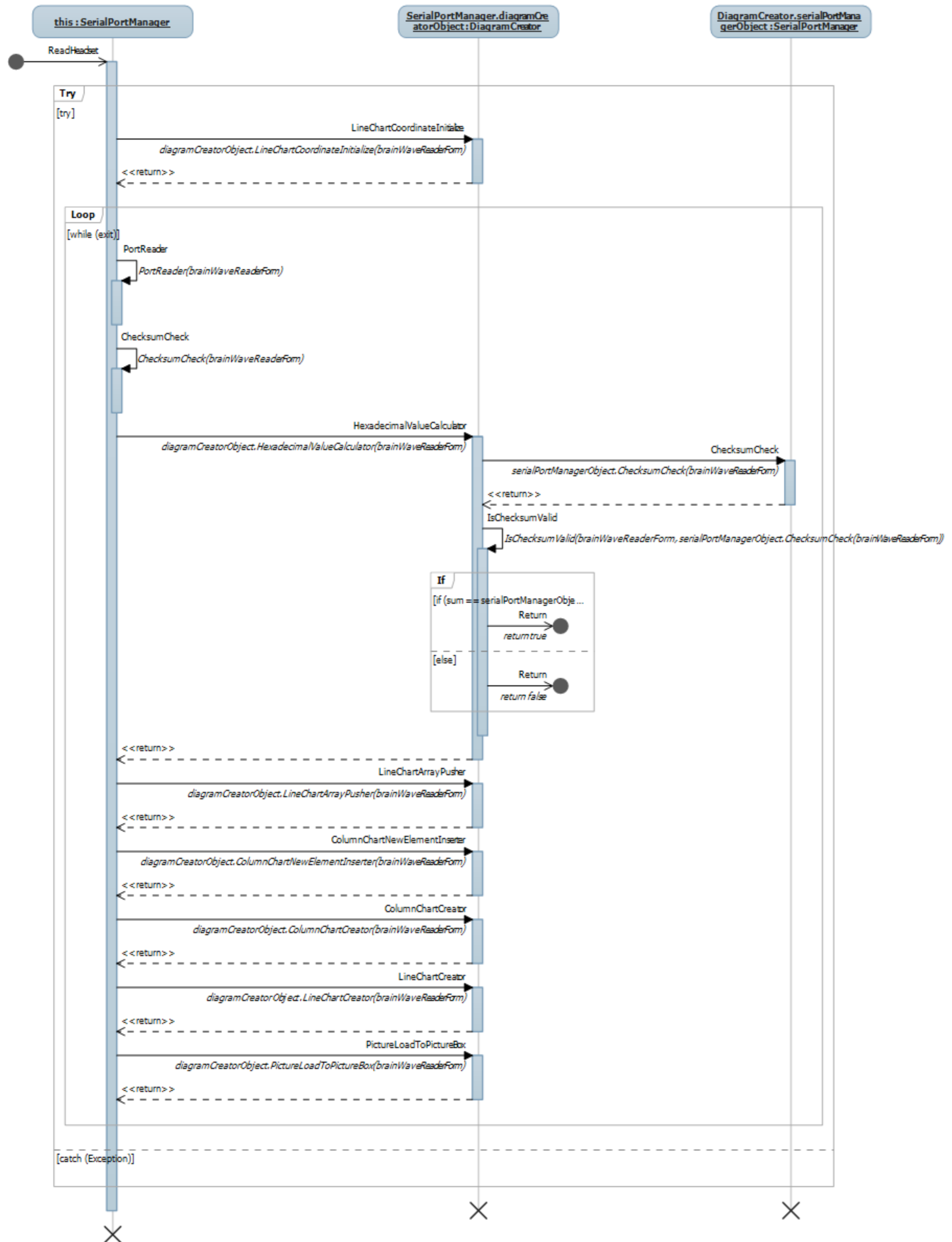
A statikus modell megalkotása (Objektumdiagram)



3. sz. melléklet

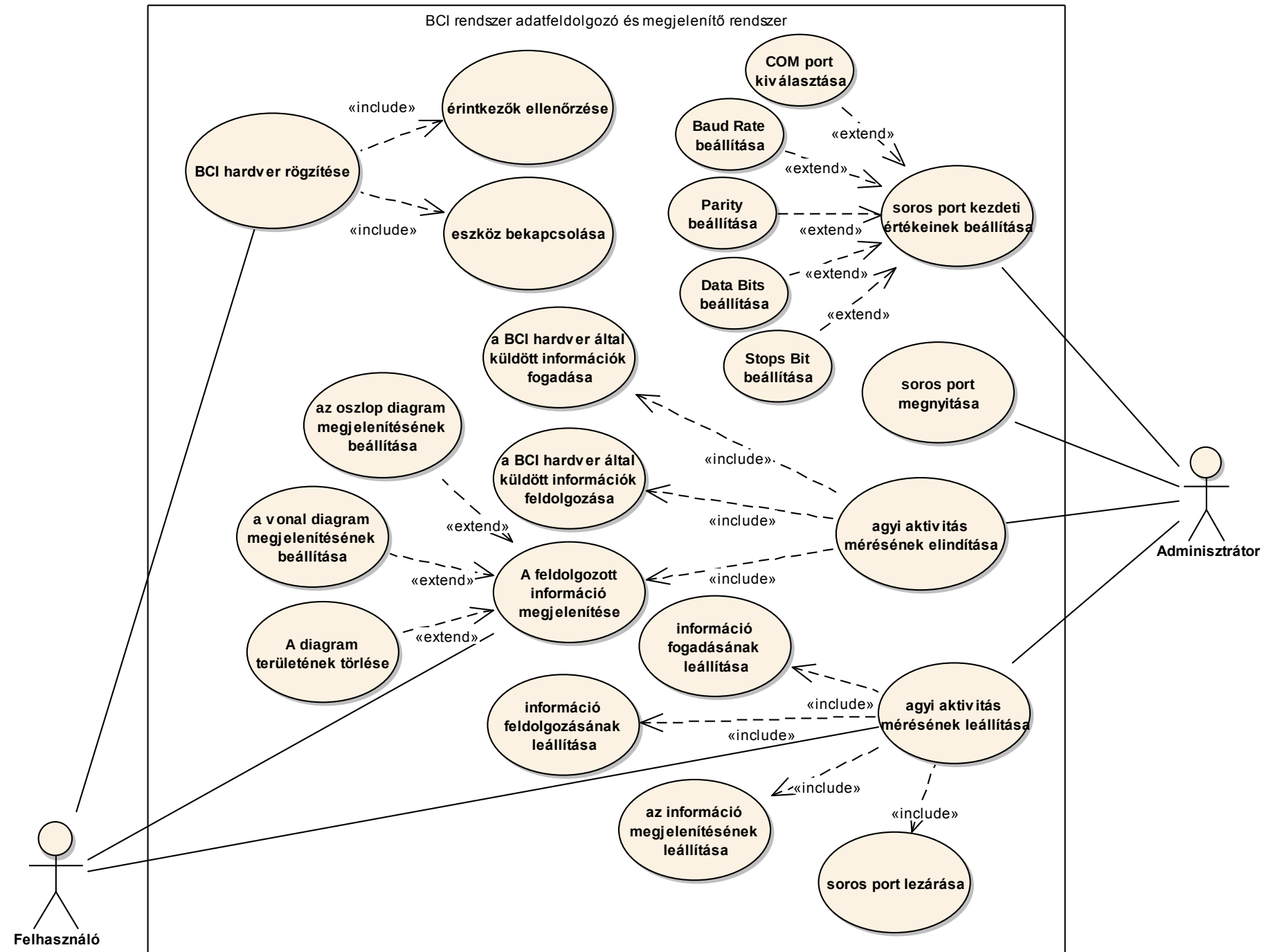
A dinamikus modell megalkotása (Szekvencia diagram)

Az agyhullámok olvasásának és megjelenítésének folyamata



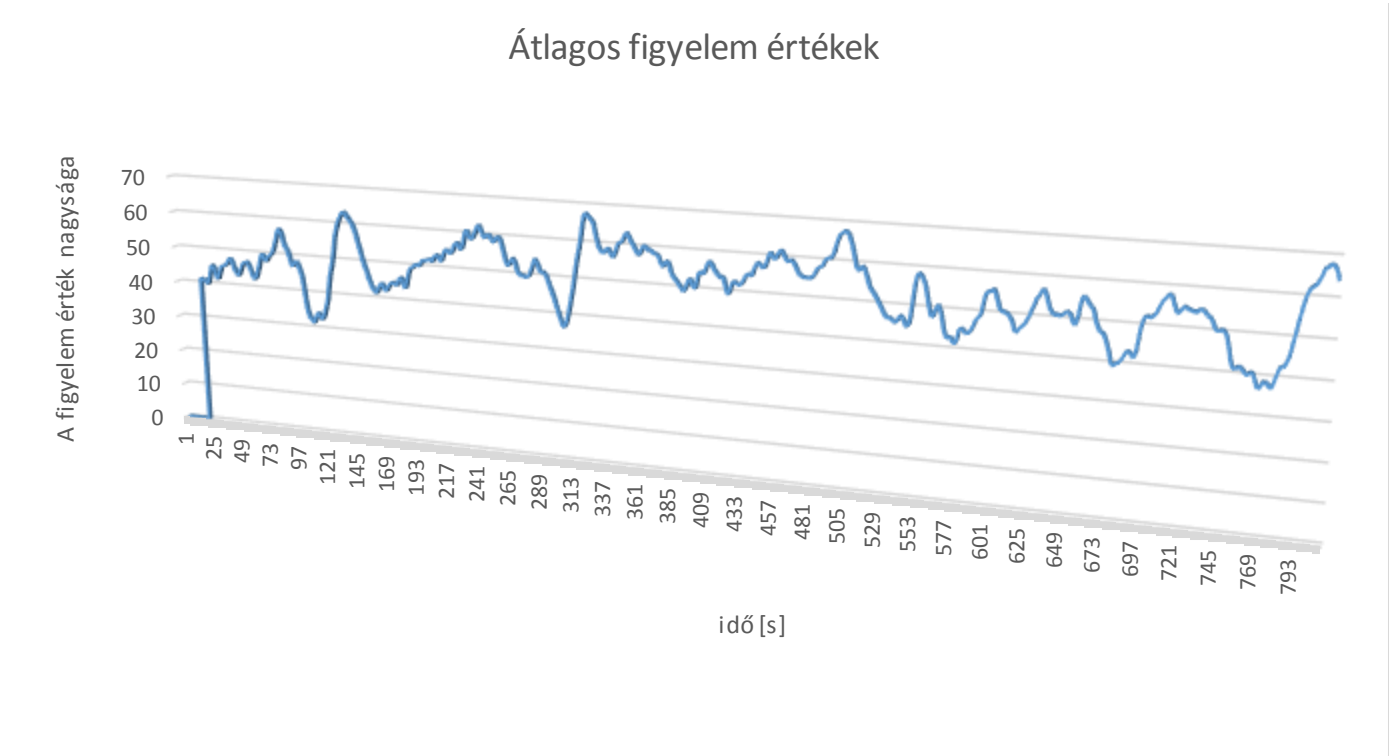
4. sz. melléklet

A használati eset modell megalkotása (használati eset diagram)

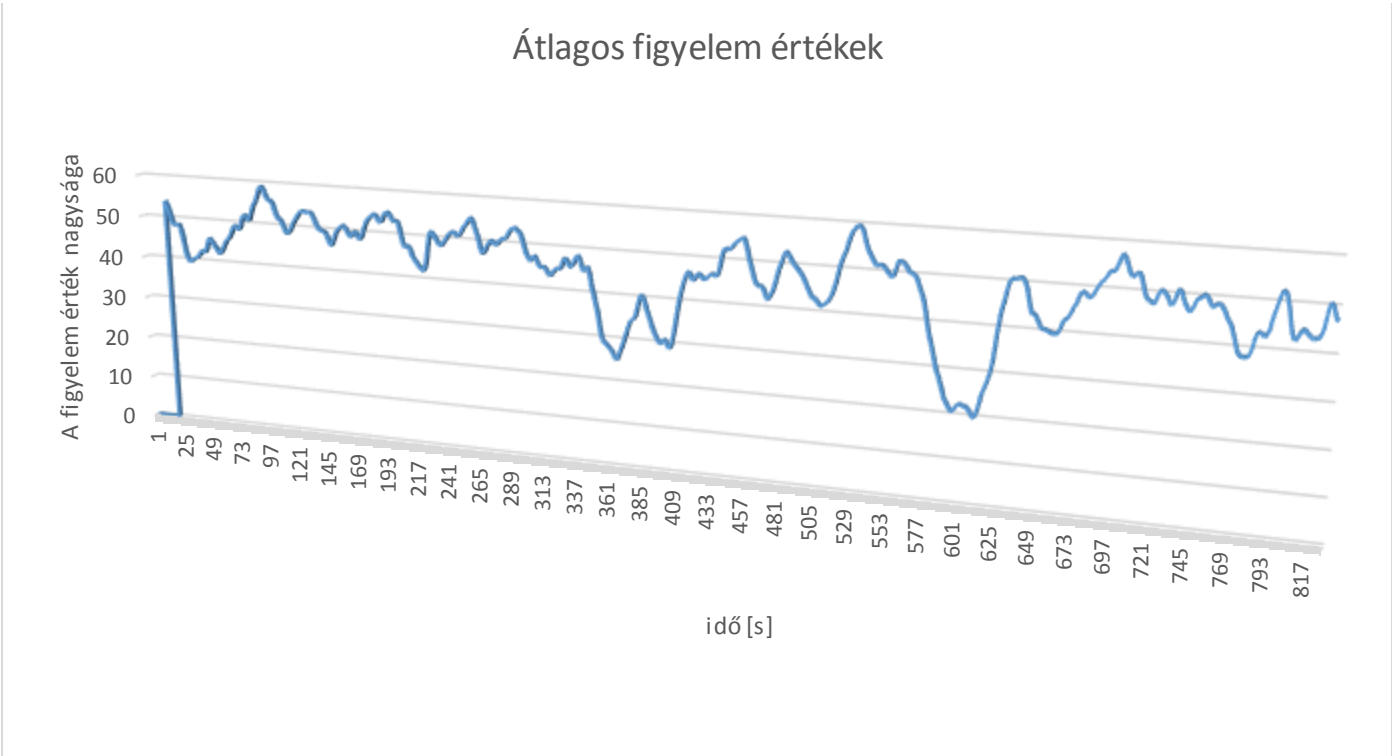


5. sz. melléklet

A CPT teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (magasabb koncentráció szinten)

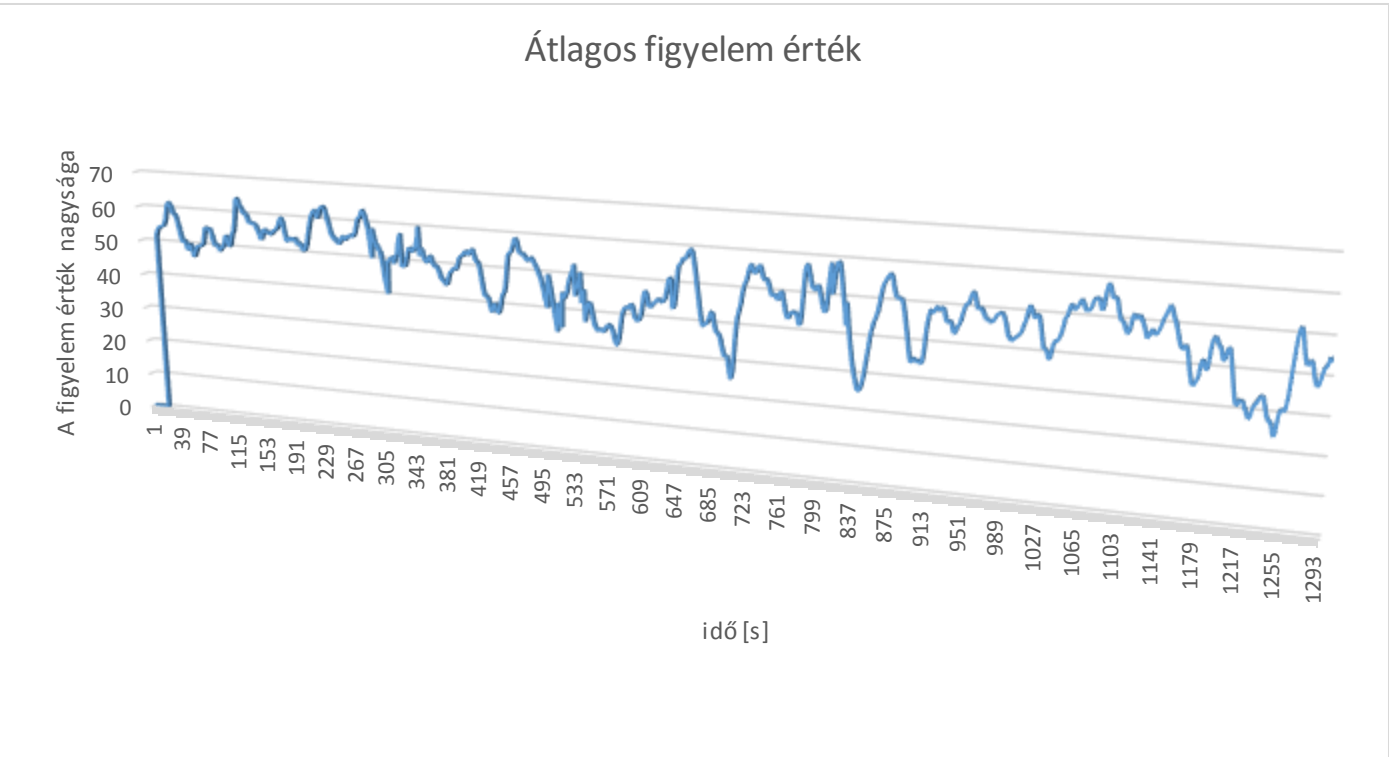


A CPT teszt alatt monitorozott és számított átlagos figyelem/koncentráció értéke (alacsonyabb koncentráció szinten)

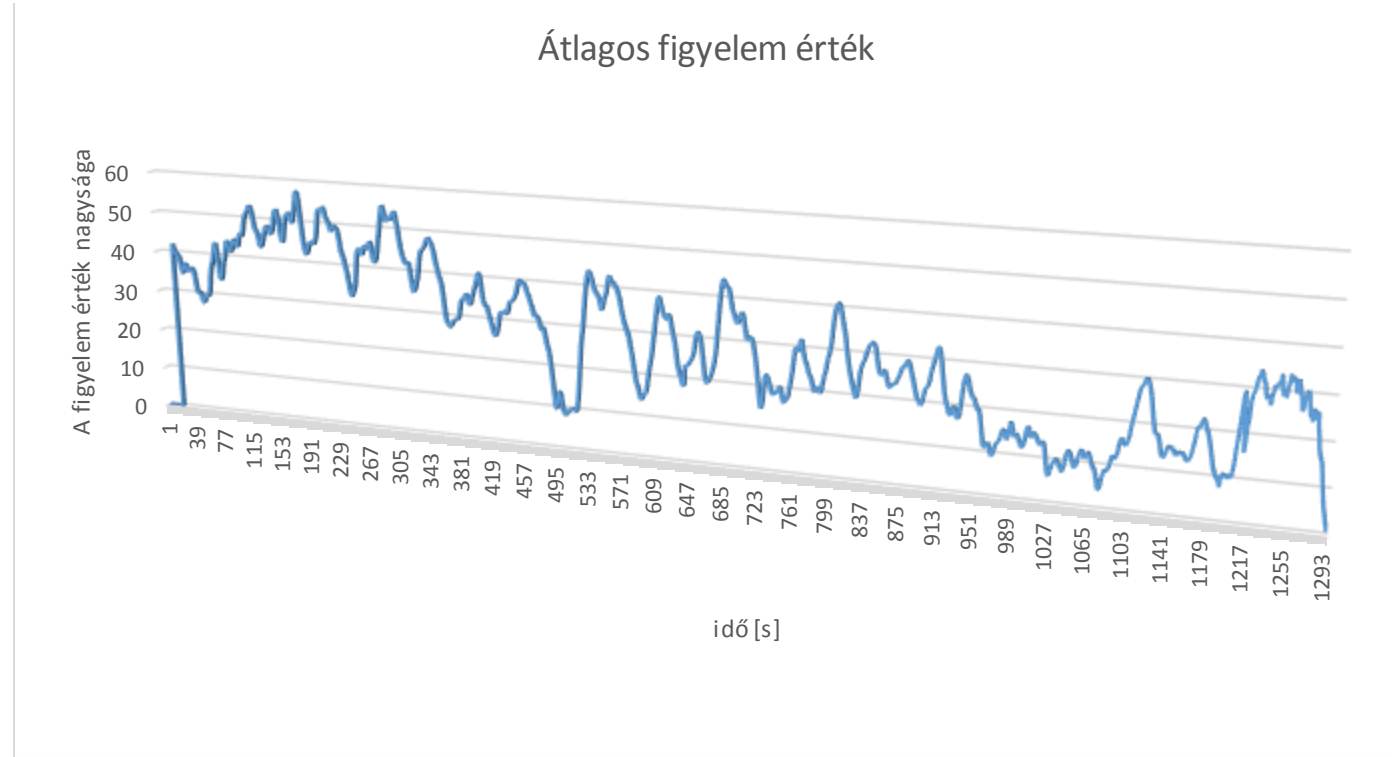


6. sz. melléklet

A TOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (magasabb koncentráció szinten)

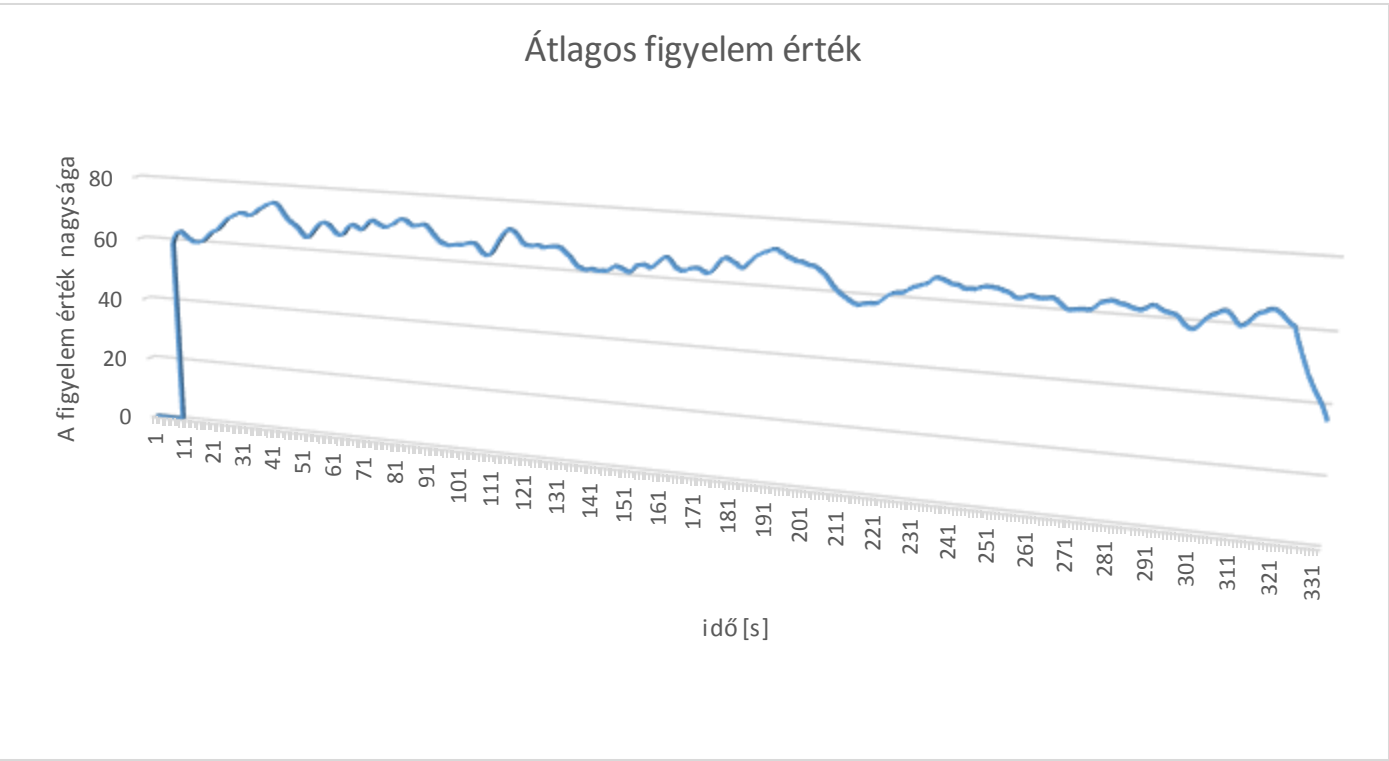


A TOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (alacsonyabb koncentráció szinten)

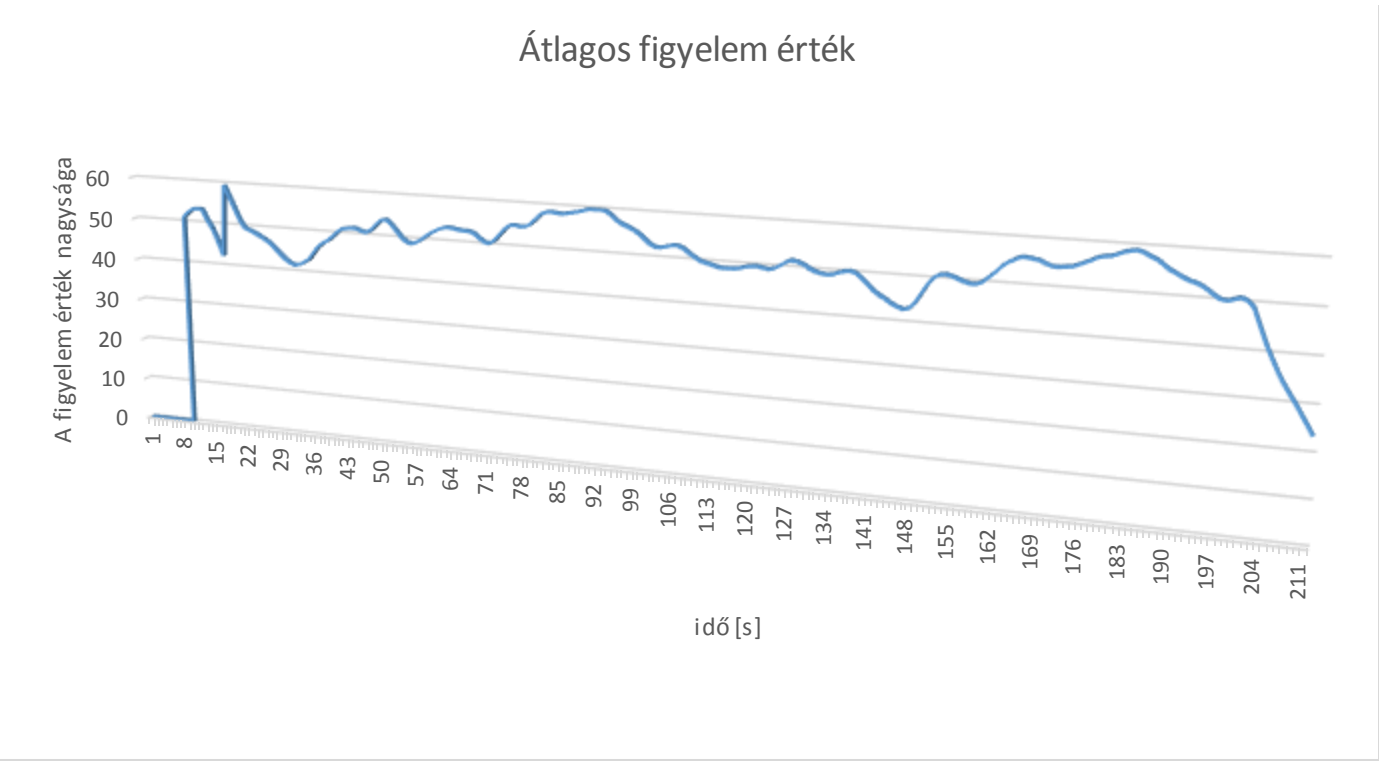


7. sz. melléklet

A Corsi kocka teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (magasabb koncentráció szinten)

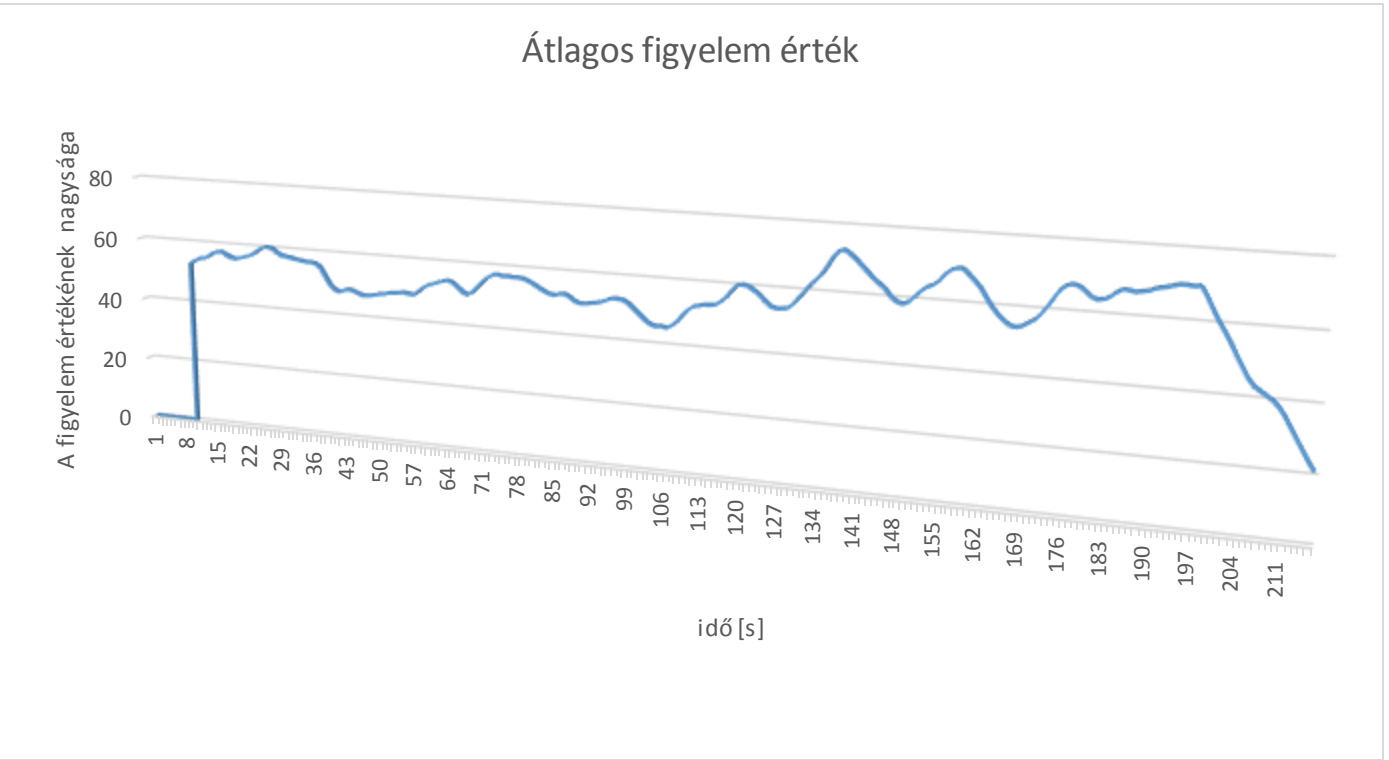


A Corsi kocka teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (magasabb koncentráció szinten)

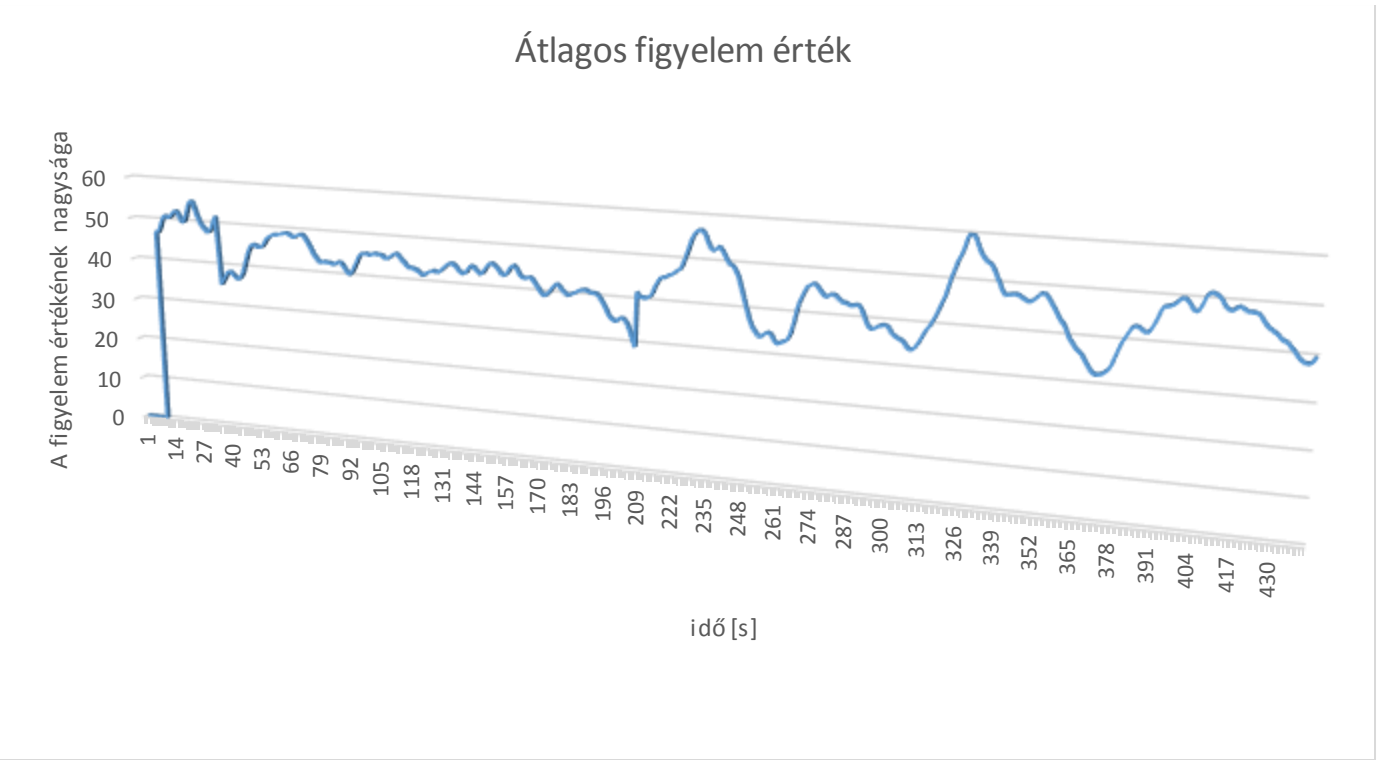


8. sz. melléklet

Az Ebbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (magasabb koncentráció szinten)



Az Ebbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke (alacsonyabb koncentráció szinten)



15 A dolgozat témakörével kapcsolatos saját publikációk

2014

J Katona: *Examination and comparison of the EEG based Attention Test with CPT and T.O.V.A.*, 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Hungary, Magyarország, 2014.11.19-2014.11.21. (IEEE Computational Intelligence Society) Budapest: IEEE Hungary Section, 2014. pp. 117-120. (ISBN:978-1-4799-5338-7)

J Katona: *Examination and comparison of the EEG based Attention Test with CPT and T.O.V.A.*, 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), (Budapest, Hungary, 2014. november 19.) [konferencia előadás]

J Katona, P Dukan, T Ujbanyi, A Kovari: *Control of incoming calls by a Windows Phone based Brain Computer Interface*, 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Hungary, Magyarország, 2014.11.19-2014.11.21. (IEEE Computational Intelligence Society) Budapest: IEEE Hungary Section, 2014. pp. 121-125. (ISBN:978-1-4799-5338-7)

J Katona, P Dukan, T Ujbanyi, A Kovari: *Control of incoming calls by a Windows Phone based Brain Computer Interface*, 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), (Budapest, Hungary, 2014. november 19.) [konferencia előadás]

J Katona, I Farkas, T Ujbanyi, P Dukan, A Kovari: *Evaluation Of The Neurosky MindFlex EEG Headset Brain Waves Data*, Proceedings of the IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI 2014) Herlany, Szlovákia, 2014.01.23-2014.01.25. (IEEE Computational Intelligence Society) Budapest: IEEE Hungary Section, 2014. pp. 91-94. (ISBN:978-1-4799-3441-6)

J Katona, I Farkas, T Ujbanyi, P Dukan, A Kovari: *Evaluation of The Neurosky MindFlex EEG Headset Brain Waves Data*, IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI 2014), (Herlany, Slovakia, 2014. január 23.) [konferencia előadás]

Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *Agyszámítógép-interfészek rendszerbe történő illesztése*, **DUNAKAVICS folyóirat II. évfolyam:**(VI. szám) pp. 29-38. (2014)

Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *A figyelem EEG alapú vizsgálatának alkalmazási lehetőségei a tanulási folyamat várható eredményességének jelzésére*, **DUNAKAVICS folyóirat II. évfolyam:**(VIII. szám) pp. 15-25. (2014)

Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *Agy-számítógép interfészek kialakításának, tervezésének szempontjai*, In: Cserny László, Hadaricsné Dudás Nóra, Nagy Bálint (szerk.) *Az Informatika Korszerű Technikái*. Budapest: DUF Press, 2014. pp. 198-204. (Dunakavics könyvek; 2.) (ISBN:978-963-287-069-4)

Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila: *A Non-Invazív Mobil EEG-regisztráló és -jelfeldolgozó eszközök összehasonlítása*, In: Cserny László, Hadaricsné Dudás Nóra, Nagy Bálint (szerk.) *Az Informatika Korszerű Technikái*. Budapest: DUF Press, 2014. pp. 46-59. (Dunakavics könyvek; 2.) (ISBN:978-963-287-069-4)

Katona József, Kővári Attila: *Agyhullám érzékelésen alapuló robotvezérlés virtuális 3D környezetben* (Kaposvár, 2014. január 13.) (2014)

2013

Katona József, Kővári Attila: *Agyhullám érzékelésen alapuló robotvezérlés virtuális 3D környezetben*, Kutatók Éjszakája – Kézzelfogható Tudomány, (Dunaújváros, 2013. november 13.)

Katona József, Kővári Attila, Ujbányi Tibor: *Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata*, **DUNAKAVICS folyóirat I. évfolyam**:(II. szám) pp. 47-58. (2013)

2012

Katona József, Kővári Attila: *Agyhullám érzékelésen alapuló robotvezérlés virtuális 3D környezetben* DF Kutatók éjszakája, (Dunaújváros, 2012. november 14.)

2011

Katona József: *Mobil eszközök agyhullám érzékelésen alapuló irányítása kvantitatív EEG alkalmazásával* (Szakdolgozat) pp.1-68. **Méréstechnikai, Automatizálási és Informatikai Tudományos Egyesület (MATE) 2011. évre meghirdetett Diplomatervezési Pályázatán beküldött szakdolgozat kategóriában II. díjban részesült.** (Budapest, 2012. május 9.)

Katona József: *Mobil eszközök agyhullám érzékelésen alapuló irányítása kvantitatív EEG alkalmazásával* pp.1-94. Tudományos Diákköri Konferencia dolgozat, (Dunaújváros, 2011. november 9.)