

Doktori értekezés

Katona József

Széchenyi István Egyetem, Műszaki Tudományi Kar

2018



Katona József

Spektrumanalízisen alapuló agy-számítógép interfész a
figyelem és a memorizálás elemzésére

doktori értekezés

Témavezetők

Prof. Dr. Baranyi Péter

Széchenyi István Egyetem

egyetemi tanár

Dr. Kővári Attila

Dunaújvárosi Egyetem

egyetemi docens

Infrastrukturális Rendszerek Modellezése és Fejlesztése
Multidiszciplináris Műszaki Tudományi Doktori Iskola

Összefoglalás

Mára az agyban végbemenő fizikai, kémiai és biológiai folyamatok strukturálisan és funkcionálisan is egyre nagyobb felbontással vizsgálhatók. A tanulási folyamat vizsgálatában is számos kutatási témában alkalmazzák azon korszerű vizsgálati eszközöket, amelyek segítségével a kiértékelt eredmények a tanulás eredményességéhez is hozzájárulhatnak. Az ilyen jellegű kutatásokban fontos szerepet tölthetnek be az úgynevezett agy-számítógép interfészek (BCIs: Brain-Computer Interfaces), amelyek komplex rendszert alkotva, különféle információkat (utasításokat és parancsokat) képesek közvetíteni az emberi agytól jövő jelek feldolgozása útján. A közel múltban megjelentek olyan aránylag megfizethető és hordozható EEG (elektroenkefalográfia) technológiát alkalmazó jelfeldolgozó apparátusok, amelyek alkalmasak az agyi bioelektromos tevékenység obszervációjára, így megkönnyítve az agyban végbemenő folyamatok eredményeképpen indukált villamos jelek mérhetőségét és feldolgozhatóságát. Az ilyen EEG bioszenzorok valós időben biztosítanak lehetőséget arra, hogy az agyi neuronok elektromos aktivitása digitális formában kerülhessen regisztrálásra és feldolgozásra, ez alapján akár a figyelem szintjének vizsgálatára is.

A hatékony tanulást a megértő, értelmező, problémamegoldó képességeken felül, olyan kognitív képességek is befolyásolják, mint például a figyelem, így a figyelem szintjének vizsgálata új lehetőségeket rejt a tanulás hatékonyságának elemzésében. Az értekezés a tanulás hatékonyságával összefüggő figyelem vizsgálatára, folyamatos megfigyelésre alkalmas BCI rendszert mutat be, valamint ezen rendszer által szolgáltatott adatok figyelem és memorizálás tesztekkel való kapcsolatát elemzi.

A meghatározott és kiértékelt eredmények nagyban segíthetik az ismeretátadás folyamatát azáltal, hogy pontosabb visszajelzést adhatnak a tanulók ismeretbefogadási képességéről, ezen keresztül a tanulás hatékonyságát befolyásoló egyik legfontosabb tényezőről, így ettől függően az ismeretátadás akár adaptívává is tehető.

Summary

From the point of view of understanding the processes of learning, the human brain can be examined as a system in which the changes last for a long time. Physical, chemical and biological processes in the brain can be studied with increasing resolution, structurally and functionally, nowadays. In the study of the learning process, modern research tools are also applied to a number of research topics, and the results obtained can also contribute to the effectiveness of learning. The so-called Brain-Computer Interfaces (BCIs), which are complex systems capable of transmitting various information (commands and commands) through the processing of signals from the human brain, can play an important role in this. In recent years, relatively inexpensive and mobile, EEG (electroencephalography) signal processing devices for brain bioelectric activity have been available to measure and process electrical signals generated by brain processes. These EEG biosensors are capable of real-time digital recording and processing of electrical activity of cerebral neurons, and therefore also able to monitor the level of attention.

Effective learning, in addition to understanding, interpreting, problem-solving abilities, primarily focusing on attention and memory as cognitive abilities, so examining the level of attention has new opportunities in analyzing the effectiveness of learning. The dissertation analyzes the BCI system for observing learning efficiency and continuous observation and analyzes the relationship between the data provided by the BCI system through the attention and memorization tests.

The results can greatly help the process of knowledge transfer by providing more accurate feedback on the student's ability to learn, and thus one of the most important factors influencing learning effectiveness, so depending on it, knowledge transfer can be made adaptive.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés.....	1
1.1. Az értekezés célkitűzései.....	3
1.2. A kutatás módszertana.....	3
1.3. Az értekezés kutatási feltételei.....	4
1.4. Az értekezés felépítése.....	4
2. Tudományos háttér áttekintése.....	5
2.1. Információfeldolgozás folyamata és a figyelem, mint hatékony tudáselsajátítást támogató kognitív folyamat.....	5
2.1.1. Atkinson és Shiffrin kettősmemória-modell.....	5
2.1.2. Rövid távú memória (RTM).....	6
2.1.3. A hosszú távú memória (HTM).....	8
2.1.4. A figyelem működése és jelentősége.....	8
2.2. Figyelem vizsgálatára alkalmazható eljárások.....	10
2.2.1. A Pszichológiai kísérletekre épülő nyelv (PEBL: The Psychology Experiment Building Language).....	10
2.2.2. Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CCPT: Conner's Continuous Performance Task).....	11
2.2.3. A figyelem változásának tesztje (T.O.V.A: Test of Variables of Attention) ...	12
2.2.4. Korszerű módszerek a figyelem vizsgálatára.....	12
2.3. A memorizálás vizsgálatára alkalmazható tesztek.....	14
2.3.1. A téri-vizuális vázlattömb tesztje (Corsi kocka: Corsi Blocks).....	14
2.3.2. Ebbinghaus teszt: PEBL Ebbinghaus Memory Procedure.....	15
2.4. Agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgálat.....	17
2.4.1. Az emberi nagyagy anatómiájának rövid áttekintése.....	17
2.4.2. Elektrofiziológiai módszerek.....	19
2.4.3. Agyi bioelektromos jelek keletkezésének mechanizmusa.....	19

2.4.4. EEG	21
2.4.5. Agyi bioelektromos jelek regisztrálása	23
2.4.6. EEG jelek frekvencia-spektruma.....	26
2.5. Agy-számítógép interfész.....	30
2.5.1. BCI funkcionális modellje.....	31
2.5.2. A kialakítandó agy-számítógép interfész tervezésének és kialakításának aspektusai	32
2.5.3. Agy-számítógép interfészek kialakításánál figyelembe veendő szempontok ..	33
2.5.4. A megvalósítandó közvetlen neurális interfész integrációjának perspektívái..	35
3. Vizsgálatok és új tudományos eredmények	39
3.1. A kísérletek lefolytatásának körülményei	40
3.1.1. Vizsgálati személyek	40
3.1.2. Alkalmazott vizsgálati tesztek.....	40
3.1.3. Mérőeszközök és eljárás.....	40
3.2. Figyelem elemzésén alapuló vizsgálat	41
3.2.1. PCPT alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	41
3.2.2. PCPT alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	43
3.2.3. PCPT alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével.....	45
3.2.4. PCPT alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	47
3.2.5. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PCPT alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése	50
3.2.6. PTOAV alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	52
3.2.7. PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	54

3.2.8. PTOAV alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	56
3.2.9. PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	57
3.2.10. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése	59
3.2.11. Új tudományos eredmények	62
3.3. Memorizálás elemzésén alapuló vizsgálat	63
3.3.1. PCorsi alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	63
3.3.2. PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	63
3.3.3. PCorsi alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	64
3.3.4. PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján.....	65
3.3.5. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése	65
3.3.6. PEBbinghaus alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	68
3.3.7. PEBbinghaus alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján	69
3.3.8. PEBbinghaus alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével	70
3.3.9. PEBbinghaus alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján	72
3.3.10. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PEBbinghaus alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése	72
3.3.11. Új tudományos eredmények	76
4. Vizsgálatok elvégzéséhez alkalmazott BCI rendszer.....	77

4.1.	Feladat- és követelmény specifikáció.....	77
4.2.	A fejlesztés során alkalmazott technológiák és eszközök	77
4.2.1.	A célplatform meghatározása	77
4.2.2.	Fejlesztőkörnyezet kiválasztása.....	78
4.2.3.	Adatbázis motor kiválasztása	78
4.2.4.	ADO.NET Entity Framework és LINQ.....	78
4.2.5.	Tervezési minta	79
4.3.	Tervezés.....	79
4.3.1.	Adatbázis megtervezése	80
4.3.2.	A használati eset-modell megalkotása (használat felőli nézet)	82
4.3.3.	A rendszer nagyvonalú logikai terve	82
4.3.4.	A statikus modell megalkotása (felépítés felőli nézet).....	83
4.3.5.	A dinamikus modell megalkotása (működés felőli nézet)	88
4.4.	Implementáció, integráció	89
4.4.1.	A Model megalkotása	89
4.4.2.	A ViewModel megalkotása	90
4.4.3.	A View megalkotása.....	91
4.4.4.	Helper	91
4.4.5.	Resources.....	91
4.4.6.	Az adatfeldolgozás megvalósítása.....	92
4.4.7.	Az adatmegjelenítés megvalósítása	94
4.4.8.	Az adattárolás megvalósítása	95
4.5.	Verifikáció, validáció	96
4.6.	Rendszerkövetés, karbantartás	96
4.7.	Új eredmények	97
5.	Tézisek.....	98
1.	Téziscsoport: Figyelem vizsgálattal összefüggő eredmények.....	98

1.1. Tézis	98
1.1. Tézis a) altézis	98
1.2. Tézis	98
1.2. Tézis a) altézis	98
2. Téziscsoport: Memorizálás vizsgálatral összefüggő eredmények	99
2.1. Tézis	99
2.1. Tézis a) altézis	99
2.1. Tézis b) altézis	99
2.2. Tézis	99
2.2. Tézis a) altézis	99
2.2. Tézis b) altézis	100
3. Tézis: BCI rendszer szoftverével összefüggő eredmények	100
3.1. Tézis	100
3.2. Tézis	100
6. Összefoglalás	101
6.1. Az elért tudományos eredmények alkalmazhatósága	101
6.2. A kutatás korlátai	103
7. Publikációs jegyzék	105
7.1. A szerző disszertációban hivatkozott publikációi	105
7.1.1. Hivatkozott tudományos folyóiratcikk	105
7.1.2. Hivatkozott könyvrészlet	106
7.1.3. Hivatkozott konferenciaközlemény	106
7.2. A szerző egyéb a disszertációban nem hivatkozott publikációi	107
7.2.1. Tudományos folyóiratcikk	107
7.2.2. Könyv	108
7.2.3. Könyvrészlet	109
7.2.4. Konferenciaközlemény	109

8. Irodalomjegyzék.....	111
Ábrajegyzék	123
Táblázatjegyzék.....	126

1. Bevezetés

Az agyban a tanulás alkalmával a neuronok között új összeköttetések kialakulása mellett a már meglévő kapcsolatrendszer is átszerveződhet, így biztosítva az emberi funkciók hatékonyabb elláthatóságát. A hatékony és sikeres tanulást többek között a megértés, értelmezés, lényegkiemelés, problémamegoldó képesség és egyéb kognitív képességek is befolyásolják, mint például a figyelem és az emlékezet. [63], [67]

Az agyban végbemenő fizikai, kémiai és biológiai folyamatok ma már egyre nagyobb felbontással vizsgálhatók strukturálisan, illetve funkcionálisan is. Napjainkban a funkcionális neuro-leképezés (fMRI: Functional Magnetic Resonance Imaging)¹ [53], [79], [87] a pozitronemissziós tomográfia (PET: Positron emission tomography)² [112], a transzkraniális mágneses stimuláció (TMS: Transcranial Magnetic Stimulation)³, [69], [77] a közeli infravörös spektroszkópia (NIRS: Near-infrared spectroscopy)⁴ [9], [90], [110] vagy az elektroencefalográfia (EEG: Electroencephalography)⁵ [14], [20], [87], [119] berendezések és eszközök felhasználásával egyre többet tudunk az emberi agy működéséről. A tanulási folyamat vizsgálatában is számos kutatási témában alkalmazzák ezeket az eszközöket, amelyek segítségével kapott eredmények a tanulás eredményességéhez is hozzájárulhatnak.

A fentebbi eszközök mellett a fizikailag egyre kisebb méretű, ám nagyobb teljesítményű jelfeldolgozó és értelmező rendszerek lehetővé tették az úgynevezett agy-számítógép interfészek (BCIs: Brain-Computer Interfaces) megvalósítását, megalkotva így egy olyan összetett rendszert, amely különböző információkat képes továbbítani az emberi agytól jövő jelek feldolgozása útján [24], [74], [121]. Az első BCI alapú kutatások főbb célja az volt, hogy létrehozzanak egy közvetlen kommunikációs csatornát, amely segítségével olyan betegségekben szenvedő egyének életminőségét javítják, mint például az amiotrófiás laterális szklerózis (ALS: amyotrophic lateral sclerosis)⁶, a gerincvelő sérülésből fakadó részleges vagy teljes bénulás (spinal cord injury)⁷, az agytörzsben (híd) fellépő agyvérzés (stroke)⁸ és a cerebrális parézis (cerebral palsy)⁹. [74], [121]

¹A neurális aktivitás közvetett vizsgálata a vérkémia változásian keresztül.

²Az agyi aktivitás leképezése pozitront kibocsátó radionukleidekkel történik.

³Pulzáló mágneses térrel gyakorolnak hatást az agyban folyó elektromos aktivitásra.

⁴Közélről kibocsátott infravörös fény abszorpciójának mérésével az agyban levő deoxigenált hemoglobin koncentrációját vizsgálhatjuk.

⁵Elektrofiziológiai mérőeszköz, amely a neuronok elektromos aktivitásának regisztrálására szolgál.

⁶Az idegrendszeri betegség során az akaratlagosan mozgatható izmokat beidegző agyi és gerincvelői mozgató idegsejtek elpusztulnak.

⁷A gerincvelő harántlézió esetében a sérülés szintje alatt minden idegrendszeri funkció kiesik.

⁸Az agy elegendő oxigén dús vérral való ellátásának lelassulásából eredő működészavar, ami fő okaként a vérellátó erek „atherosclerosis”, vagyis érmezesedés okozta elzáródásának, vagy az ezáltal megkeményedett véredényfal megprede(ez)ésének következményeként előálló működészavar.

⁹A cerebrális parézis a nem előre haladó idegrendszeri állapotokat értjük, melyeknek fő tünete a mozgásfogyatékoság.

Napjainkra az orvostudományi alkalmazások mellett megjelentek olyan kutatások, amelyek az agyi tevékenység megfigyelésen alapuló egyéb funkciók, akár vezérlési, szabályozási, vagy egyéb működtetés területén történő alkalmazásokat vizsgálják. [24] [HKF-4] Ilyen kutatási projekt például a motoros funkciók elemzése [13], egérkurzor mozgatása [68], egyes játékok [11], [15] továbbá robotok, illetve kerekesszékek vezérlése [129], [131], [HKF-2], [HKNYR-1]. Agy-számítógép interfész megvalósítását igényli minden a korábbiakban említett alkalmazás és azok eszközeinek a működtetése, mely rendszerbe történő integrálásával az elvárt funkciók kivitelezhetők.

A közel múltban megjelentek olyan aránylag megfizethető és hordozható EEG (elektroencefalográfia) technológiát alkalmazó jelfeldolgozó apparátusok, amelyek alkalmasak az agyi bioelektromos tevékenység obszervációjára, így megkönnyítve az agyban végbemenő folyamatok eredményeképpen indukált villamos jelek mérhetőségét és feldolgozhatóságát. Az ilyen EEG bioszenzorok valós időben biztosítanak lehetőséget arra, hogy az agyi neuronok elektromos aktivitása digitális formában kerülhessen regisztrálásra és feldolgozásra, ez alapján akár a figyelem szintjének vizsgálatára is. Az információk gyors Fourier-transzformáció (FFT: fast Fourier transform)¹⁰ alapú kiértékelése lehetővé teszi az agyhullámok erősségeinek meghatározását, amelyekből a figyelem értékére is következtetni lehet. [47], [76], [80], [81], [86], [100], [123], [HKNYR-2], [HKNYR-6]

A motivációnak egyik alapját adta, hogy érdekelnek a tanulás hatékonyságával összefüggő kognitív folyamatok és azok mérnöki megközelítést alkalmazó vizsgálataik. Mindemellett, ha egy az agy működésének megfigyelését lehetővé tevő egység segítségével megfigyelhető lehetne egy diák figyelmi szintje, úgy a tanulás hatékonyságával is összefüggő egyik fontos tényező vizsgálható lehetne. [HF-5], [HKF-6], [HKF-7] Ráadásul az informatikai rendszerek alkalmazásának lehetőségeik a kognitív tudományokban is egyre inkább jelen van [93], [94]. A figyelem megfigyelésén keresztül a tanulási hatékonyságot befolyásoló, az információk befogadásában fontos szerepet játszó folyamat egy fontos tényezője elemezhetővé válik. Ez az elemzés nagyban segítheti az ismeretátadás folyamatát azáltal, hogy pontosabb visszajelzést ad a tanulók ismeretbefogadási képességéről, ezen keresztül a tanulás hatékonyságát befolyásoló egyik legfontosabb tényezőről, így ettől függően az ismeretátadás adaptívvá tehető. Abban az esetben, ha a tanulási hatékonyság csökkenne, úgy ezt detektálva például változtatni lehetne az ismeretátadás jellegén, esetleg figyelemfelkeltőbb átadási módszert választva, vagy szünetet tartva. A jövő oktatási infrastruktúra rendszerében az agy-számítógép interfészek fejlesztése,

¹⁰A Fourier-transzformáció egy hatékony számítási algoritmus a jelek spektrumának meghatározására.

azok alkalmazása új lehetőségeket rejt, hasonlóan az információáramlás felgyorsulásához, a virtuális környezetekhez, valamint az IKT eszközökhöz [37]-[40]. Ezek között az ember-számítógép interakció megvalósításának lehetőségein túlmenően a mentális állapot vizsgálata, a figyelem mértékének megállapítása is fontos szerepet játszhat. Az értekezés témája az agyszámítógép interfészek jövő oktatási infrastruktúrájában való alkalmazási lehetőségét elemzi a tanulás hatékonyságával összefüggésben, melynek növelése az oktatási rendszer folyamatos javítása szempontjából jelentős elvárás.

1.1. Az értekezés célkitűzései

A PhD kutatómunka célkitűzései négy fő pontba sorolhatók:

- A tanulás hatékonyságával összefüggő memorizálás vizsgálatára egy folyamatos megfigyelésre alkalmas, a tanulási környezetben alkalmazható informatikai rendszer kidolgozása;
- A kidolgozott informatikai rendszer megvalósítása és integrálása személyi számítógép-alapú hardver és szoftver környezetben;
- A kidolgozott rendszer felhasználásával a figyelem és a tanulás hatékonyságával összefüggő memorizálásra vonatkozó a kognitív neuropszichológiában általánosan elfogadott, PEBL környezetben végrehajtott tesztek eredményeinek összehasonlítása a vizsgálati személyek közreműködésével.
- A kutatásban végzett tesztek alapján kapott eredmények kiértékelése útján következtetés levonása a kidolgozott rendszer alkalmazhatóságára vonatkozólag.

1.2. A kutatás módszertana

A kutatás kezdetén a nemzetközi és hazai, kapcsolódó szakirodalom került áttekintésre és feldolgozásra, a kutatási célkitűzések és a megvalósítás során alkalmazható módszerek, eljárások és struktúrák meghatározása érdekében. Ezek alapján kidolgozásra került egy BCI rendszer a figyelem vizsgálatára, mely felhasználásra került a tanulás hatékonyságával összefüggő memorizálás vizsgálatára alkalmazott elemzések elvégzésében. Tesztalányok közreműködésével elvégzett vizsgálatok során a BCI rendszer által szolgáltatott és a PEBL környezetben implementált tanulás hatékonyságával összefüggő figyelmet és memorizálást vizsgáló tesztek eredményei kerültek statisztikai módszerekkel összevetésre.

1.3. Az értekezés kutatási feltételei

A kutatás elvégzéséhez részben a saját, részben pedig a Dunaújvárosi Egyetem által biztosított eszközök kerültek felhasználásra. A kutatáshoz kapcsolódó teszt algoritmusok futtatásához a Pszichológiai kísérletekre épülő nyelv (PEBL: The Psychology Experiment Building Language) támogatásával implementált kognitív pszichológia tesztek kerültek alkalmazásra. A BCI rendszer megvalósításához egy csatornát alkalmazó, TGAM1 (Think Gear-ASIC Module) chipre épülő, EEG headset és a Visual Studio Community fejlesztő környezet került felhasználásra, az adatok statisztikai kiértékelése SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 23 programcsomaggal készült (SPSS, Inc., Chicago, IL). A kísérleti tesztek elvégzéséhez szükséges környezetet a Dunaújvárosi Szakképzési Centrum Rudas Közgazdasági Szakgimnáziuma és Kollégiuma biztosította. A kísérletben résztvevő vizsgálati személyek csoportját önálló jelentkezés alapján a Dunaújvárosi Szakképzési Centrum Rudas Közgazdasági Szakgimnáziuma és Kollégiuma diákjai alkották.

1.4. Az értekezés felépítése

Az értekezés négy fő részből áll, amelyek a következők:

1. Az első részében, a 2. fejezetben 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 3. fejezetben az agy-számítógép interfész segítségével végzett kutatás során kapott eredmények, a belőlük levonható következtetések, valamint a megfogalmazott tézisek kerülnek ismertetésre.
3. A 4. fejezetben egy teljesen új – az agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgáló rendszer – agy-számítógép interfész kialakításának megvalósítása kerül bemutatásra.
4. Az 5. fejezet a téziseket foglalja össze.
5. Az utolsó részben a 6. fejezetben összefoglalásra kerül az elért tudományos eredmények alkalmazhatósága, valamint a kutatás korlátait is ezen fejezet tárgyalja.

2. Tudományos háttér áttekintése

A fejezetben széleskörű szakirodalom feldolgozás alapján ismertetésre kerülnek azok a modellek, eszközök, technológiák és módszertani hátterek, amelyek az értekezés alapját szolgálják.

2.1. Információfeldolgozás folyamata és a figyelem, mint hatékony tudáselsajátítást támogató kognitív folyamat

A kognitív pszichológia magát a tanulást, mint információfeldolgozási tevékenységként, amíg az idegrendszer, mint információ-feldolgozó rendszerként interpretálja. A következő alfejezetben áttekintésre kerül a tanulás folyamata az Atkinson és Shiffrin által kidolgozott információfeldolgozási modell alapján, különös tekintettel a figyelem jelentőségére.

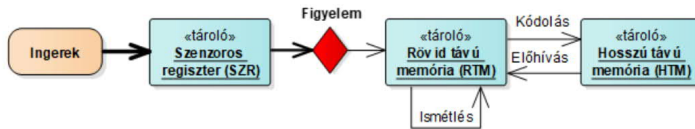
2.1.1. Atkinson és Shiffrin kettősmemória-modell

Atkinson és Shiffrin a tanulással kapcsolatos információfeldolgozási modelljében eltérő memóriatárakat és visszacsatolási funkciókat definiál, illetve az információval összefüggésben álló folyamatokat egyfajta rendszerbe szervezi. Az információfeldolgozási folyamat első állomása az úgynevezett szenzoros regiszter (SZR)¹¹, amely segítségével az érzékszervekből jövő információk feldolgozásra, változatlan formában kódolásra és tárolásra kerülnek, majd a figyelem egyfajta szűrőként viselkedve az eltérő „pillanatfelvételeket” valamiféle szempont szerint rangsorolja és a magasabb prioritásban részesülő áthelyezésre kerül a rövidtávú memóriába (RTM)¹², amíg a kevésbé fontos információ elhalványul. A tanulás hatékonysága szempontjából a fentebbi folyamatban maga a figyelem egy nélkülözhetetlen kognitív folyamat, mivel információfeldolgozási koordinálóként viselkedve eldönti, hogy az adott körülményeket tekintve mely információk elengedhetetlenek és melyek jelentéktelenek. Így a folyamatos információfeldolgozás alatt a figyelem alapján a kisebb jelentőséggel bíró információk egy alacsonyabb szinten értékelődnek ki, illetve gyorsabban elhalványulnak, elfelejtődnek, amíg a fontosabb információk bekerülnek a RTM-ba, ahol úgynevezett egységekbe tömörülhetnek. A RTM-ba került információ ezt követően a hosszútávú memóriába (HTM)¹³ kerül, ennek a modell szerinti egyik feltétele, hogy megfelelő ideig fenntartsuk az információt az RTM-ben. [101], [102], [113], [125] A modellt a 2-1. ábra illusztrálja.

¹¹ Olyan pillanati tároló, ahol az észlelt ingerek, mint például a vizuális, akusztikus, taktilis, szag- és ízingerek által folyamatosan feldolgozásra készített, és az információk csak néhány másodpercig maradnak meg, majd törlődnek.

¹² A rövid távú memória (RTM), angolul short-term memory (STM), részletes tárgyalása a 2.1.2 fejezetben olvasható.

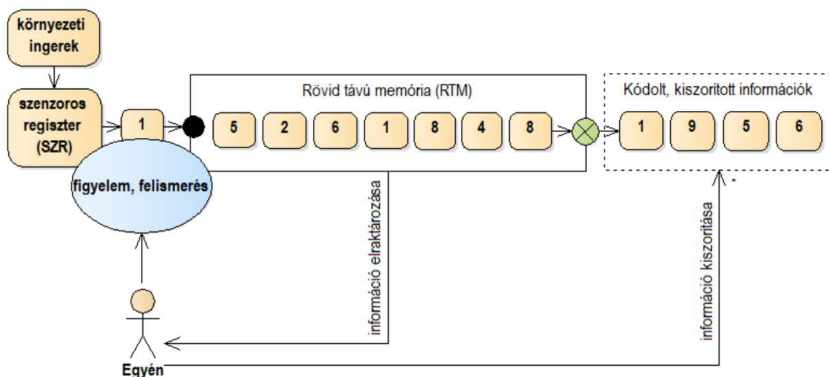
¹³ A hosszútávú memória (HTM), angol elnevezése long-term memory (LTM), részletes tárgyalása a 2.1.3 fejezetben olvasható.



2-1. ábra: Atkinson és Shiffrin kettősmemória-modell reprezentációja

2.1.2. Rövid távú memória (RTM)

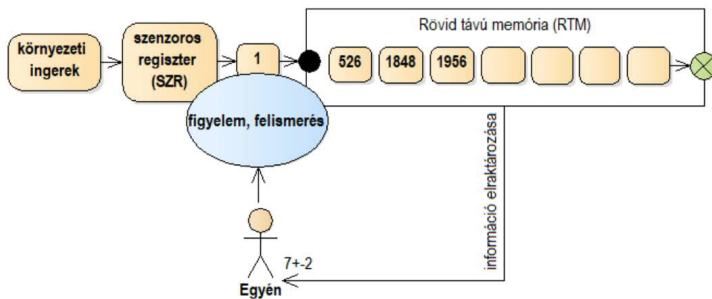
Az RTM kapacitása meglehetősen korlátozott, 7 ± 2 tétel, esetleg kettővel több vagy kevesebb. Ez a konstans érték a kísérleti pszichológia kezdetétől fogva ismeretes. A vizsgálati személyeknél ezt az értéket a szakemberek úgy határozzák meg, hogy független tételek különböző sorozatát mutatják be, majd arra kéri a tesztalanyokat, hogy megfelelő sorrendben idézzék fel azokat. A kísérlet során nagy figyelmet fordítanak arra, hogy a tételeket ne hozzák kapcsolatba a HTM-ben tárolt információkkal. Ahhoz, hogy ezt a hatást elérjék, a tételeknek gyorsan kell követniük egymást. Ennél fogva megtudhatjuk egy személy rövidtávú memória kapacitását. A 2-2. ábra segítségével szemléltetésre került egy olyan egyén rövid távú memóriájának működése, amelynek kapacitása 7 egység. Az ábra szemlélteti, hogy a figyelemnek milyen hatása van a szenzoros regiszterre, az érzékelt információra, és magára a rövid távú memóriára is. [101], [102], [113], [125]



2-2. ábra: Az RTM működése

Az egység/tétel helyett a „tömb” elnevezés bizonyos esetekben kifejezőbb lehet. Annak érdekében, hogy ezt az RTM kapacitást „magnöveljük”, a tömbösítésnek nevezett eljárást kell alkalmaznunk. Ennek a módszernek a segítségével képesek vagyunk az RTM-ban megjegyzendő elemeket a HTM-ben 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. [101], [102], [113], [125] A 2-3. ábra szemlélteti a tömbösítési eljárást használó modellt. Jól látható, hogy a 2-2. ábrán szemléltetett módon a rövid távú memória 7 ± 2 -es korlátja részben kiterjeszhető. A figyelem és felismerés során az alany – felhasználva a hosszú távú memóriában tárolt adatokat – képes azokat tömbösíteni. A folyamat alatt 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.

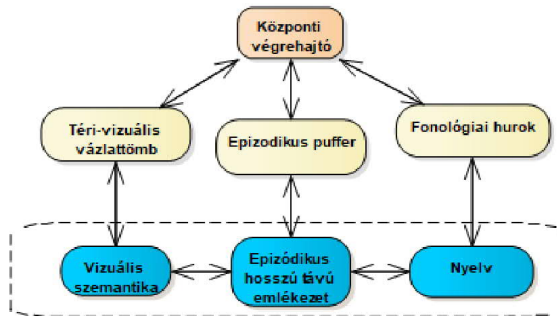


2-3. ábra: A tömbösítési eljárás

A RTM nem csak tárolókapacitásában korlátozott, hanem időtartományában is, amint azt a tár neve is mutatja. Az ide bekerülő információegységekbe konvertálódott, feldolgozatlan információk maximum 20 másodpercig idézhetők fel. Tehát az információról 15-20 másodperc alatt eldől, 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 (2-2. ábra). [101], [102], [113], [125]

Baddeley és Hitch munkamemória-modellje a fentebb ismertetett Atkinson és Shiffrin kettősmemória-modelljét annyival egészíti ki, hogy az RTM-ra nem első sorban, mint passzív tárhely tekint, hanem aktív, dinamikus rendszerként kezeli. Az RTM nemcsak tárolja a feldolgozni kívánt információt, hanem átalakítja, fenntartja, koordinálja és műveleteket is végez vele, amelynek végső soron a komplex tanulásban, valamint a hatékony problémamegoldásban is nagy szerepe van. A modell négy összetevőt feltételez; korlátozott kapacitású modalitásfüggetlen központi végrehajtót, fonológiai hurkot, téri-vizuális vázlattömböt és epizodikus puffert. A központi végrehajtó egy olyan figyelem ellenőrző alrendszer, amelynek legfontosabb feladata a figyelem fenntartása, a figyelem megosztása párhuzamos végrehajtást

igénylő feladatok esetén, valamint olyan közeg biztosítása, ahol elérhető az RTM és a HTM közötti transzfer. A fonológiai hurok működése során csak kis mértékben támaszkodik a központi végrehajtóra, biztosítja az akusztikus információk tárolását, valamint az olvasás folyamata során a szöveget fonológiai kóddá alakítja. A téri-vizuális vázlatomb a vizuális feldolgozást, ideiglenes tárolását és manipulációját segíti, további feladata, hogy biztosítsa a térben történő tájékozódást is. Az epizodikus puffer alrendszer biztosítja a tömbösítést a HTM reprezentációjának aktiválása útján. [1]-[4], [125] A modellt a 2-4. ábra illusztrálja.



2-4. ábra: Baddeley és Hitch munkamémória-modelljének reprezentációja

2.1.3. A hosszú távú memória (HTM)

A HTM bonyolultabb folyamatok mellett az információkat leginkább jelentés alapján, azaz szemantikusán kódolja és tárolja, mindezek mellett a hosszú távú memória kizárólag a figyelemi szűrőn átjutott és a rövid távú memóriában tárolt információkhoz juthat hozzá. 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. [1]-[4], [101], [102], [113], [125] Annak ellenére, hogy az információ osztályozás, azaz a figyelem is jelentős mértékben megszabja a tanulási képességeinket, leggyakrabban a hosszú távú memóriának fejlesztésére törekszünk. [63].

2.1.4. A figyelem működése és jelentősége

A szenzoros regiszter a környezetünkből érkező külső és egyéb ingerek csak egy részét észleli és rögzíti, ráadásul az információfeldolgozás hatékonyságát más kognitív folyamat is csökkenti, mivel a már korábban szelektált szenzoros regiszter tartalmának figyelem alapú szűrése után valójában körülbelül az egyharmadát dolgozzuk fel. Így a memóriánkhoz továbbított információ a figyelem által egyfajta szelektivitást megvalósítva meghatározott. Összességében a figyelem, mint kognitív folyamat teszi lehetővé számunkra, hogy a fontosabb információkat

kiemelve válogathassunk a minket ért ingerek között. Az akaratlagos és az akaratlan figyelem nagysága határozza meg az elraktározott tudás felidézésének nehézségét. Az elkötelezettség, önkontroll és a felelősségtudat a kontrollált figyelmet, addig az olyan külső tényezők, mint a tárgyak izoláltsága és az ingerek erőssége az automatikus figyelmet befolyásolhatja. A két figyelmi funkció egymáson alapszik, mivel az új ismeretek elsajátításakor az akaratlagos, szándékos figyelem, majd az ismeretanyag betanulásával az akaratlan, önkéntelen figyelem kerül előtérbe. A figyelmi kapacitást a tudatosan irányított figyelem meglehetősen leterheli, tehát csökkenti a megoszthatóságát. Így a tanulás hatékonysága tekintetében a figyelem jelentős befolyással bírhat, mivel az önkéntelen, szétszórt figyelemből a szándékos, koncentrált figyelmet kell megvalósítani. A hatékony tanulás szempontjából különösen fontos figyelem jellemzői a tartósság, a terjedelem, az átvitel és a megosztás. [49]-[51], [64], [73], [101], [102], [113]

Az ismeretelsajátítás szempontjából és a fentebb leírtak alapján a figyelem egyik fontos összetevője a tanulásnak. Maga a figyelem az információ feldolgozó rendszer több pontján is beavatkozik az információk szenzoros regiszterbe való kódolása előtt, illetve az információ a szenzoros regiszterben, valamint a rövid távú memóriában történő feldolgozása során is. Ezen túlmenően a figyelem 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. [49]-[51], [64], [73], [101], [102], [113]

Összességében elmondható, hogy ismeretelsajátítás aspektusából, az emlékezőképesség, problémamegoldó képesség, a tananyag érthetősége, követhetősége, valamint a figyelem meghatározó szerepet tölt be. Az első kettő a tanuló sajátossága, 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. Az ismertetett többszörös-tárelmélet modell alapján is elmondható, hogy a tanítás eredményességének egyik kulcsfontosságú kognitív folyamata a figyelem, mivel a működésének hatékonysága hatással lehet az ismeret elsajátításra és memorizálásra. Természetesen az ismeretelsajátítás hatékonysága egyénfüggő, az egyénnek az elsajátítandó ismerettel összefüggő előzetes tudását és más egyéb az ismeretelsajátítást befolyásoló tényezőt is figyelembevéve, mint például a kognitív képességek.

A 2.2 fejezetben olyan figyelem vizsgálatára alkalmas eljárások ismertetésére kerül sor, amelyeket a kognitív pszichológia területén alkalmaznak kísérletek és kutatások elvégzésére, valamint 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.

2.2. Figyelem vizsgálatára alkalmazható eljárások

A 2.1 fejezetben tárgyaltak szerint megállapítható, hogy a tanulás eredményességének egyik kulcsfontosságú kognitív folyamata a figyelem. A továbbiakban bemutatásra kerül néhány, a figyelem elemzésére alkalmazott eljárás, amelyek közül többet a PEBL környezetben is implementáltak. Ezek a tesztek rendre a következők:

- A Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CCPT: Conner's Continuous Performance Task), amely olyan vizsgálati módot alkalmaz, ahol egy relatív ritkán megjelenő jel esetén egy adott választ kell adnia a vizsgált tesztalanyoknak;
- T.O.V.A. (Test Of Variables of Attention) eljárás egy megvalósítása a TOAV (Test Of Attentional Vigilance) figyelem teszt, amely egyes vizuális ingerekre adott választ elemzi.

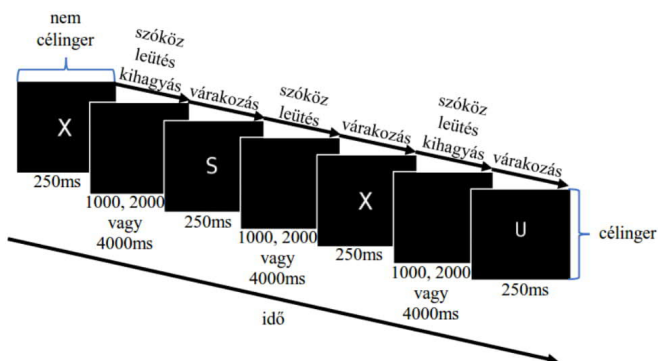
A fejezet további részében bemutatásra kerülnek olyan korszerű módszerek, amelyek új lehetőségeket nyújtanak a figyelem kognitív alapú vizsgálatában.

2.2.1. A Pszichológiai kísérletekre épülő nyelv (PEBL: The Psychology Experiment Building Language)

A fentebbi részben említett tesztek a pszichológiai kutatásokban általánosan alkalmazott PEBL környezetben kerültek implementálásra. A PEBL egy több operációs rendszeren is implementált program, amely segítségével pszichológiai tesztek hajthatók végre és elemezhetőek ki. A tesztek elsősorban a számítógép kijelzőjén megjelenített alakzatok, szövegek és betűk támogatásával hajthatók végre, mialatt a számítógép perifériáival reagálhatunk a célingerekre. A teljes folyamat során rögzítésre és eltárolásra kerülnek a teszt alanyok reakciói. A teszteknél nagy hangsúlyt fektetnek a véletlenszerűsége, ezzel kizárva azt, hogy valaki betanulja egy teszt kérdéseire adott reakciókat. A különböző kutatási eredmények – egy központi szerveren archivált – riportjai elősegíthetik, más kutatások jelentésének az értelmezését. A PEBL szoftver használóit arra ösztönzi, hogy a kutatások adatait küldjék el a hivatalos PEBL szervezethez további feldolgozás céljából. [117]

2.2.2. Conner-féle folyamatos teljesítmény teszt (CCPT: Conner's Continuous Performance Task)

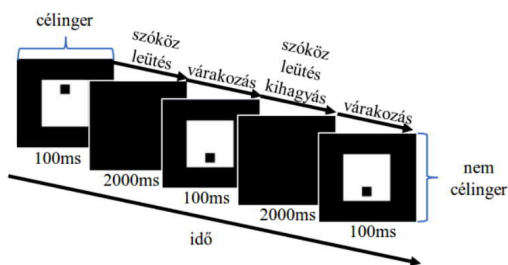
A teszt első verziója 1956-ban került kifejlesztésre, és ugyanebben az évben a *Journal of Consulting Psychology* tudományos folyóiratban publikálták. A módszert részletesen Rosvold és Mirsky cikkében tárgyalja [46]. A CCPT is a teszt első verziójára támaszkodik, ahol egyszerű vizsgálati eljárás mellett egy ritkán előforduló jel alkalmával kell a tesztalany reagálnia. A teszt körülbelül 14 percen át vizsgálja a figyelmet. Az általánosan alkalmazott vizsgálat során 360 betűt mutatnak meg a tesztalanyak, melynél minden egyes betű esetében valamilyen jelzést kell adnia. Ennek egy alternatív megvalósítása egy számítógépen futó program (PEBL Continuous Performance Task, a továbbiakban ezeknek a szavaknak a kezdő betűit: PCPT használok a teszt megnevezése során). A PCPT teszt során a célingerek az angol ABC betűi A-tól U-ig, és a célingerral ellentétes karakter az X. A számítógépes teszt elvégzése során az alkalmazott algoritmus 20 karaktert jelenít meg egymás után, eltérő időközönként – 1, 2 vagy 4 másodpercenként – 0,25 másodperces időtartamra, véletlenszerűen. Abban az esetben, ha a betű nem X, tehát célinger, akkor a vizsgált személynek le kell ütnie a szóköz billentyű gombot. Az egyes időblokkok között szünet is tartható, és egy billentyűnyomásra folytatható a teszt a következő résszel. A vizsgálat eredményét tartalmazó riport a tévesztések vagy a helyes válaszok számán túlmenően, a reakcióidő alapján lehet következtetni a tesztalany figyelmi szintjére. [18], [22], [46], [60], [117] A PCPT teszt folyamat egy részletének illusztrációja látható a 2-5. ábrán.



2-5. ábra: A PCPT folyamatának egy részlete, ahol megkülönböztetünk célingert, amelyek az angol ABC betűi A-tól U-ig, ebben az esetben a szóközbillentyű lenyomása kötelező, és célingerral ellentétes karaktert; X, ebben az esetben a szóköz billentyű leütése tiltott. A teszt során 20 karakter jelenik meg egymást követően 250 milliszekundumra, 1,2 vagy 4 másodperces időközökkel.

2.2.3. A figyelem változásának tesztje (T.O.V.A: Test of Variables of Attention)

A T.O.V.A. a figyelem egy objektív, neurofiziológiai vizsgálati módszere. A teszt a CCPT-nél is hosszabb ideig tartó – 21,6 perces teszt idejű – lényegében egy egyszerű számítógépes feladat, amely a teszt alany vizuális- esetleg hallásingerekre adott reakcióját elemzi. A T.O.V.A. tesztet orvosi alkalmazásban leginkább pszichológusok továbbá neurológusok alkalmazzák. A teszt alkalmas a figyelemzavar diagnosztizálásra, azonban egyéb vizsgálatokban is alkalmazható akár iskolákban vagy rehabilitáció során. A teszt befejezése után azonnali, egyszerű, feldolgozható eredményeket szolgáltat, nyelv független, objektív és precízen méri a reakcióidőt. A T.O.V.A. egy implementálása a figyelmi éberség tesztje (PEBL Test of Attentional Vigilance, a továbbiakban ezeknek a szavaknak a kezdő betűit: PTOAV használok a teszt megnevezése során), amely csak a vizuális ingerek reakcióját vizsgálja. Ahogyan a PCPT teszt során, ebben az esetben is megkülönböztethetők a célíngerek, valamint az azzal ellentétes ingerek. A teszt végzése közben a kijelzőn egy fehér négyzetben látható egy fekete négyzet, amely véletlenszerűen a fehér négyzet alsó, vagy a felső részén jelenik meg. A tesztalany csak akkor kell a szóköz billentyűzetgombot lenyomnia, amikor a fekete négyzet felül helyezkedik el. [30], [70], [72], [98], [106], [117] A PTOAV teszt folyamat egy részletének illusztrációja látható a 2-6. ábrán.



2-6. ábra: A PTOAV folyamatának egy részlete, ahol megkülönböztetünk célíngert; a fekete négyzet a fehér négyzetben felül helyezkedik el, ebben az esetben a szóközbillentyű lenyomása kötelező, és célíngerral ellentétes állapotot; a fekete négyzet a fehér négyzetben alul helyezkedik el, ebben az esetben a szóköz billentyű leütése nem megengedett.

2.2.4. Korszerű módszerek a figyelem vizsgálatára

A fentebb bemutatott figyelem és memorizálás vizsgálatára alkalmazott eljárások a végrehajtás alatti figyelem mérésre használhatók, azonban, ha teszteltől elvonatkoztatott, valamilyen külső ingerre történő koncentrációt szeretnénk vizsgálni, úgy ezek az eljárások nem megfelelők. Ráadásul ezek a tesztek a tanulás alatt a diákokat érő audiovizuális ingerek által kiváltott figyelem nagyságának megfigyelésére sem alkalmasak. Így az eltérő ingerek útján kiváltott

figyelem mértékének vizsgálatához olyan eljárási módot kell alkalmazni, amely nem teszeken alapszik. Mára az olyan korszerű technológia eszközök, mint például az fMRI, a PET, a TMS, vagy például a NIRS vagy épp az EEG lehetővé tették, hogy az agyban végbemenő folyamatok megfigyelése többféle módon is megvalósulhasson. Annak ellenére, hogy egyes vizsgáló eszközök igen részletes képet adhatnak az agy belső működéséről, méretük miatt ezek nem alkalmazhatók az ember napi tevékenységének végzése során. Azonban az EEG-t alkalmazó vizsgáló eszközök a közelmúltban jelentős fejlődésen mentek keresztül, ennek következtében egyes eszközök viselése részben mobillá és a korábbiakhoz képest komfortosabbá vált. A jövőben a technológia további fejlődése várható, akár folyamatos viselésre alkalmas megoldások is megjelenhetnek. Az EEG eszköz felhasználásával az agy különböző mentális állapotaira következtethetünk azáltal, hogy az agyi elektromos tevékenység során megfigyelt úgynevezett agyhullámok és az agy mentális állapota között kapcsolatot fedezünk fel. Az egyes agyhullámok frekvenciatartományuk alapján eltérő megnevezést kaptak, mint például: alfa (α), béta (β), gamma (γ), delta (δ) és theta (θ). 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 13Hz frekvenciatartományban mérhetők. [5], [6], [35], [62], [65], [78], [92], [108], [115], [128]

A 2.4.1.1 fejezetben részletesen tárgyalásra kerülő frontális lebeny prefrontális kérge, amely többek között szabályozza az éberségi szintet, a szelektív- és fenntartott figyelmet, valamint a figyelmi orientációt is, tehát jelentősebb mértékben felelős a figyelmi „működésért”, továbbá az olyan végrehajtó funkciók esetében, mint a megismerő és gondolkodási folyamatok, illetve a térben és időben is orientálódott célirányos és akaratlagos tervezés, szervezés és végrehajtás, elengedhetetlen szerepet tölt be. A frontális lebenyhez köthető végrehajtó funkciók működéséhez a tanulás szempontjából számos fontos funkció kapcsolódik, mivel a tervezés, az értékelés, a célirányos viselkedés, az éppen zajló tevékenységek figyelmi nyomon követés (monitorozás) olyan fontos tevékenységek, amelyek szorosan kapcsolódnak a tanuláshoz is. [8], [26], [52], [71], [132]

A figyelem és az agyhullámok közötti kapcsolatot már az 1970-es években megismerték, ennek eredménye egy EEG alapú figyelem analízator szabadalom. [86] A figyelem elemzésének a módszere az alfa hullámok erősségének a vizsgálatán alapul, melyet az agyi bioelektromos jelek sáváteresztő szűrővel történt szűrése után FFT algoritmus alkalmazásával értékelnek ki. A megfigyelések alapján megállapították, hogy koncentráció alatt az agyhullámok komponensei az alfa hullámok amplitúdója meglehetősen alacsony. Másrésztől figyelmetlen állapotban az

alfa agyhullámok amplitúdója magasabb. A figyelem analizátor az agyhullámok változásában megfigyelhető eltéréseken alapul, amely az úgynevezett alfa blokk vizsgálatára épül. [17], [66], [86], [88], [107] A korábbi fejezetekben tett megállapítások alapján, amennyiben lehetőség van a figyelem folyamatos elemzésére, úgy információt kaphatunk a memorizálás feltételezhető eredményességéről. Napjaink egyik pedagógiai problémájában – a figyelemzavar jelzésében, kiszűrésében és kezelésében – is nagy segítséget nyújthatnak az ilyen rendszerek. Ezek az eszközök nem csak a pedagógusok munkáját könnyítik meg, de a tanulók hatékony ismeretsajátítási módszereinek a kidolgozását is támogathatják, mert a rendszer segítségével még tudatosabban lehetne megtervezni és kivitelezni a tanulási folyamatot, így végső soron a tanulás eredményességét is jelentősen javíthatná.

A 2.3 fejezetben a kutatás 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.

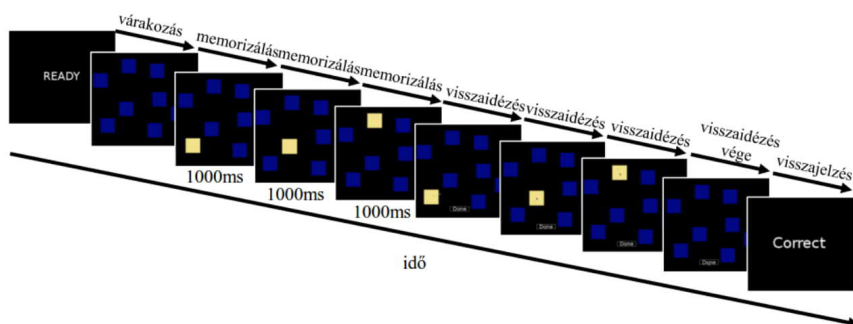
2.3. A memorizálás vizsgálatára alkalmazható tesztek

A kutatási célkitűzésekben megfogalmazott, a tanulás hatékonyságának vizsgálatával kapcsolatos elemzések elvégzéséhez magát a tanulás eredményességét mérni kell. A mérés célja az ismeretsajátítás vizsgálata, mely bizonyos információk hosszú távú memóriában való eltárolását jelenti. Vagyis, a figyelem szűri meg az információkat kiemelve az azok közül fontosabbnak ítélteteket. A kevésbé jelentős információk az információ-feldolgozásban csak alacsonyabb szinten kerülnek feldolgozásra, és az idővel gyorsabb ütemben elhalványulnak. Mivel a rövid és hosszú távú memória kapcsolatban van egymással, ezért a rövid távú memóriában tárolt adatoknak kulcsfontosságú szerepe van az ismeret elsajátítás folyamatában. A rövid távú memóriába bekerülő információt elsősorban a figyelem határozza meg, így az ismeretsajátítás és a figyelem között szoros 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 következőkben röviden bemutatásra kerülnek olyan PEBL környezetben implementált tesztek, amelyek a rövid távú memóriát és ezen keresztül a tanulási képességet vizsgálják.

2.3.1. A téri-vizuális vázlattömb tesztje (Corsi kocka: Corsi Blocks)

A téri-vizuális vázlattömb tesztje vagy más néven 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 négyzeteket lát 1 másodperces szüneteket tartva. A teszt megkezdését követően a számítógép egy előre meghatározott sorrend szerint kiválaszt néhány négyzetet. 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 információt kaphatunk arról, hogy egy tesztalany figyelmének segítségével a rövid távú memóriában tárolt információk felhasználásával mennyire pontosan tudja a helyes sorrendet visszaidézni. [10], [105], [117] A PEBL Corsi Blocks a továbbiakban PCorsi teszt folyamat egy részletének illusztrációja látható a 2-7. ábrán.



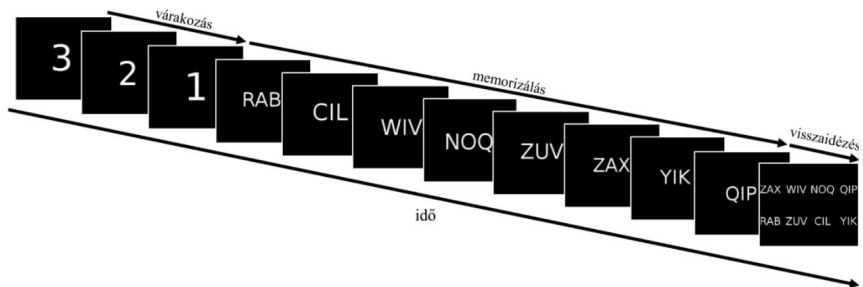
2-7. ábra: A PCorsi folyamatának egy részlete, ahol a tesztalany feladata a számítógép által másodpercenként felvillantott négyzetek helyes sorrendben történő visszaidézése. A visszaidézést követően a tesztalany azonnali visszajelzést kap a sikerességéről (Correct) vagy sikertelenségéről (Incorrect).

2.3.2. Ebbinghaus teszt: PEBL Ebbinghaus Memory Procedure

A kísérlet egy rövid, 5-10 percig tartó vizsgálat, amely Hermann Ebbinghaus¹⁴ önkísérleteit veszi alapul. A vizsgálat során a tesztalanyoknak meg kell tanulniuk 8 darab három betűből álló karaktersorozatot. 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 karaktersorozat három karakterből épül fel oly módon, hogy az első és a harmadik karakter mássalhangzó, a második betű azonban magánhangzó. A 8 darab karaktersorozatból 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 kétszer egymás után maradéktalanul fel

¹⁴Hermann Ebbinghaus egy kísérleti pszichológus volt, aki a tanulással és emlékezettel foglalkozott.

nem idézi. A két lista sikeres felidézését követően a szoftver az első listára ugrik vissza. A visszaugrást követően a tesztalanyoknak ugyanazokat a betűhármásokat kell megtanulnia, és felidéznie. A program a tesztet addig futtatja, amíg a vizsgálati személy, két listát egymás után kétszer hibátlanul fel nem idézi. A teszt nemcsak a rövid távú, hanem a hosszú távú memóriában tárolt információk visszaidézésének hatékonyságát is vizsgálja, mivel az egyes listák visszaidézésének ideje a rövid távú memória visszaidézési idejénél több. A teszt segítségével az ismétléses tanulás eredményessége vizsgálható, amely a figyelem alapján a rövid távú memóriában tömbösített adatok hosszú távú memóriában történő eltárolásával vannak összefüggésben. [41], [117] A PEBL Ebbinghaus Memory Procedure a továbbiakban Ebbinghaus teszt folyamat egy részletének illusztrációja látható a 2-8. ábrán.



2-8. ábra: A PEbbinghaus folyamatának egy részlete, ahol a tesztalany 8 darab karaktersorozatot figyel, amelyeket memorizálni kell. A memorizálást követően, a visszaidézés szakaszban a tesztalanyoknak meg kell próbálni felidézni a helyes sorrendet.

Kijelenthető, hogy a bemutatott PEBL környezetben implementált tesztek alkalmasak a figyelem közvetítésével az információk elsajátításának, vagyis az ismétléses tanulásnak a vizsgálatára. A későbbiek során ezen tesztek fogják adni a tanulás eredményességét meghatározó mutatószámokat, melyek összevetésre kerülnek az agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgálat eredményeivel. A kutatás során a számítógépes környezetben implementált PCPT, PTOAV, PCorsi és PEbbinghaus tesztek kerültek felhasználásra a könnyebb használhatóság, valamint a gyorsabb, és a pontosabb eredmény kiértékelése végett.

A következőkben bemutatásra kerül az agy anatómiai felépítése, különös tekintettel a figyelem szabályozásáért felelős prefrontális kéregre, a különböző bioelektromos jelek mérésére szolgáló elektrofiziológiai technológiák, az agyi bioelektromos jelek keletkezésének mechanizmusa, annak regisztrálása és a kapott regisztrátum spektrumanalízise alapján meghatározható

agyhullám típusok, valamint azok jelentősége, amelyek fontos szerepet tölthetnek 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 megfigyelhető, mely ennek a speciális kommunikációs csatornának az interfészeként szolgáltatnak információt az agyi tevékenységgel összefüggő mentális folyamatokról.

2.4. Agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgálat

A kognitív idegtudomány által folytatott kutatásoknak köszönhetően az agy működése során bizonyos funkciók egy része már ismert [45]. Az agy működésének megismerése kulcsfontosságú, annak érdekében, 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, amelynek egyik általánosan alkalmazott módszere az elektrofiziológia. Az ekképpen rögzített EEG jelek elemzését jellemzően kvantitatív EEG (QEEG: quantitative EEG) módon végzik, ahol jellemzően az EEG jelek frekvencia-spektrum elemzését hajtják végre [43], [82]. Mivel az EEG jelek magában az agyban lejátszódó folyamatok révén jönnek létre, érdemes áttekinteni az agy fő részeit, és hogy melyik rész mely funkcióért felel, milyen működéssel van kapcsolatban.

2.4.1. Az emberi nagyagy anatómiájának rövid áttekintése

Agyunk az emberi test legbonyolultabb szerve. A bal és jobb agyfélteke egyszerre részt vesz a gondolkodásban, illetve az információfeldolgozásban. Amíg a jobb félteke végzi a vizuális feldolgozást, térérzékelést, addig a bal félteke a verbális képességekért, és az információk mélyreható, rendszerező feldolgozásáért felel. A jobb félteke a test bal, a bal félteke pedig a test jobb oldalának működését irányítja [52], [71].

A nagyagykéreg lebenyeinek 4 fő része a homloklebeny (*frontal lobe*), fali lebeny (*parietal lobe*), nyakszirt lebeny (*occipital lobe*) és a halántéklebeny (*temporal lobe*). A nagyagy a fejbőrön mérhető EEG jelek keletkezése szempontjából nagy jelentőséggel bír. Tudjuk, hogy az agyterületek egyes részei adott funkcióért felelnek, mint például a látás, a beszéd vagy a hallás ezért, ha valamelyik terület megsérülne, esetleg károsodna, annak súlyosabb következményeik lehetnének. A fali lebeny a fájdalom és a hő érzékelést szabályozza, továbbá információt is képes feldolgozni. A nyakszirt lebenyet két fő rész alkotja. Itt található a képi információkat feldolgozó fő területek, az ember látóközpontja. A halántéklebeny a hallás és a szaglás feldolgozását végzi, továbbá szerepe van az érzelmek koordinációjában is. A

homloklebenyi rész többféle feladat ellátásán túl, az akaratlagos mozgás szabályozásában vesz részt, valamint gondolkodás és a szociális viselkedés is általa befolyásolt. A problémamegoldásban, a tervezésben, a beszédben és a vázizmok irányításában is fontos szerepet tölt be. A lebeny legelső részét prefrontális kéregnek (PFC: Prefrontal Cortex) nevezik, amely az agyunk irányító központjának számít, ráadásul ez a terület felelős a koncentrációképesség kialakításáért is. [52], [71], [84]

2.4.1.1. A PFC szerepe a koncentráció erősségének szabályozásában

Ez a fejezet ismerteti a koncentráció erősségének szabályozásért felelős prefrontális agyi kérget. Mindazonáltal, annak érdekében, hogy megértsük az agyban fellépő agyi bioelektromos folyamatokat, tisztában kell lennünk az idegsejtek vagy más néven neuronok működésével, továbbá ismernünk kell az emberi aggyal kapcsolatos alapvető elektrofiziológia jelenségeket.

Az agy anatómiájának vizsgálatai során bizonyították, hogy a frontális lebeny a primer motoros kéregből, valamint az előtte elhelyezkedő PFC-ből áll, amelyen belül eltérő funkcionalitással bíró ventrális (elülső) és dorzális (hátsós) területeket különböztetünk meg. A PFC biológiailag összetett szerepét az előaggyal és az agytörzzsel kialakított többszörös kölcsönkapcsolatainak segítségével fejti ki, továbbá kulcsfontosságú szerepet tölt be olyan kognitív folyamatokban, mint például a figyelem folyamatos fenntartása, tanulási, emlékezeti és autonóm működések, vagyis a PFC régiók nagy jelentőséggel bírnak a koncentráció erősségének szabályozásban is. [29], [54], [55], [83], [89], [118], [126] Megfigyelték, hogy az olyan betegeknél, akiknél megsérült a PFC, az új ismeretek elsajátítására, a tanulásra, az eltérő feladatokhoz való alkalmazkodásra, probléma megoldásra, magas fokú koncentrációt igénylő feladatok végrehajtására nehezen vagy egyáltalán nem voltak képesek. A PFC a figyelem nagyságának szabályozása mellett a rövidtávú memória optimális működésében is fontos szerepet tölt be, mivel a szenzoros információk átmeneti tárolásához és a külső ingerekre adott reakciók összekapcsolásához egyaránt nélkülözhetetlen a PFC hibátlan működése. [29], [54], [55], [83], [89], [118], [126]

A kutatás céljainak megvalósításához kialakítandó agy-számítógép interfész szempontjából a figyelem bír jelentőséggel. A figyelem vizsgálatára, a későbbiekben ismertetésre kerülő mérési helyek közül, többek között, az úgynevezett Frontopolar1 (Fp1) megnevezésű pozíció bír jelentőséggel, amely a kialakítandó rendszer szempontjából egy fontos tényező. A PFC tevékenységnek monitorozására számos technológiát alkalmaznak elsősorban orvosi és laboratóriumi környezetben. Ilyen például a komputer-tomográfia (Computed Tomography -

CT)¹⁵, mágneses rezonancia képalkotáson belül (Magnetic Resonance Imaging - MRI)¹⁶ az úgynevezett funkcionális MRI, egy-foton emissziós computer tomográfia (Single Photon Emission Tomography - SPECT)¹⁷, PET, és az EEG. [16], [42], [97], [104]

A fentebb felsorolt, különböző képalkotó vizsgálatot végző berendezések ugyan meglehetősen pontos képet adnak az agy strukturális és funkcionális működéséről, ám alkalmazásuk a mozgással járó tevékenységek tekintetében korlátozott. Az EEG eszközök fejlődésével elérhetővé váltak mobil, fejen viselhető EEG alapú berendezések [87], amelyek az érzékelők számától függően az agy egyes területeinek funkcionális működéséről adnak képet. Az ilyen kialakítású EEG alapú headset-ek viselése hosszabb időn keresztül sem túlzottan kényelmetlen, ezért nem csak laboratóriumi körülmények között alkalmazható, hanem akár hétköznapi használatra is alkalmasak.

2.4.2. Elektrofiziológiai módszerek

Jellemző bioelektromos jelek mérésére szolgáló diagnosztikai eljárás az elektrokardiográfia (EKG)¹⁸, elektromiográfia (EMG)¹⁹, EEG és elektroolfaktogram (EOG)²⁰. A bőr galvanikus reakciója (GSR)²¹ és a szívfrekvencia változás (HRV)²² egy további csoport a bioelektromos jelek terén. Az agy idegi működésének globális és időben történő elemzésére leginkább EEG-t esetleg magnetoencefalográfiát (MEG-et)²³ alkalmaznak. Az EEG berendezés képes grafikusan megjeleníteni azokat a bioelektromos agyjeleket, amelyeket a fejbőrre helyezett elektródák segítségével mérhetünk. Az EEG jelet érzékelő elektróda egy meghatározott agyterület részen detektálható agyi bioelektromos tevékenységet érzékelik. Az agyi tevékenység által gerjesztett EEG jelekben a szemmozgás és az izommozgás, mint műtermék is megjelenik, amelyeket az EEG eszközök a jelek feldolgozása során kiszűrnek. Az EEG berendezések a jelek vizsgálata során komplex, több komponensből álló görbéket jelenítenek meg, amelyeknek összetevői amplitúdójuk és frekvenciájuk alapján osztályokba sorolhatók. [7], [48]

2.4.3. Agyi bioelektromos jelek keletkezésének mechanizmusa

Az emberi test egyik legnagyobb szerkezete az idegrendszer, amely megközelítőleg 10¹¹ idegsejtből áll, továbbá ingerület átvitel segítségével kommunikálnak egymással, amely az agyi

¹⁵Speciális felvételi technológiára támaszkodva a hagyományos szummációs röntgenképnél sokkal részletesebb, keresztmetszeti képet ad.
¹⁶A berendezés ionizáló sugárzás alkalmazása nélkül, a szervezet protontartalmával összefüggő képalkotó eljárás.

¹⁷Non-invazív képalkotó eljárás, amely gamma-sugarakat felhasználva készít felvételeket különböző szervekről és szövetekről.

¹⁸Az elektrokardiográfia egy olyan vizsgálati módszer, amely a szív elektromos működését vizsgálja.

¹⁹Az elektromiográfia egy olyan vizsgálati módszer, amely a vázizmok úgynevezett motoros egységeinek működését vizsgálja.

²⁰Az elektroolfaktográfia egy olyan vizsgálati módszer, amely a szemmozgások tanulmányozására használják.

²¹A bőr-galván válasz egy olyan mérő eszköz, amely az egyén bőr árammal szembeni ellenállását, illetve vezetőképességét méri.

²²A szívfrekvencia-variabilitás a szívverések között eltelt idő változásának mérésére szolgál.

²³A magnetoencefalográfia egy olyan vizsgálati módszer, amely az agy aktivitása során keletkezett mágneses teret méri.

működés alapja. Az idegsejtek közül közel 10^{10} az agykéregben foglal helyet, így megalkotva a neuronhálózatok egy csoportját, továbbá az agykéregben elhelyezkedő úgynevezett szinapszisok becsült mennyisége 10^{12} -re tehető. A sejtestek izolálva úgynevezett magokat hoznak létre a központi-, valamint dúccokat a környéki idegrendszerben. Dendriteknek nevezzük azokat a gyökérszerű nyúlványokat, amelyek a sejtestekből ágaznak ki, axonnak a kiálló hosszú nyúlványt, amelynek a kilépési pontja az úgynevezett axondomb. [12], [52], [113]

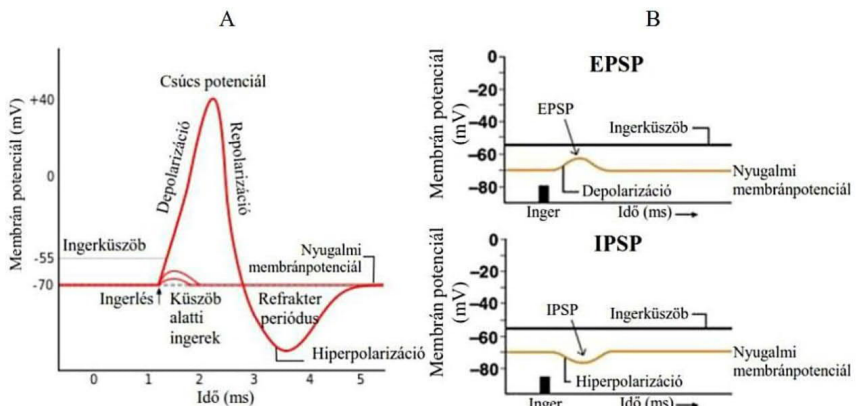
2.4.3.1. Idegsejtek kommunikációja kémiai jellemzők alapján

Az idegrendszerben lévő idegsejtek oly módon kommunikálnak, hogy az úgynevezett szerotonerg axonterminálisok másik neuronokkal alkotnak egy klasszikus szinapszist, felhasználva a posztszinaptikus struktúrákat. Az axonterminális része a preszinaptikus membrán továbbá a fogadó neuron része a posztszinaptikus membrán, így alkotva a két membrán közötti szinaptikus rést. A szinaptikus részben az axonterminálisban tárolódó úgynevezett vezikulákból neurotranszmitterek szabadulnak fel, amelyek a posztszinaptikus membrán receptorain fejtik ki hatásukat. Az átvitelben a két idegsejt nem teljes mértékben ér össze, az ingerület átvitele az úgynevezett neurotranszmitterek segítségével valósul meg. A kémiai jellegű szinapszisban az ingerület közvetítése egyirányú, de a neurotranszmitter tovább haladási iránya akár kettő is lehet. Amennyiben átérnek az ingerületek, a preszinaptikus ideg vegyi anyagokat választ ki, amelyek a résen átjutnak és ingerli a posztszinaptikus ideget. Az ionáramlás lehetővé tevő réskapcsolat az elektromos szinapszisban a sejtek között valósul meg. Az extracelluláris térben és a szinapszisban a monoamin transzmitter és az acetil-kolin (Ach) is kifejti a hatását nonszinaptikus ingerület átvitel útján, továbbá nagy specialitású receptorokhoz is kötődnek a szinapszison kívül. [7], [12], [52], [113]

2.4.3.2. Idegsejtek kommunikációja elektromos jellemzők alapján

A sejtben a protonoknak, elektronoknak és az ionoknak áramlásai elektromos áramot jelentenek. Az áram a sejt aktív enzimekerei generálják, többek között a sejtmembrán feszültségkülönbsége által vagy más néven a nyugalmi membránpotenciál által. A nyugalmi membránpotenciál folyamatos feszültségkülönbséget jelent a sejtmembrán két oldala között, ez az idegsejtekben -90 és -40 mV közé tehető, illetve az intercelluláris tér elektromos polaritása negatív az extracelluláris tér polaritásához képest, az ioneloszlás egyenlőtlensége potenciálkülönbséget okoz. A szinaptikus aktivitás teljesülése esetén a sejtmembrán depolarizálódik, egy idő után a nyugalmi membránpotenciál polaritása megszűnik, később megfordul (2-9. ábra; A). A küszöbfeszültségi szint bekövetkezésekor az axonban

potenciálváltozások egymásutánisága, tovaterjedő impulzus jön létre, melyet akciós potenciálnak nevezünk. Excitátoros posztszinaptikus potenciál (EPSP: Excitatory Postsynaptic Potentials) keletkezik abban az esetben, ha a posztszinaptikus membrán depolarizálódik impulzív szinapszisok működésekor (2-9. ábra; B), ellenben hiperpolarizáció vagy más néven inhibitoros posztszinaptikus potenciál (IPSP: Inhibitory Postsynaptic Potentials) következik be gátló szinapszisok inger fellépésekor. (2-9. ábra; B) Impulzív szinapszisok hatása által a posztszinaptikus membrán potenciálja elérheti a küszöbpotenciált, így megindul a sejtről sejtre történő ingerület átvitel, azaz akciós potenciál következik be. [12], [85], [113]



2-9. ábra: Az akciós potenciál (A) [13], valamint az excitátoros posztszinaptikus potenciál (EPSP) és az inhibitoros posztszinaptikus potenciál (IPSP) (B) [81]

Az idegrendszer előzőekben részletezett szinapszisa során a sejtekben, akár 20-30 mV feszültség különbség is kialakulhat, ennek ellenére ezek a feszültségváltozások a fejbőrön közvetlenül nem figyelhetők meg. Ellenben egy-egy agyterületen elhelyezkedő idegsejtek aktivitásának összessége már mérhető jelet hoz létre, amelynek mérésére legelterjedtebben EEG-t alkalmaznak. A következő fejezet áttekintést ad az EEG-ről, amely segítségével az agyi idegi tevékenysége megfigyelhető.

2.4.4. EEG

Az idegsejtek képesek az egymással való kommunikációra, így az agyból érkező ingerek továbbítására. Az EPFL²⁴ egyik professzora szerint minden egyes idegsejt egyedi, ami azt jelenti, hogy egy alany agyában található egy bizonyos típusú idegsejt bármely ember vagy

²⁴ EPFL: Az IBM és a svájci École Polytechnique Fédérale de Lausanne kutatóinak egyesülete, akik a Kék Agy Projekt fedő neve alatt hozzáálltak az agy egy részletének virtuális modelljének a felépítéséhez.

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 számítógépnek, ami ugyanezt tudja, több tíz Gigawattnyi energiára lenne szüksége. Felfedezték, hogy az agyban található idegsejtek a szinapszisnak nevezett kapcsolatokon keresztül cserélnek elektromos és kémiai információt, tehát maga a szinapszis az ingerület átvitel és a sejtek közötti kontakthelyek, amelyen az ingerületek az egyik sejtről a másik sejtre terjed tovább. A neuronok közötti kapcsolódási pontok száma 1000 és 10 000 közé tehető. 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. A tudósok azonban megtudják határozni, hogy bizonyos tudati folyamatok során pontosan mi történik egy agyi területen. A tanulás során például új sejtkapcsolatok épülnek ki, a szinapszisok változnak. Az inaktív sejtek elsorvadnak, de a memória működése még mindig nem tisztázott. Egy emlék elraktározódásának szempontjából az agy számára a legnagyobb kihívás elsősorban az, hogy minden idegsejtnek előbb egymást kell megismerniük, majd meg kell tanulniuk hogyan dolgozzanak együtt, így egy információ beérkezésekor az egész rendszer elkezd együtt működni. Az agy elegendő kapacitással rendelkezik, hogy elraktározza például egy 150000 könyvvel rendelkező könyvtár teljes tartalmát, illetve valószínűleg mindent feljegyez, amit tapasztalunk. Ennek azonban csak egy töredékét vagyunk képesek előhívni. [44], [45]

Egy bécsi agykutatási központban J. D. Haynes professzor vezetése alatt a tudósok molekuláris szinten kutatják az agy tanulási folyamatát. Speciális fehérjék használatával fluoreszkálóvá 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. Képesek önállóan vizsgálni a szinapszisokat, így jól nyomon követhető, hogyan változik szerkezetük és funkciójuk a tanulás során. Ha megnézzük, egyetlen idegsejt hogyan működik, könnyen rájöhettünk, hogy önmagában nem képes döntésekre. Rengeteg másik idegsejttől kell információt gyűjtenie. Egyetlen pillanat erejéig ez az idegsejt a fő döntéshozó, a következőkben már csak egy kiegészítő. 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. [56], [57], [120]

Az EEG jel egy összetett, több komponensre bontható periodikus függvény, melyben nyugalom esetén viszonylag nagyobb amplitúdóval rendelkező, 8-12 Hz frekvenciatartományba eső hullámok a jelentősebbek. A mai napig nem teljes mértékben ismert az EEG jelek keletkezésének pontos mechanizmusa. Az agykutatók véleménye szerint nagyszámú neuron összesítetten megjelenő elektromos aktivitásával összefüggésben keletkezik, amelyek az agykéreg felszínhez közeli régiókban foglalnak helyet. A neuron elektromos aktivitásait – amely kis elektromágneses mezőt gerjeszt – az úgynevezett agyban keletkező bioelektromos jelek. Ezek az agykérgi tevékenység közben keletkező feszültségváltozások. 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, amely a legkorábbi ilyen modell. [7], [48], [101], [113], [114], [127]

A korábbiakban tárgyaltak alapján elmondható, hogy abban az esetben beszélhetünk nyugalmi membránpotenciálról, ha valamennyi sejt belseje 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. Ezek az úgynevezett potenciálkilengések önmagukban nem mérhetők, azonban számos ilyen potenciál változás egyszerre detektálható jelet szolgáltathat. Az EEG elektródákat megfelelően elhelyezve közvetlenül az emberi fejbőrön képesek vagyunk az agy tevékenysége közben keletkező igen alacsony (5-100 μ V) elektromos potenciált megmérni. Továbbá a változó elektromos feszültségek és az általuk keltett áramingadozások következtében mágneses térerősség változás is mérhető, amely szintén kimutatható az emberi fejbőrön. A mérhető EEG jelek keletkezésének feltétele, hogy a kismértékű elektromos változások felerősítsék egymást. 1972-ben Elul kutatásai szerint az EEG jelek előállításában nagyszámú neuron szinkronizáltan megjelenő összesített aktivitás játszik szerepet. Ezt a nagyszámú neuronhoz kötődő együttműködő kapcsolatot szinaptikus funkcionális egységnek nevezték el. [7], [12], [48], [71], [101], [113], [114], [127]

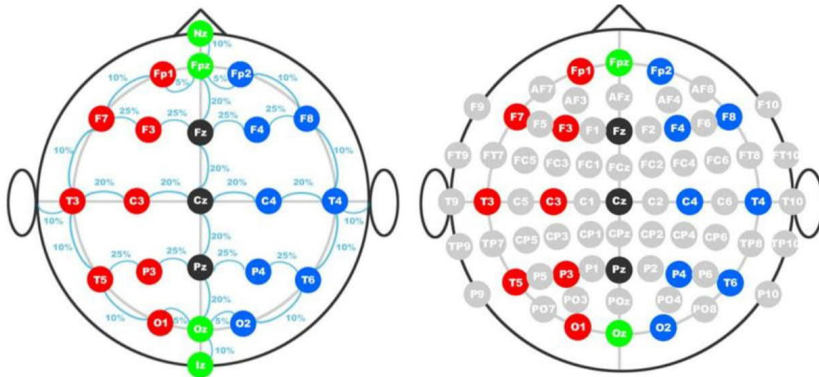
2.4.5. Agyi bioelektromos jelek regisztrálása

Az elektródák rögzítését általában egy gumis sapkával, vagy egy gézdarab alkalmazásával oldják meg, majd ezt az eszközt egy a 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. Mára megjelentek olyan speciális mérőelektródák melyek úgynevezett száraz típusúak, így az elektrolit pasztára már nincs szükség. Általánosságban egy elektródát null potenciálnak, referencia pontnak használnak, melyet általában a fülcimpához erősítenek egy csíptető segítségével. Az agyi jelek rögzítéséhez már megjelentek olyan egyszerűbb, csak 2 vagy 3 elektródát alkalmazó EEG mérőeszközök, melyek elsősorban a fülcimpához képest a homloklebeny agyi elektromos jeleinek a vizsgálatára alkalmasak. A homloklebenyen mérhető információk korlátozottabb lehetőséget biztosítanak az agyi tevékenység többcélú monitorozására, de a figyelem nagyságának megfigyelésére a homloklebenyen mérhető agyi jelek felhasználhatók. Az agyi aktivitást mérő elektródák, mint bioszenzorok elhelyezése kétféle módszert alkalmaznak. 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 mérőelektródákat egyenesen az agyba, műtéti eljárással ültetik be, mely pontosabb, zajtalanabb mérést tesz lehetővé, de az orvosi beavatkozás miatt kockázatos. A műtéti eljárásmód veszélyei eredményeképpen ezt a módszert kevésbé alkalmazzák. Az EEG alapú mérés non-invazív, így kockázatot nem jelent. Az EEG mérési eljárás során a feszültség váltakozások illetőleg a mágneses tér változásai rögzíthetők. Az elektródákat legtöbb esetben a koponyán kívül helyezük el a következő fejezetben tárgyalt 10-20-as nemzetközi szabvány szerint. [7], [48], [99], [113], [114], [124], [127], [HKF-1]

2.4.5.1. A Jasper-féle 10-20-as rendszer

Az elektródák felhelyezésével kapcsolatban egy viszonyítási rendszert alakítottak ki, ahol anatómiai viszonyítási pontokat határoztak meg, amely a nemzetközileg elfogadott 10-20-as elektróda elrendezési rendszer néven ismert. A szabvány négy anatómiai referenciapontot jelöl meg, és ezen referenciapontok között az elektródákat 10, illetve 20%-os távolsággal helyezik el. Az elvezetési területek egyértelmű azonosítása érdekében az egyes agyterületeket elláttak egy nagybetű (Fp, F, T, C, P, O) és egy a betűket követő számérték alapú azonosítóval. A betű azonosítja a lebeny pozícióját (Fp – frontopolar, F - frontális, P - parietális, C - centrális, T - temporális, O - occipitális), valamint a páros számértékek a jobb oldali, a páratlan számértékek a bal oldali agyféltekét. 10-10-es rendszer esetén az elektródákat 10%-os távolságra helyezik el a referenciapontokról. [7], [48], [99], [113], [114], [124], [127] A 2-10. ábra szemlélteti az elektródák felhelyezési szabványait.



2-10. ábra: A nemzetközi 10-20-as és 10-10-es szabvány [124]

2.4.5.2. *Elektródák potenciál különbségén alapuló mérési eljárások*

Az EEG alkalmazása során a koponya eltérő szimmetrikus pontjainak megfelelően helyezik el az elektródákat, ahol az elvezetések kialakíthatók *unipolárisan* vagy *bipolárisan*. Az unipoláris elvezetés során egy aktív és egy referenciapont (inaktív, nullpont) elektródát alkalmaznak, ahol a referenciapontú elektróda az agyi tevékenység által nem befolyásolt területen helyezkedik el, és az attól eltérő feszültségkülönbséget mérik. Míg a bipoláris elvezetés esetében két differens (egymás szomszédságában lévő) elektróda közötti potenciálváltozásokat vizsgálják. A szomszédos agyterületek összevetésére, a különbségek vizsgálatára a differenciális módszert alkalmazzák, míg adott agyterületek elemzésére az unipolárist. [7], [48], [99], [113], [114], [124], [127]

Az agyi jelek rögzítéséhez ma már megjelentek olyan egyszerűbb, néhány elektródát alkalmazó EEG mérőeszközök, melyek elsősorban a fülcimpához képest bizonyos agyterületek bioelektromos jeleinek a vizsgálatára alkalmasak. A homloklebenyen mérhető információk korlátozottabb lehetőséget biztosítanak az agyi tevékenység többcélú monitorozására, azonban a PFC agyi bioelektromos jeleinek vizsgálata alkalmas a figyelem nagyságának megfigyelésére. Az aktuális kutatás esetében is egy ilyen eszköz került alkalmazásra.

A ThinkGear nevű EEG technológiára épülő TGAM1 chip kifejlesztésében számos egyetem működött közre, mint például a University of Washington, University of Wollongong és a Trinity College. Egy a technológiára épülő EEG headset-ben száraz szenzort alkalmaznak Fp1 pozícióban, valamint egy referencia szenzort a fülcimpára csatlakozó érzékelő segítségével. Az eszköz Bluetooth vezeték nélküli kapcsolaton továbbítja az előfeldolgozott adatokat. Akkumulátorról 8 órás üzemidőre képes. Az EEG jeleket 512 Hz frekvenciával mintavételezi

és 12 bites A/D átalakítóval digitalizálja. [31], [75] A kutatás során alkalmazandó EEG headset kiválasztásakor figyelembe veendő szempont volt a könnyű kezelhetőség, a hosszabb időn át tartó kényelmes használat, a költséghatékonyság, valamint az eszköz által szolgáltatott adatok megbízhatóságának bizonyíthatósága. Az EEG headset-tel kapcsolatban, megjelent több, mint 3000 publikáció [95] és a [111]-ben megfogalmazottak is azt támasztják alá, hogy az eszköz, adott korlátok figyelembevételével, a kitűzött céloknak megfelel.

2.4.6. EEG jelek frekvencia-spektruma

Az agyi tevékenység következtében keletkező elektromágneses jelek frekvenciaspektruma alapján ezen agyi bioelektromos jelek többféle típusba sorolhatók. Az agy eltérő éberségi szintű állapotaiban eltérő a mérhető EEG jelek egyes frekvencia-komponenseinek energiája, amelyek specifikus jelentőséggel bírnak: fokozott koncentráció esetén elsősorban a magasabb frekvenciájú összetevők dominálnak, amíg az alvás mély szakaszában az alacsonyabb frekvenciakomponensek. Egy egészséges ember esetében a mérhető EEG jelek feszültségintje $1 \mu\text{V}$ és $100 \mu\text{V}$ közé tehető. [7], [36], [91] Az egyes agyhullámok típusait és azok agyi tevékenységhez köthető jelentőségeit az 1. táblázat foglalja össze.

1. táblázat: Agyhullám típusok, frekvencia tartományuk, amplitúdójuk és jelentőségük [91]

AGYHULLÁM TÍPUS	FREKVENCIA TARTOMÁNY (HZ)	AMPLITÚDÓ (μV)	JELENTŐSÉG
Delta (δ)	0,1 – 3,0	50 – 100	<ul style="list-style-type: none"> • mély, álmatlan alvás • eszméletlen állapot • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok
Théta (θ)	4,0 – 7,5	30 – 50	<ul style="list-style-type: none"> • REM alvás, álom • 1-6 éves korban fizioológias • frontális lebenyhez köthető kognitív feladatok (Fourier-analízissel)
Alfa (α)	8,0 – 12,0	<30	<ul style="list-style-type: none"> • Intuitívítás, kreativitás • az agy „alapritmusa” • stimuláció hatására nagyfrekvenciájú ritmus váltja fel (alfa-blokk)
Béta (β)	13,0 – 30,0	<20	<ul style="list-style-type: none"> • relaxált, de nem álmos, nyugodt állapot • szenzoros és emocionális behatások • harmonikus, éber, nyugtalan, izgatott, gondolkodó állapotok
Gamma (γ)	30,0 – 100,0	<10	<ul style="list-style-type: none"> • magas koncentráció • logikus, analitikus gondolkodás • magas mentális aktivitás

Frekvencia tartományba történő transzformációval (Fourier transzformációval) lehet megvalósítani az agyi bioelektromos jelek elemzését, frekvenciatartománybeli feldolgozását,

frekvencia összetevőinek, teljesítmény-sűrűségének meghatározását, ahol az agyhullámok erősségét frekvencia összetevőkre bontják kvantitatív EEG (QEEG) segítségével. [119], [122]

A QEEG alkalmazása során az adatok eltérő matematika módszerekkel tovább elemezhetők, mint például az FFT. [76], [80]-[81] Az FFT algoritmus segítségével az elvben végtelen számú szinuszos rezgésből álló EEG-tevékenységet véges számú hullámokra bonthatjuk fel, így az agyi bioelektromos jelek spektruma számítható, mely alapján az agyi tevékenységre jellemző egyes agyhullámok erősségei meghatározhatók. Az FFT algoritmus alapját képező $x(t)$ $0 \leq t \leq T$ Fourier-sorfejtése az alábbi matematikai formában írható fel (2-1):

$$x(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} (X[k] \cdot e^{jk\omega_0 t}) \quad (2-1)$$

ahol

$$\omega_0 = \frac{2\pi}{T}, \quad k = \dots, -2, -1, 0, 1, -1, 2, \dots \quad (2-2)$$

A Fourier sor az alábbi trigonometrikus formában is felírható (2-3):

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(k\omega_0 t) + b_k \sin(k\omega_0 t)) \quad (2-3)$$

ahol az $x(t)$ egy periódikus függvény, amelynek a periódus ideje T , valamint integrálható a $[0, T]$ integrálási tartományban. A Fourier sorban szereplő a_0, a_k, b_k konstansokat az alábbi formulák szerint számíthatjuk ki exponenciális és trigonometrikus formában (2-4, 2-5, 2-6, 2-7, 2-8, 2-9):

$$X[k] = \frac{1}{T} \int_{t=0}^T x(t) e^{-jk\omega_0 t} dt \quad (2-4)$$

$$a_k = X[k] + X[-k] \quad (2-5)$$

$$b_k = j(X[k] - X[-k]) \quad (2-6)$$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt \quad (2-7)$$

$$a_k = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \cos(k\omega_0 t) dt, \quad k = 0, 1, 2, 3, \dots, N \quad (2-8)$$

$$b_k = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \sin(k\omega_0 t) dt, \quad k = 0, 1, 2, 3, \dots, N \quad (2-9)$$

Nem periodikus jelek esetén a Fourier transzformáció alkalmazható, melynek exponenciális alakja (10):

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (2-10)$$

Mivel a mintavételezés során az időben folytonos jelet diszkrét idejű jelsorozattá alakítjuk, így a mintavételezési adatokhoz $x_0, x_1, x_2, \dots, x_{N-1}$ tartozó frekvencia spektrum a Diszkrét Fourier Transzformáció (Discrete Fourier Transform: DFT) szerint számítható (2-11):

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-jk\omega_0 n} \quad (2-11)$$

DFT a mintavételezett értékekre felírt egyenletrendszer megoldása (2-12, 2-13, 2-14):

$$\begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

$$\bar{z} = \begin{bmatrix} z_0 \\ \vdots \\ z_m \\ \vdots \\ z_{N-1} \end{bmatrix}, \bar{W} = \begin{bmatrix} e^{\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix}, \bar{c} = \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_m \\ \vdots \\ c_{N-1} \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

$$\bar{z} = \bar{W} \cdot \bar{c} \quad (2-14)$$

Az egyenletrendszer megoldásaként áll elő az amplitúdó-spektrum ($|c_m|$ az $\omega=m/N$ függvényében) (2-15, 2-16):

$$\bar{c} = \bar{W}^{-1} \cdot \bar{z} \quad (2-15)$$

$$\bar{W}^{-1} = \frac{1}{N} \begin{bmatrix} e^{-\frac{2\pi i}{N}00} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}0k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}0(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N}m0} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}mk} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}m(N-1)} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)k} & \dots & e^{-\frac{2\pi i}{N}(N-1)(N-1)} \end{bmatrix} \quad (2-16)$$

Adott N esetén a \bar{W}^{-1} mátrix elemei előre kiszámíthatók, így az egyenletrendszer megoldásai számításának igénye nem N^3 , hanem N^2 . Periodikus jelek esetén a folytonos Fourier-transzformációt véges intervallumban értelmezzük (nem $-\infty$ -tól $+\infty$ -ig), hasonlóképpen DFT esetén (ebben az esetben a 0-tól $N-1$ -ig tartó mintavételezési tartomány ugyanazt jelenti, mintha N -tól $2N-1$ -ig tartana), alapharmonikusa $\frac{1}{NT}$ Hz, $\frac{2\pi}{NT}$ rad/s. A DFT megvalósítása számításigényes, de ez a számítási algoritmus optimalizálásával csökkenthető. A DFT esetében a számításigény $O(N^2)$, amíg ez az úgynevezett FFT eljárás alkalmazásával $O(N \cdot \log N)$ mértékre csökkenthető (ahol N a mintavételezett adatcsomag mérete). Az alábbiak alapján az FFT algoritmusban a számításigény tovább csökkenthető [80,81]:

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

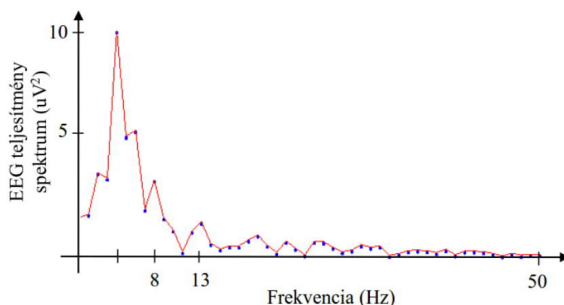
FFT algoritmus alkalmazásával $N=512$ minta feldolgozásának műveleti igénye (2-17):

$$512 \cdot \log_2 512 = 512 \cdot 9 = 4608 \quad (2-17)$$

A jel teljesítmény-spektruma, vagyis az egyes frekvencia összetevők teljesítményének nagysága, az amplitúdó-spektrum abszolút érték négyzet alapján meghatározható (2-18):

$$P_m = |c_m|^2 \quad (2-18)$$

A frekvenciatartománybeli elemzés lehetővé teszi, hogy bizonyos frekvenciák, vagyis egyes műtermékek, ezek között a szem mozgása, izommozgások, továbbá az egyéb külső zaj relatív könnyen kiszűrhetők legyenek. Az előzőekben tárgyaltak alapján implementálásra került FFT számítását végző, 1 hosszúságú vektorokon végzett, Cooley–Tukey algoritmus. Az EEG jel spektruma alapján már meghatározhatók az egyes agyhullámok erősségei. A 2-11. ábra egy EEG headset segítségével mintavételezett agyi bioelektromos jeleken, FFT algoritmus segítségével meghatározott jelspektrum eredmény grafikonját mutatja. Az ábrán látható, hogy az agyi hullámok erősségének nagysága a 4-6 Hz tartományban nagy.



2-11. ábra: EEG headset-tel mintavételezett agyjelek Cooley–Tukey FFT algoritlussal meghatározott teljesítmény spektruma

A korábbiakban bemutatott az agy mérhető bioelektromos jeleinek keletkezésére, mérési módszereire és a kapott eredményeinek feldolgozására vonatkozó ismeretek adják a kifejlesztendő BCI rendszer működésének alapját. Az EEG jelek regisztrálására többféle bioszenzor kialakítást és elvezetést alkalmaznak, ráadásul napjainkra már elérhetővé váltak, olyan eszközök, amelyek elsősorban egy-egy agyi terület megfigyelésére alkalmasak, száraz típusú érzékelőt alkalmaznak. Ezen eszközök felhelyezése egyszerű, hosszú távú viselésük sokkal kevésbé zavaró, mint a több érzékelőt, elektrolit pasztát alkalmazó eszközöké. Az előzőekben ismertetett módszerrel bizonyos agyi funkciók detektálhatók, mely alapját adja egy olyan interfész kidolgozásának, mely információt szolgáltathat az agyi tevékenységgel összefüggő folyamatokról.

2.5. Agy-számítógép interfész

Az agy-számítógép interfészek (BCI)²⁵ vagy egyéb megnevezéseken közvetlen neurális interfész (DNI)²⁶ vagy agy-gép interfész (BMI)²⁷, amelyek egy direkt kommunikációt megvalósító csatornát jelentenek az agy és valamilyen külső egység között. 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 elérhetetlen. Ellenben már a kezdeti agyhullámokkal összefüggő kutatások is figyelemfelkeltők 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 folyamánaképpen Hans Berger nem volt képes kétséget kizáróan bizonyítani az agyi jelek jelentőségét. 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, illetve 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 jelentősen megnőtt. Az elmúlt évek kutatásainak következményeként a technológia megbízhatósága jelentősen javult. A BCI egységet viselő és egy számítógépen futó program

²⁵BCI (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.

²⁶DNI (Direct Neural Interface): A közvetlen neurális interfész, az agy-számítógép interfész egy alternatív elnevezése.

²⁷BMI (Brain-Machine Interface): Az agy-gép interfész, az agy-számítógép interfész egy másik alternatív elnevezése.

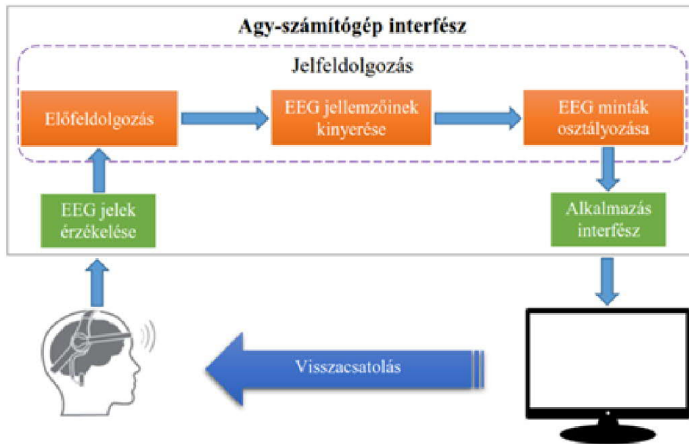
között az agy-számítógép megvalósított interfésze lényegében egy alternatív kommunikációs csatornát biztosít. A technológia eredeti szándéka az volt, hogy a nagyfokú neuromuscularis fogyatékosságban szenvedő pácienseken segítsen. A kognitív idegtudomány – a multidiszciplináris kutatások és a fejlődések – arra ösztönözték a kutatókat, hogy újszerű célokat tűzzenek ki a BCI terület előtt.

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. Azon felül nagy szerepet kaphatnak az emberi figyelmen és az éber állapotokon alapuló vizsgálatok esetében is, mint például az elalvás detektálás, amely segítségével észlelhető a lankadó figyelem, vagy az elalvás közeli állapot. Mindezeket 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 beavatkozás, amely felléphet egy személygépkocsi vészhelyzet esetén történő hirtelen lefékezés esetén is. Az EEG alapú BCI rendszerek kialakításuk tekintve hordozhatók is lehetnek, a technológia fejlődésével egyre kompaktabbak és a használatuk is relatíve egyszerűvé vált. [21], [23], [24], [28], [32], [58], [59], [74], [96], [121], [HF-6], [HF-7], [HF-10], [HKNYR-3]

A BCI eszközök fejlesztésében a technológia, a digitális technika fejlődése nagy változást jelentett, mivel a folyamatosan fejlődő, feldolgozást és kiértékelést biztosító jelfeldolgozó algoritmusok megvalósításához és futtatásához szükséges megfelelő számítási teljesítményt biztosította. Manapság már az egyszerűbb kialakítású, hordozható BCI rendszerek nem követelnek meg költséges és alkalmazásában komoly szakértelmet kívánó berendezéseket.

2.5.1. BCI funkcionális modellje

Az agyi tevékenység során keletkezett bioelektromos jelek mérése, digitalizálása, előfeldolgozása, normalizálása, szűrése után, az EEG jelek elsősorban időtartománybeli és/vagy frekvenciatartománybeli jellemzőinek meghatározása történik. Az EEG jel jellemzői alapján zajlik a jelek osztályozása és ennek eredményeként az agyi aktivitás azonosítása, mely információk megjeleníthetők vagy felhasználásukkal akár további funkciók is megvalósíthatók (2-12. ábra).



2-12. ábra: A BCI rendszer funkcionális modellje

2.5.2. 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 beszerezhetők, mi több a legújabb fejlesztéseknek köszönhetően megjelentek olyan EEG eszközök, amelyek a vezeték nélküli technológián továbbítják a mért és feldolgozott információkat. [27] Ennek eredményeképpen, napjainkban az EEG technológiára alapozzák a legtöbb BCI kutatást. [21], [23], [24], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121] A BCI rendszerek eltérő osztályokba oszthatók, ezek az aktív, reaktív és passzív rendszerek az alábbiak szerint [25]:

- **Aktív BCI rendszerek:** Külső történésektől függetlenül az alany önkéntes alapon olyanféle utasításokat generál, amelyeket egy külső alkalmazásnak továbbítanak. A rendszer működésének legjobb példája az agy motoros működésnek, az imaginárius mozgás folyamán mért jelek 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 P300²⁸ illetőleg további fényingerek azok a módszerek, amelyek ezen BCI rendszerek legjobb példája.

²⁸Egy inger hatására, az ingertől számított 300ms késleltetéssel kiváltott agyjelek típus, amelyet az agy akkor produkál, ha valami ismerőset (például egy arcot) vagy az épp megoldandó problémához kapcsolódó ábrát, formát észlel.

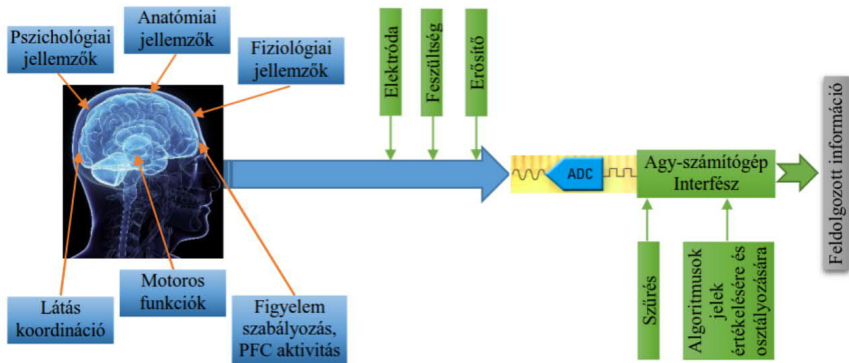
- **Passzív BCI rendszerek:** Az alany önkényes agyi aktivitásáról kapott kognitív visszacsatolás, amely a rendszer kimeneteik eredménye, ahol a felhasználóra semminemű hatása nincs jelen. Ezekre a rendszerekre a legmegfelelőbb példázat az izgalomra vagy terhelésre adott visszajelzés.

2.5.3. Agy-számítógép interfészek kialakításánál figyelembe veendő szempontok

Az EEG technológiával mérhető agyjelek, tehát az agy elektromos aktivitásának eredményeként keletkező feszültségváltakozások, 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 [25]:

- 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 felhasználók által befektetett erőfeszítés, illetve az idő határozza meg a hatékonyságot. Az alany elégedettséget a felhasználó által elvárt kényelem, hatékonyság és elégedettség összessége hatást gyakorol. [21], [23]-[25], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121] 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 fejlődésnek köszönhetően mára valós időben lehet mérhető agyi jeleken összetett jelfeldolgozást kivitelezni, amely nem követel magas költségű és fizikailag nagyméretű berendezést. 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 mérhetők. 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 2-13. ábra.



2-13. ábra: BCI eszköz felépítésének modellje

Az általam megvalósítandó – a figyelmet/koncentrációt – mérő BCI eszköz tervezésekor és kialakításakor mindenekelőtt a következő szempontokat célszerű betartani:

- **Komfortos használat:** A napjainkban használt EEG berendezéseknél szabvány, elektroлитikus gélt és azzal bekenet elektródát használnak, annak érdekében, hogy csökkentsék az elektród és fej bőrfelületének felszíne közötti ellenállást. A gél alkalmazása az egyének számára kényelmetlen lehet. Azonfelül egy olyan sapka, amely sok elektródával rendelkezik, úgyszintén diszkomfortos lehet. 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:** A kialakításában aktív elektródák (érezkelők és erősítők/feldolgozók egy egységbe integrálva) használata lényegesen jobb eredményt ad, mint a passzív elektródáké, ugyanis az adatrögzítés nem galvanikusan földelt áramkörben történik, miközben a környezetben jelentős mértékű elektromágneses zavarás van jelen. Ez biztosíthatja a rendszer számára, hogy a rögzített és azután elő-majd utófeldolgozott jelet kevésbé befolyásolják a zavaró jelek. Másfelől a jelfeldolgozás folyamán a rendszernek időben észlelni kell a helytelen elektróda felhelyezést, és ezt jeleznie is kell.
- **Alacsony költségű hardver:** A digitális elektronika, és a jelfeldolgozó processzorok fejlődése és azok árának csökkenése lehetővé teszi egy minél költségkímélőbb BCI alapú rendszer kialakítását.

2.5.4. A megvalósítandó közvetlen neurális interfész integrációjának perspektívái

Az alábbi pontokban összefoglalható az agy-számítógépek interfészek integrációjának célja:

- A felhasználó által kívánt funkciók végrehajthatók legyenek, amelyek 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 az alkalmazás grafikus felhasználói felületének (GUI: Graphical User Interface) közreműködésével.

Az agy-számítógép interfészek jelenleg még nem szabványosítottak, azonban egyes előírások ezen berendezések kialakítására is vonatkoznak [25]. Az agy-számítógép interfész kialakításánál figyelembe vehető néhány olyan fejlesztési irány is, amelyek a közvetlen neurális interfész alapú alkalmazás interfészét és integrációját 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. Ez alapján utasítások hajthatók végre egy konkrét szándékra jellemző osztályokra bontható, a sajátosságokat leíró utasítástérkép alapján. A rendszer hatékonyságát adaptív algoritmussal pontosítják az egyes jellegzetes agyjelek típusok alapján oly módon, hogy egyes ingerek által kiváltott és megfigyelt jelekre tesztelik és értékelik a rendszer jószágát. [21], [23]-[25], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121]

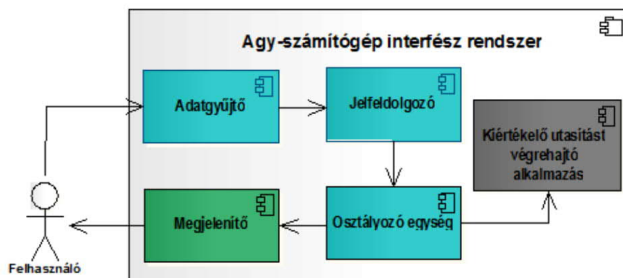
2.5.4.1. Közvetlenül beépülő felhasználói alkalmazás

A közvetlenül beépülő alkalmazásnál a rendszert a kiértékelést végző és végrehajtó alkotóelemmel együtt közvetlenül egy céleszközön futó alkalmazással, illetőleg egy számítógépen futó integrált szoftver alkalmazásával valósítják meg. A feldolgozott jelet 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 OpenViBE²⁹ [130] illetőleg az úgyszintén ingyenes MATLAB³⁰-hoz készített toolbox, az

²⁹Szoftver platform, amely támogatja az agy-számítógépek tervezését, tesztelését és használatát.

³⁰Speciális programrendszerek rendszere, amelyet numerikus számítások elvégzésére fejlesztettek ki és emellett egy programozási nyelv.

úgynevezett BCILAB³¹ esetében. [19] 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 protokollokra, 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 módosítani, hogy azokból végrehajtható utasítások, illetve parancsok jöjjenek létre. [21], [23]-[25], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121] A 2.14 ábra egy közvetlen beépülő felhasználói alkalmazás struktúráját mutatja.

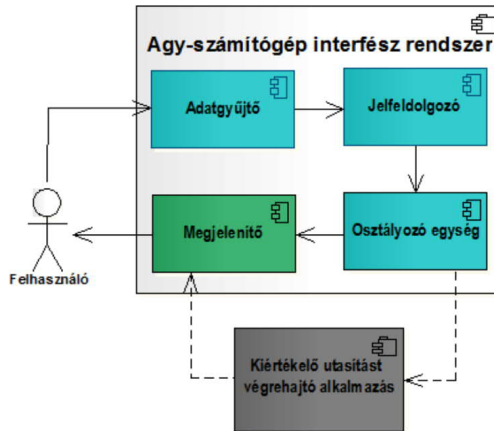


2-14. ábra: Az agy-számítógép rendszer felépítése közvetlen beépülő felhasználói alkalmazással

2.5.4.2. 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 2-15. 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.

³¹Egy MATLAB eszköztár és egy olyan EEGLAB beépülő, amely az agy-számítógép interfészek tervezését, tesztelését és értékelését teszi lehetővé.



2-15. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer külső felhasználói alkalmazással

Az ilyenforma agy-gép interfész rendszerek a BCI2000³² [34], platformot vagy a TOBI³³ [33] projektet alapul vevő berendezések. 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 is. A külső komponens esetében módosításokat, illetve azon algoritmusok tovább fejlesztését is elvégezhetjük, amelyek vezérlik a kiértékeléseket és végrehajtják az utasításokat. A közvetlen neurális interfész rendszer magját alkotó részegységek módosítása nélkül lehetséges új utasítások és tevékenységek létrehozása is. [21], [23]-[25], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121]

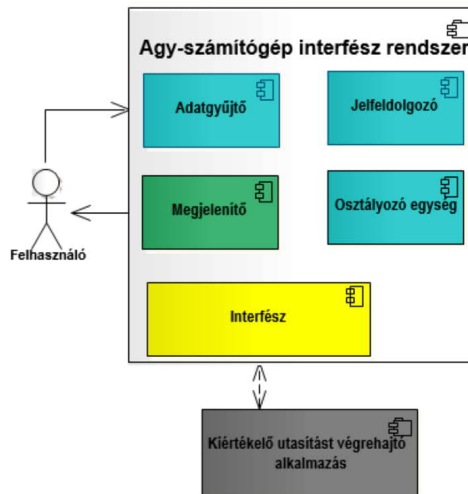
2.5.4.3. Üzenet küldésén alapuló alkalmazás komponens

Az üzenet küldésén alapuló alkalmazás komponensnél az információátadás egy központi egység és egy külső felhasználói alkalmazás között kétirányú üzenetátadás révén valósul meg. (2-16. ábra) Az információátadás a programozási interfésztől független kommunikációs protokoll útján jön létre. 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 módszert használja a g.tec orvosi műszergyártó cég közreműködésével fejlesztett és 2009-ben bemutatott intendiXTM berendezés is. A rendszer előnye, hogy az agy-számítógép interfész rendszer komponenseit működtető algoritmusának

³²Általános célú rendszer, amely támogatja az agy-számítógép interfész (BCI) kutatásokat.

³³Prof. 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.

változtatása nem szükséges, valahányszor az alkalmazás által nyújtotta tevékenységek, szolgáltatások, utasítások értelmezése és végrehajtási funkciók módosítása és fejlesztése módosításra kerül. [21], [23]-[25], [28], [32], [58], [59], [61], [74], [121]



2-16. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer üzenet küldésén alapuló alkalmazással

Az előzőkben 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 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 4. főfejezetben bemutatandó agy-számítógép interfész tervezésének alapjait.

3. Vizsgálatok és új tudományos eredmények

A következőkben a 2.2. alfejezetben ismertetett figyelem vizsgálati módszerek, valamint a 2.3. alfejezetben bemutatott ismétléses tanulást vizsgáló kísérletek felhasználásával olyan összehasonlító vizsgálatok kerültek elvégzésre, amelyek esetében az eredmények az általam kidogozott BCI rendszer által szolgáltatott adatokkal kerültek összevetésre. A kísérletek egy tanítási nap kezdete előtt és végén, eltérő mentális állapotban zajlottak le, ebből adódóan egy éberegő reggeli, továbbiakban X_m és egy fáradtabb délutáni időpontban, továbbiakban X_a mely mentális állapot béli különbséget a vizsgált tesztalanyok visszajelzései is megerősítettek. A figyelem szintjét és a tanulás szempontjából fontos szerepet játszó memorizálást vizsgáló, a PEBL környezetben megvalósított tesztek eredményei a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szintjével kerültek összehasonlításra. A kísérleti tesztek során a figyelem szintje, valamint a memorizálás, mint a tanulás eredményessége került vizsgálatra. A kísérletek célja annak megállapítása volt, hogy a BCI rendszer közreműködésével meghatározott átlagos figyelmi szint és az elvégzett tesztek eredményei között milyen kapcsolat mutatható ki. Amennyiben a kapcsolat erőssége nagy úgy a BCI rendszer által szolgáltatott adatok és a tanulás eredményessége korrelál, vagyis nem függetlenek egymástól.

Az adatok statisztikai kiértékelése a PEBL teszteknel intervallum, amíg a BCI esetében ordinális skálán készült. Mivel a BCI esetében ordinális skála került megállapításra, az eredmények felhasználásakor nem-parametrikus tesztek kerültek elvégzésre, amíg csak a PEBL tesztek eredményeit érintő vizsgálatok során, ha a parametrikusság vizsgálat feltételei teljesültek, parametrikus tesztek kerültek lefolytatásra. A pszichológiai tesztek esetében mért X_m és X_a eredmények közötti különbségek meghatározása tekintetében, mivel a PEBL tesztek elvégző személyek függetlenek egymástól, a PCorsi kivételével a minták normál eloszlást követnek és legalább skála típusúak, továbbá a szóráshomogenitást összefüggő minták esetén nem kell elvégezni, összefüggő-mintás t-próba került alkalmazásra, ahol az effect size a Cohen-féle d értékkel került meghatározásra. Mivel a pszichológiai tesztek alatt a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint és az X_m és X_a esetében kapott teszt eredmények közötti eltérések meghatározása esetében a változók ordinális skálán mérődtek, valamint a tesztet végrehajtó személyek függetlenek egymástól, ezért Wilcoxon előjeles rangteszt került elvégzésre, ahol az $r = \frac{Z}{\sqrt{N}}$, ahol Z a tesztstatisztikában kapott érték, amíg az N a teljes minta elemszáma. Az alkalmazott statisztikai tesztek esetében a $p < 0,05$ értéket határoztam meg szignifikánsnak.

3.1. A kísérletek lefolytatásának körülményei

A következőkben bemutatásra kerülnek a kísérletek kivitelezésében közreműködő vizsgálati személyek, valamint a felhasznált mérőeszközök és eljárások.

3.1.1. Vizsgálati személyek

A vizsgálatban a Dunaújvárosi Szakképzési Centrum Rudas Közgazdasági Szakgimnázium 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 32, pszichológiai jellegű betegségben nem szenvedő, magukat egészségesnek valló, közel azonos képességekkel rendelkező tesztalany vett részt: 32 fő 14 és 18 év közötti diák, 16 fiú és 16 lány, 6 fő 9. évfolyamba, 12 fő 10. évfolyamba, 8 fő 11. évfolyamba és 6 fő 12. évfolyamba járt.

3.1.2. Alkalmazott vizsgálati tesztek

A PEBL környezetben megvalósított figyelem elemző tesztek tekintetében a PCPT teszt eredmények közül a helyes próbálkozások száma (Correct Trials), valamint a PTOAV teszt eredményei közül hasonlóan a helyes próbálkozások száma (Correct Trials) került összehasonlításra a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szinttel. Az ismétléses tanulás, mint memorizálás eredményességét vizsgáló, szintén a PEBL környezetben implementált tesztek eredményei közül a PCorsi esetében a teljes pontszám (Total Score), amíg a PEBlinghaus tekintetében a cél ingerre adott helytelen válaszok számai (8-corr) kerültek kiértékelésre (a corr érték a hibák számával növekvő, így nem jellemzi helyesen a hibamentes memorizálást), mely a memorizálás sikertelenségének egy jellemzője. A memorizálást vizsgáló tesztek esetében is az előzőekben megadott teszt eredmények a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem értékkel kerültek összehasonlításra.

3.1.3. Mérőeszközök és eljárás

A teszt alanyoknak a teszt megkezdése előtt fel kellett helyezniük az EEG headset-et. A headset felhelyezése után pontosan elmagyarázásra került a tesztelés menete. Az eszköz kalibrációját és a tájékoztatást követően az egyének megkezdhették a kísérletet. A teszt végrehajtása közben folyamatosan monitorozásra és kiértékelésre kerültek a teszt alanyok átlagos figyelem szint értékeik.

3.2. Figyelem elemzésén alapuló vizsgálat

A következőkben a BCI rendszer által meghatározott figyelem érték és a PEBL környezetben implementált PCPT és PTOAV figyelem tesztek eredménye kerül összevetésre, elemzésre egy X_m , vélhetően éberebb és egy X_a , vélhetően fáradtabb mentális állapotban.

3.2.1. PCPT alapú kísérlet X_m órában mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A vizsgálat sorozat első lépéseként a PCPT teszt került lefolytatásra. A teszt végeztével generált riportok különböző fogalom magyarázatai a 2. táblázat alatt találhatóak, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák, továbbá ez a táblázat szemlélteti az egyik, X_m órában rögzített, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentráció szinttel bírt vizsgálati személy által elvégzett PCPT teszt jellemző értékeit.

A másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 107 egység, ami 99,1% eredményességet mutat. A célingerre adott helyes válaszok száma 94 egység, ami azt jelenti, hogy a vizsgálati személy 100%-os helyességgel nyomta le a szóközbillentyűt, akkor, ha nem „X” karaktert látott a képernyőn. A célingerrel ellentétes karakterre, tehát az „X”-re adott helyes válaszok számában megfigyelhető 1 tévesztés, ami 92,9%-os sikerességet jelent. A kommissziós hiba esetében a vizsgálati személy egy esetben nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre, azonban omissziós hibát nem követett el, tehát minden esetben reagált a célingerre. A célingerre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 421,56 ms, míg a szórás, amely a célingerek megválaszolási reakció idejének szórásából ered, 69,84 ms. A célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakció ideje 396 ms. Ez azt jelenti, hogy a vizsgálati személy kissé hamarabb reagált, ha „X” karaktert látott felvillanni a képernyőn. A célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakció idejének szórása 0 ms, mivel a tesztalany célingerrel ellentétes karakter felvillanásra egyetlen esetben nem válaszolt helyesen.

A két másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 108 egység, ami 100%-os eredménynek felel meg, tehát a fentebb részletezett eredményhez képest 7,1%-os javulás figyelhető meg, amíg a célingerre adott helyes válaszok számában eltérés nem volt megfigyelhető. A célingerrel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 0, ami 1 egységgel jobb érték, mint a másodpercenként felvillanó ingereknél mért. Kommissziós, valamint omissziós hiba nem volt kimutatható. A célingerre adott válaszok reakcióideje átlagosan 421,34 ms, ami 0,2 ms-al kevesebb, tehát a tesztalany hamarabb volt képes eldönteni, hogy az adott karakter

célinger-e vagy sem. A válaszok gyorsasága egyenletesebb volt, mint az egy másodperces teszt esetében. A célingerrel ellentétes karakterre adott válasz reakcióideje, valamint a célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakció idejének szórása 0, hiszen a teszt során nem történt meg az az eset, hogy az alany a célingerekkel ellentétes karaktert célingernek vélte volna.

A négy másodpercként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 104 egység, ami 96,3%-os eredményességet jelent, tehát összességében rosszabb az egy és két másodperces tesztnél kapott eredményeknél. Ugyan a célingerre adott helyes válaszok számában eltérés nem volt észlelhető, azonban a célingerrel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 4, ami 3 egységgel gyengébb érték, mint az egy másodpercként felvillanó ingereknél mért, illetve 4 egységgel rosszabb, mint a két másodperces időintervallumnál megfigyelt. Kommissziós hibákat illetően a vizsgálati személy négyszer nem megfelelően reagált a célkarakterrel ellentétes betűre, amíg omissziós hiba nem történt, tehát a tesztalany minden esetben reagált a célingerre. A célingerre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 448,4 ms, ami 27 ms-el nőtt, tehát a tesztalany lassabban volt képes eldönteni négy másodperc alatt, hogy az adott betű célinger vagy sem. A reakcióidő szórása 80 ms-ra nőtt a teszt során. Látható, hogy a teszt esetén a hibák száma, a válasz átlagos reakcióideje nőtt, és a reakció időben nagyobb eltérések mutathatók ki, mely feltehetően a monoton feladat végrehajtása miatti figyelem csökkenésnek tudható be. A célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakcióideje 419,5 ms, szórása 23,39 ms.

2. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PCPT összefoglaló eredménye

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 ¹		107/108	108/108	104/108
Correct Targets ²		94/94	104/104	98/98
Correct Foils ³		13/14	4/4	6/10
Target Acc Rate ⁴		1	1	1
Foil Acc Rate ⁵		0,929	1	0,6
Commission Errors ⁶		1	0	4
Omission Errors ⁷		0	0	0
Correct RT Mean ⁸		421,56	421,34	448,4
Correct RT SD ⁹		69,84	57,05	80,6
Error RT Mean ¹⁰		396	NA	419,5
Error RT SD ¹¹		0	NA	23,39

¹A helyes próbálkozások száma.

²A célingerre [A-U] adott helyes válaszok száma.

³A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helyes válaszok száma.

⁴A célingerre [A-U] adott helyes válaszok számának aránya.

⁵A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helyes válaszok számának aránya.

⁶A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helytelen válaszok számát fejezi ki.

⁷Amikor a tesztalany nem reagált a célinger [A-U] bemutatásakor.

⁸A célinger [A-U] megválaszolásának reakció ideje.

⁹A célinger [A-U] megválaszolási reakció idejének szórása.

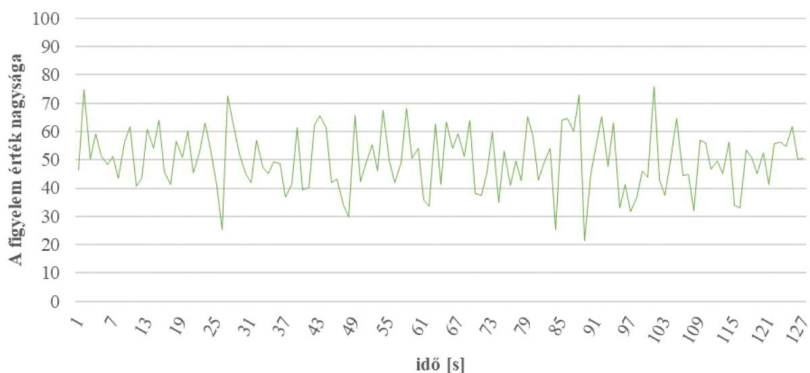
¹⁰A helytelen válaszok reakció ideje.

¹¹A helytelen válaszok reakció idejének szórása.

3.2.2. PCPT alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

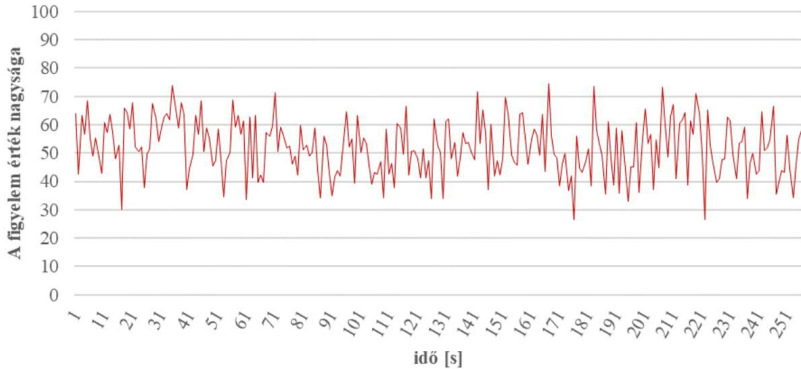
A 3-1, 3-2 és 3-3. ábrák metszetek a vizsgálati személy által végrehajtott PCPT, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából (3-4 ábra), amelyek szemléltetik az X_m órákban végrehajtott PCPT teszt 1, 2, 4 másodperces időblokkjaiban történt figyelem értékeknek a változását.

Az 1 másodperces időblokkban (3-1. ábra) 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 50,05 egység, amely ugyan nagyobb a négy másodperces időblokkokban mérteknél, de kisebb a két másodperces időblokkokban mért értékekénél, ráadásul az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint alig csökkent 30 egység alá, ellenben több alkalommal is átlépte a 70 feletti egységet és jellemzően kissé 50 egység felett alakult.



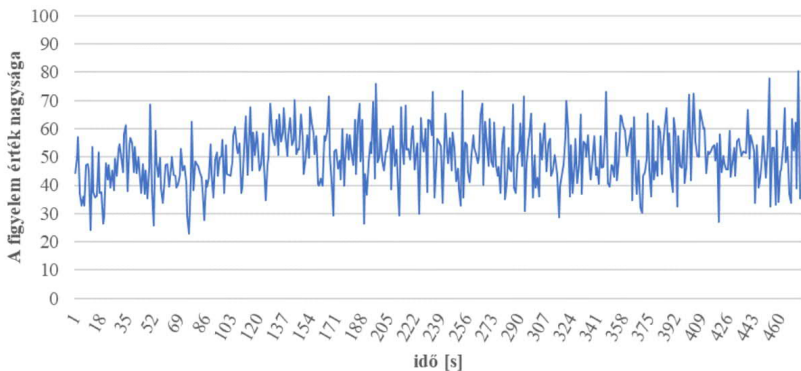
3-1. ábra: PCPT teszt 1 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása

A 2 másodperces időblokkban (3-2. ábra) szintén 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 51,89 egység volt, amely a legnagyobb a megfigyelt időblokkokban, ráadásul az ábrán az is látható, hogy a figyelem szint soha nem csökkent 28 egység alá, ellenben több alkalommal is megközelítette a 70 feletti egységet és jellemzően 55 egység felett alakult.



3-2. ábra: PCPT teszt 2 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének változása

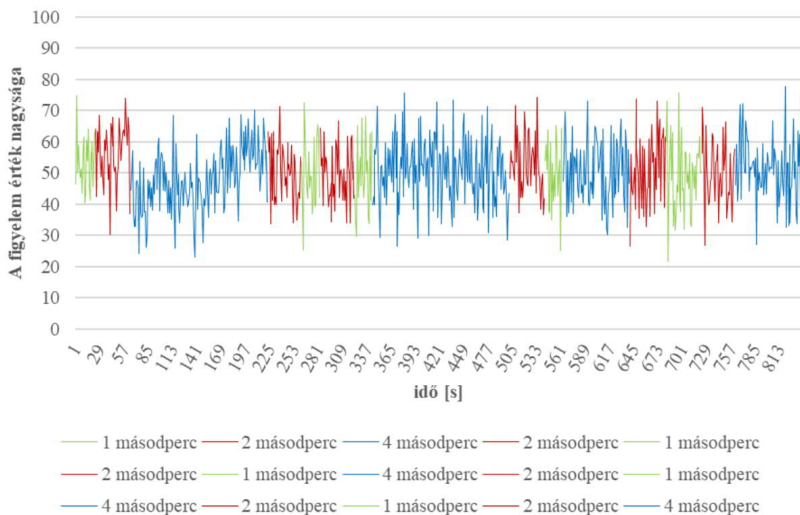
A 4 másodperces időblokkban (3-3. ábra) ismét 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 49,9 egység volt, amely a legalacsonyabb a megfigyelt időblokkokban, ráadásul az ábrán az is látható, hogy a figyelem szint többször 30 egység alá csökkent, bár a tesztet vége felé több alkalommal is megközelítette a 70 feletti egységet, sőt egyszer 80 egység felé is ugrott azonban jellemzően 50 egység alatt alakult.



3-3. ábra: PCPT teszt 4 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 3-4. ábra a vizsgálati személy által végrehajtott PCPT, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábra, amely szemlélteti az X_m órákban végrehajtott PCPT teszt 1, 2 és 4 másodperces időblokkjaiban történt figyelem értékének a változását. A fentebb lévő ábrákhoz hasonlóan a zöld szín jelöli az 1 másodperces, a bordó

szín a 2 másodperces, amíg a zöld szín a 4 másodperces időblokkokat. A teszt során 1, 2, 4, 2, 1, 2, 1, 4, 2, 1, 4, 2, 1, 1, 2, 4 másodperces véletlenszerű blokkok követték egymást. A teljes teszt megközelítőleg 15 percig tartott.



3-4. ábra: PCPT teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

Összegzésként megfogalmazható, hogy a regisztrált átlagos figyelem értékek alapján az egy másodperces tesztek alatt kicsit 50 egység feletti és kissé csökkenő figyelem értékek voltak mérhetőek, a két másodperces tesztek esetén az átlagos figyelem magasabb, 55 egység közeli szintje volt tapasztalható, és kevésbé ingadozott. A négy másodperces részében az átlagos figyelem értéke már 50 egység alá csökkent és ingadozóbbá is vált. Ezek az eredmények jó összhangban vannak a fentebb részletezett és kiértékelt PCPT teszt során kapott helyes válaszok száma és a reakció gyorsasága és szórása között.

3.2.3. PCPT alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A 3. táblázat szemlélteti az X_a órákban, ugyanazon vizsgálati személy rosszabb teszteredményt adó, vagyis alacsonyabb koncentrációjú tesztalany által elvégzett PCPT teszt jellemző értékeit.

Alacsonyabb koncentrációs állapotban a másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 105 egység, ami 97%-os eredmény, tehát ez 2 egységgel, azaz 2,77%-al rosszabb, mint magasabb koncentrációs állapotban. A célingerre adott helyes válaszok száma

100 egység, 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 eredményhez. A célingerrel ellentétes karakterre, tehát az „X”-re adott helyes válaszok számában megfigyelhető 2 tévesztés. A kommissziós hibákat illetően is gyengébb eredmény született, mivel a tesztalany kétszer nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Az omissziós hibákat illetően is rosszabb teljesítmény mutatkozott, amíg a tesztalany 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 424,17 ms, ami azt mutatja, hogy fáradtabb állapotban a reakcióidő nőtt. A reakcióidő szórása 96,01 ms, amely szintén növekedést jelent a magasabb koncentrációjú állapothoz képest. A célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakció ideje 404 ms-ra nőtt, a reakció idejének szórása 107 ms volt.

A két másodperceként felvillanó ingerre adott helyes próbálkozások száma 104 egység, ami 96,3%-os sikerességnek felel meg, tehát ebben az esetben szintén romlás figyelhető meg a magasabb koncentrációjú állapothoz képest. A teszt alany ugyan a célingerre minden esetben helyesen reagált, de a célingerrel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 4 egységre nőtt. A kommissziós hibát illetően is gyengébb eredmény született, mivel a teszt alany négy esetben nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Az omissziós hibák tekintetében is rosszabb az eredmény, mivel az egy másodperces időblokkban mért hibához képest 1 egységgel romlott a teljesítmény. A célingerre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 437,29 ms, ami növekedést, lassabb válaszadást jelent az X_m órákhoz képest. A reakcióidő szórásában nagyobb változás mutatható ki, jelentősen nőtt a korábbi teszthez képest.

A négy másodperceként felvillanó ingerre adott helyes válaszok aránya tovább csökkent. A célingerrel ellentétes karakterre adott tévesztések száma 8 egység. A kommissziós hibákat illetően is gyengébb eredmény született, mivel a tesztalany 8 alkalommal nem reagált megfelelően a célkarakterrel ellentétes betűre. Magasabb koncentráció szintnél elkövetett kommissziós hibák száma 4 egység volt, amely alapján, szintén jelentős, 4 egységnyi visszaesés mutatható ki. A célingerre adott válaszoknak a reakcióideje átlagosan 465,74 ms, a korábbi magasabb koncentrációjú állapotban végzett teszt során ez az érték 448,4 ms volt, mely alapján jól látható, hogy alacsonyabb koncentráció szint mellett a célingerre adott válasz reakcióideje nőtt. A célinger megválaszolási reakció idejének szórása 83,9 ms, ami szintén növekedést

mutat. A célingerrel ellentétes betűre adott válasz reakció ideje csökkent, tehát a tesztalany feltételezhetően kevésbé átgondoltan döntött.

3. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PCPT eredménye

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 ¹		105/108	104/108	100/108
Correct Targets ²		100/101	97/97	90/90
Correct Foils ³		5/7	7/11	10/18
Target Acc Rate ⁴		0,99	1	1
Foil Acc Rate ⁵		0,714	0,636	0,556
Commission Errors ⁶		2	4	8
Omission Errors ⁷		1	0	0
Correct RT Mean ⁸		424,17	437,29	465,74
Correct RT SD ⁹		96,01	74,1	83,95
Error RT Mean ¹⁰		404	394,75	415,13
Error RT SD ¹¹		107	18,83	38,76

¹A helyes próbálkozások száma.

²A célingerre [A-U] adott helyes válaszok száma.

³A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helyes válaszok száma.

⁴A célingerre [A-U] adott helyes válaszok számának aránya.

⁵A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helyes válaszok számának aránya.

⁶A célingerrel ellentétes karakterre [X] adott helytelen válaszok számát fejezi ki.

⁷Amikor a tesztalany nem reagált a célinger [A-U] bemutatásakor.

⁸A célinger [A-U] megválaszolásának reakció ideje.

⁹A célinger [A-U] megválaszolási reakció idejének szórása.

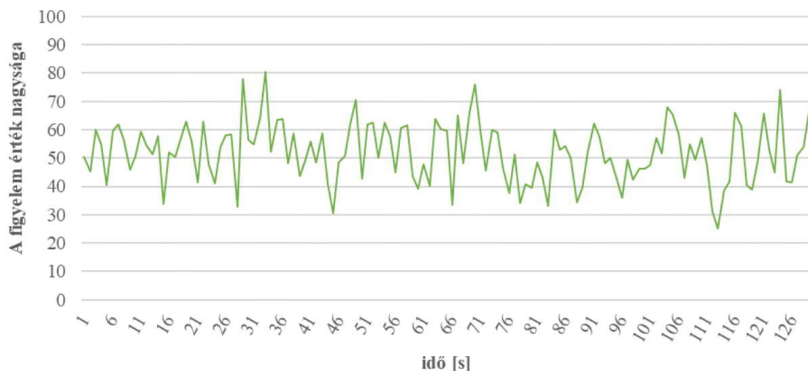
¹⁰A helytelen válaszok reakció ideje.

¹¹A helytelen válaszok reakció idejének szórása.

3.2.4. PCPT alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

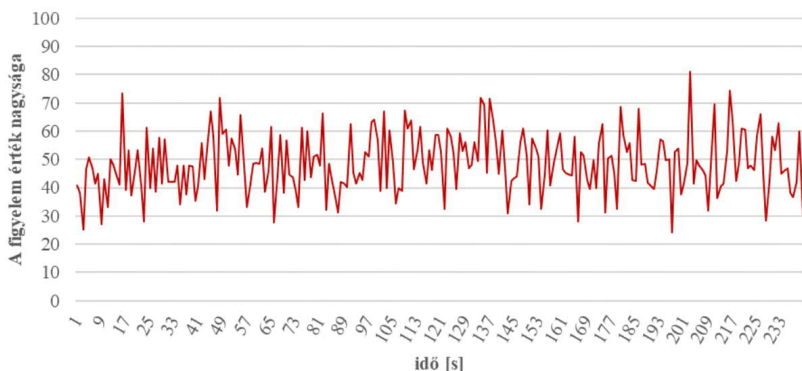
A 3-5, 3-6 és 3-7. ábrák metszetek a vizsgálati személy által végrehajtott PCPT, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából (3-8. ábra), amelyek szemléltetik az X_a órákban végrehajtott PCPT teszt 1, 2, 4 másodperces időblokkjaiban történt figyelem értékeknek a változását.

Az 1 másodperces időblokkban (3-5. ábra) 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 51,88 egység volt, amely érték a legnagyobb a megfigyelt időblokkokban, ráadásul az ábrán látható, hogy a figyelem szint egyszer esett 30 egység alá és többször rövid időre ugyan, de megközelítette a 80 egységet, jellemzően 50 egység felett alakult.



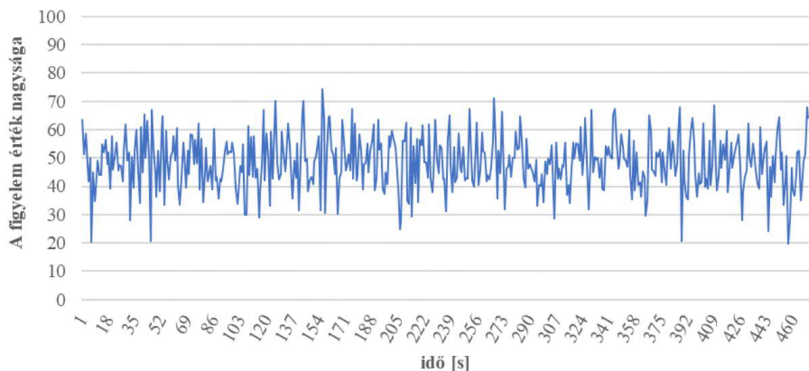
3-5. ábra: PCPT teszt 1 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 2 másodperces időblokkban (3-6. ábra) szintén 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 48,64 egység volt, amely ugyan nagyobb a négy másodperces időblokkokban mérteknél, de kisebb az egy másodperces időblokkokban mért értékeknél, ráadásul az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint alig csökkent 30 egység alá, ellenben több alkalommal is átlépte a 70 feletti egységet és jellemzően kissé 50 egység alatt alakult.



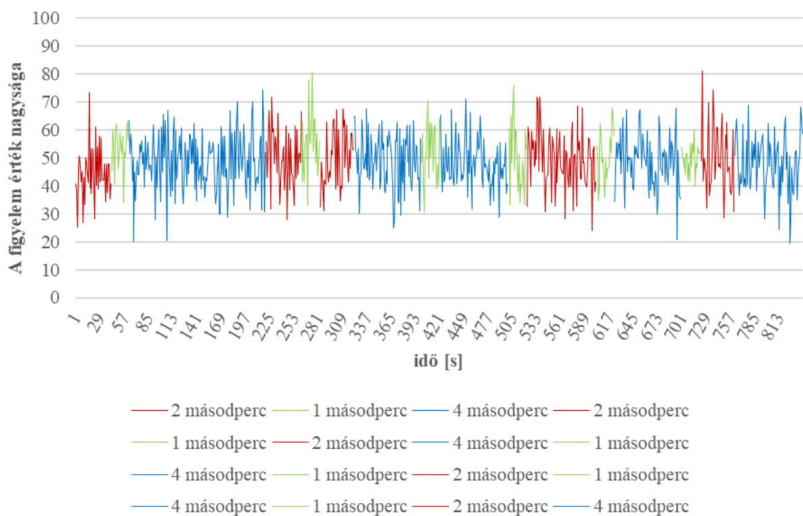
3-6. ábra: PCPT teszt 2 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 4 másodperces időblokkban ismét 120 darab inger villant fel a kijelzőn 250 milliszekundumos időtartamra. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 48,43 egység, amely a legalacsonyabb a megfigyelt időblokkokban, ráadásul az ábrán az is látható, hogy a figyelem szint többször 30 egység alá csökkent és jellemzően 50 egység alatt alakult.



3-7. ábra: PCPT test 4 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 3-8. ábra a vizsgálati személy által végrehajtott PCPT, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábra, amely szemlélteti az X_a órákban végrehajtott PCPT test 1, 2 és 4 másodperces időblokkjaiban történt figyelem értékének a változását. A fentebb lévő ábrához hasonlóan a zöld jelöli az 1 másodperces, a bordó a 2 másodperces, amíg a kék szín a 4 másodperces időblokkokat. A test során 2, 1, 4, 4, 2, 1, 2, 4, 1, 4, 1, 2, 2, 1, 4, 1, 2, 4 másodperces véletlenszerű blokkok követték egymást. A teljes test megközelítőleg 15 percre tartott.



3-8. ábra: PCPT test alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

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.

3.2.5. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PCPT alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése

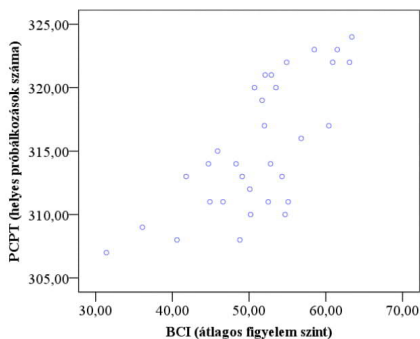
A vizsgálat és kiértékelés további célja, hogy két változó a PCPT-féle teszt egy kitétetett eredménye, valamint a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szint közötti összefüggést vizsgáljon. Az előző fejezetekben egy-egy az adott vizsgálat szempontjából jellegzetes kísérleti eredmény részletes elemzése és kiértékelése alapján az eredmények között számos összefüggés volt megállapítható. Az adott teszt és a BCI rendszer által szolgáltatott adatok közötti összefüggések, kapcsolatok a teljes mintán, vagyis az összes tesztalanyon végzett kísérletek alapján állapítható meg és értékelhető ki.

A kapcsolatok erősségei, a PCPT teszt eredményei közül egy, a teszt végeredményére legjellemzőbb paraméter segítségével kerültek megállapításra. Az egyes mérési eredmények összefüggésének vizsgálatára Spearman-féle korreláció került használatra kétoldali próbával, mivel a BCI változó esetében ordinális skála típus került megállapításra, továbbá az adataink monoton módon változóak.

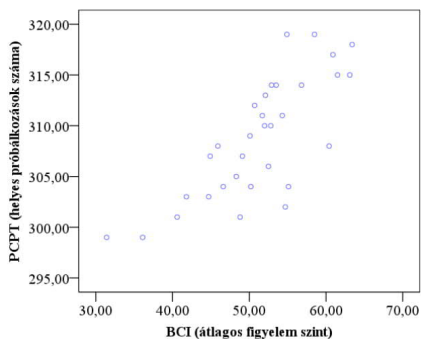
Az eredmények alapján megállapítható, hogy az X_m órákban kapott PCPT és BCI eredmények szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutatnak (3-9. ábra), ahol $r_s=0,693$ $p<0,01$ (2-oldali). Az X_a órákban kapott PCPT és BCI eredmények szintén szignifikáns pozitív irányú együtt járást mutatnak (3-10. ábra), ahol $r_s=0,710$ $p<0,01$ (2-oldali).

Továbbá a figyelmet vizsgáló PCPT-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható az X_m ($M\pm SD=315,34\pm 5,19$; $D(32)=0,133$ $p=0,158$) és az X_a ($M\pm SD=308,81\pm 5,92$; $D(32)=0,105$ $p=0,200$) eredményei között $t(31)=16,16$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,17$.

A Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei szerint a figyelmet vizsgáló PCPT-féle teszt alatt a BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) tapasztalható az X_m ($Medián=52,05$) és az X_a ($Medián=45,05$) órákban.



3-9. ábra: Az X_m órákban kapott PCPT-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével



3-10. ábra: Az X_a órákban kapott PCPT-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével

A korreláció kiértékelésről részletesebb áttekintést nyújt a 4. táblázat.

4. táblázat: A PCPT-féle teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára ($N=32$) vonatkozóan.

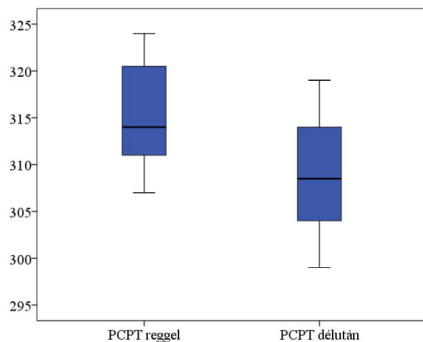
Időszak	Tesztek típusai	$M \pm SD^1$	Korrelációs koefficiens	p -érték
X_m	PCPT	315,344 \pm 5,191	0,69	<0,01 (2-oldali)
	BCI	51,259 \pm 7,401		
X_a	PCPT	308,813 \pm 5,916	0,71	
	BCI	44,975 \pm 6,635		

¹A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszainak számtani átlaga.

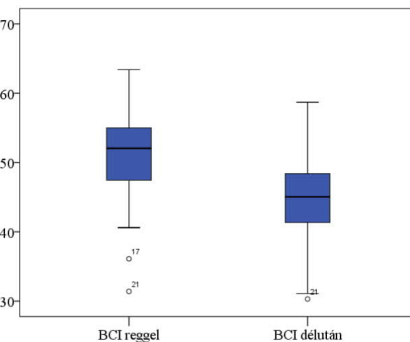
A 3-11. ábra alapján a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek jobb eredményt értek el, ráadásul az adatok csoportosulása inkább a medián felett helyezkedik el, amíg az X_a időpontban minden tekintetben gyengébb eredmények születtek, ráadásul a mediántól való eloszlás is egyenletesebb volt.

A 3-12. ábra mutatja, hogy a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek esetében a BCI rendszer átlagosan magasabb figyelem szintet regisztrált, bár ebben az esetben a PCPT-féle teszt eloszlásával összehasonlítva az adatok csoportosulása inkább a medián alatt látható. Az X_a órákban a BCI rendszer az átlagos figyelem szintet tekintve, hasonlóan a PCPT-féle teszt

eredményeihez visszaesést mutat, továbbá a mediántól való eloszlás ebben az esetben is egyenletesebb.



3-11. ábra: A figyelmet vizsgáló PCPT-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható az X_m és az X_a eredmények tekintetében



3-12. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható az X_m és az X_a órákban.

3.2.6. PTOAV alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A vizsgálat sorozat második lépéseként a PTOAV teszt került lefolytatásra. A teszt végeztével generált riportok különböző fogalom magyarázatai az 5. táblázat alatt találhatóak, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák, továbbá ez a táblázat szemlélteti az egyik, X_m órákban rögzített, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentráció szinttel bírt vizsgálati személy által elvégzett PTOAV teszt jellemző értékeit.

A kísérletet végző vizsgálati személyek teljes próbálkozásainak számértéke 640 egység, amely idő szerint két egyenlő mennyiségre oszlik (320-320), ennek magyarázata, hogy a 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 68 alkalommal válaszolt helyesen. Tehát, 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.

Össességében a 640 ingerreakció válasza 99,4%-ban volt sikeres. A kommissziós hiba, amely a célinger ellentétére adott helytelen válaszok számát fejezi ki az első részben 0, mivel a tesztalany a célinger ellentétjére hibamentesen reagált, míg a teszt második felében ez a hiba összeg 4. Ez azt jelenti, hogy a két részben összesen 4 kommissziós hiba volt észlelhető. A tesztalanyánál ommissziós 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 ms, míg a teszt második felében 522 ms, tehát a tesztalany 3,33%-kal reagált gyorsabban a helyes célingerre, tehát kevésbé várt ki a válaszáddal. A célingerrel ellentétes ábrára adott válasz reakció idő a vizsgálat első részében 476 ms volt, amíg a második részben ez az érték 425 ms, így az alany 10,7%-kal válaszolt gyorsabban a célingerrel ellentétes ingerre. Ingertől függetlenül az ingerre adott reakcióidő a teszt első felében 537 ms, míg a második részben 517 ms, ez 3,7%-os gyorsulást jelent. A megválaszolási reakcióidő szórása a vizsgálat első felében 84 ms, míg a második felében 108 ms. Olyan eset, amikor a tesztalany annyira gyorsan reagált volna a célingerre, hogy az feltételezhetőleg csak „vak találgatás” lett volna, nem volt kimutatható, továbbá olyan eset sem fordult elő, amikor a vizsgálati személy többször is válaszolt volna egy célingerre.

5. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PTOAV összefoglaló eredménye

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 Trials¹	320	320	640
Correct Targets²	72	248	320
Correct Foils³	248	68	316
Correct Trials⁴	320	316	636
Commission Errors⁵	0	4	4
Omission Errors⁶	0	0	0
Correct RT Mean⁷	540	522	526
Error RT Mean⁸	476	425	435
RT Mean⁹	537	517	522
RT SD¹⁰	84	108	103
Anticipations¹¹	0	0	0
Multiple Responses¹²	0	0	0

¹A teljes próbálkozás számértéke.

²A célinger (a fekete négyzet felül helyezkedik el) helyes megválaszolásának számértéke.

³A célinger (a fekete négyzet alul helyezkedik el) helytelen megválaszolásának száma.

⁴A célingerre adott helyes válaszok száma.

⁵A célinger ellentétjére adott helytelen válaszok száma.

⁶Amikor a tesztalany nem reagált a célinger bemutatásakor.

⁷A helyes cél ingerek megválaszolásának reakció ideje.

⁸A célinger ellentétjére adott válasz reakció ideje.

⁹A megválaszolási reakció idő.

¹⁰A megválaszolási reakció idejének szórása.

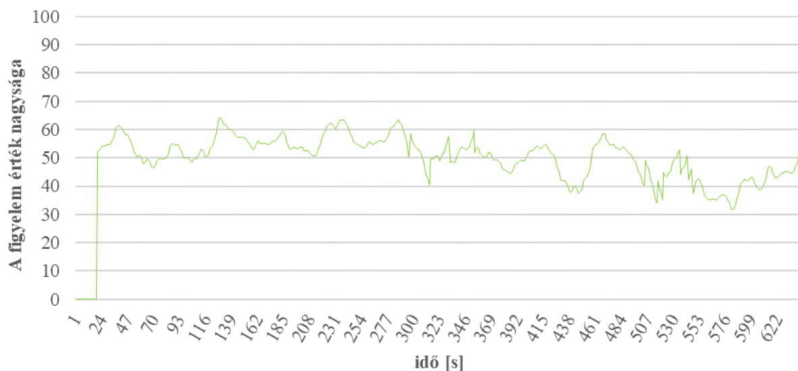
¹¹Amikor a tesztalany olyan gyorsan reagált a célingerre, hogy az valószínűleg csak „vak találgatás” volt.

¹²Amikor a tesztalany többször is válaszolt a célingerre. A várható eredmény nulla vagy egy alacsony egész.

3.2.7. PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

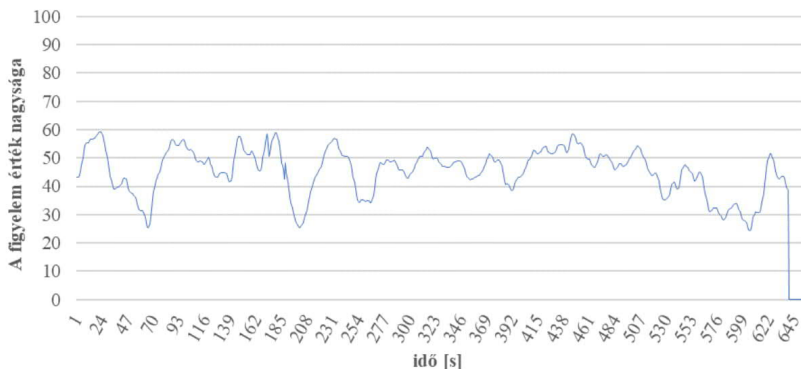
A 3-13. és 3-14. ábra szemlélteti a vizsgálati személy PTOAV teszt első és második periódusában történt figyelem értékének a váltakozását. Az ábrák metszetek a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábrából, amelyet a 3-15. ábra mutat.

A teszt első periódusában (3-13. ábra) a vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 50,49 egység, amely nagyobb a teszt második szakaszában mért értéknél, illetve az ábrán az is látható, hogy a figyelem szint alig csökkent 40 egység alá, ellenben több alkalommal is átlépte a 60 feletti egységet és jellemzően kissé 50 egység felett alakult.



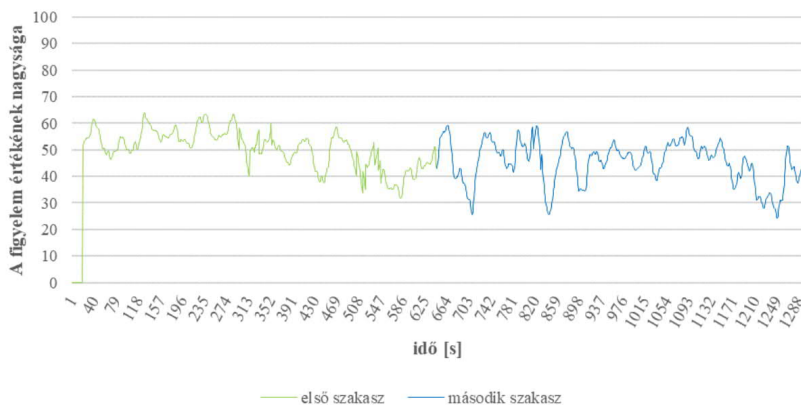
3-13. ábra: PTOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének változása

A teszt második periódusában (3-14. ábra) a vizsgálati személy figyelem értékének átlaga 45,36 egység, amely kisebb a teszt első szakaszban mért értéknél, továbbá az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint többször csökkent 30 egység alá, ugyan több alkalommal is megközelítette a 60 egységet, azonban jellemzően kissé 45 egység alatt alakult.



3-14. ábra: PTOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 3-15. ábra a vizsgálati személy által végrehajtott PTOAV, teljes – magasabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábra, amely szemlélteti az X_m órákban végrehajtott PTOAV teszt alatt bekövetkezett figyelem értékének változását. A fentebb lévő ábrához hasonlóan a zöld jelöli a teszt első szakaszát, amíg a kék a második szakaszt. A teljes teszt megközelítőleg 21 percig tartott.



3-15. ábra: PTOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

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 PCPT teszt eredményeivel, a helyes válaszok, a reakció idő és annak szórására vonatkozóan.

3.2.8. PTOAV alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A 6. táblázat szemlélteti az X_a órákban, ugyanazon vizsgálati személy rosszabb teszteredményt adó, vagyis alacsonyabb koncentrációjú állapotban lévő tesztalany által elvégzett PTOAV teszt jellemző értékeit.

6. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PTOAV eredménye

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 ¹	320	320	640
Correct Targets ²	70	240	310
Correct Foils ³	246	63	309
Correct Trials ⁴	316	303	619
Commission Errors ⁵	4	9	13
Omission Errors ⁶	0	8	8
Correct RT Mean ⁷	628	579	590
Error RT Mean ⁸	0	553	553
RT Mean ⁹	628	578	589
RT SD ¹⁰	75	146	135
Anticipations ¹¹	0	0	0
Multiple Responses ¹²	0	2	2

¹A teljes próbálkozás számértéke.

²A célinger (a fekete négyzet felül helyezkedik el) helyes megválaszolásának számértéke.

³A célinger (a fekete négyzet alul helyezkedik el) helytelen megválaszolásának száma.

⁴A célingerre adott helyes válaszok száma.

⁵A célinger ellentétjére adott helytelen válaszok száma.

⁶Amikor a tesztalany nem reagált a célinger bemutatásakor.

⁷A helyes cél ingerek megválaszolásának reakció ideje.

⁸A célinger ellentétjére adott válasz reakció ideje.

⁹A megválaszolási reakció idő.

¹⁰A megválaszolási reakció idejének szórása.

¹¹Amikor a tesztalany olyan gyorsan reagált a célingerre, hogy az valószínűleg csak „vak találgatás” volt.

¹²Amikor a tesztalany többször is válaszolt a célingerre. A várható eredmény nulla vagy egy alacsony egész.

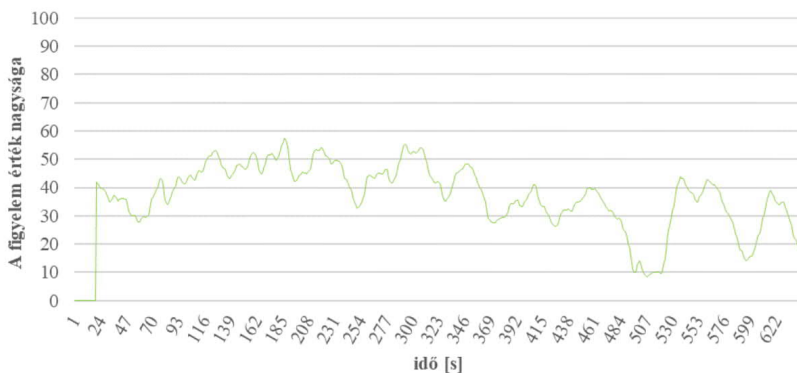
A célingerre adott helyes válasz a teszt első részében 70 egység, a második részében 240 egység, tehát magasabb koncentrációs állapotban mért szinthez képest mindkét időintervallumban romlott a válaszok helyessége. Fáradtabb állapotban a célingerrel ellentétes ingerre adott helyes válaszok száma is csökkenést mutat. Összességében az ingerreakcióra adott válaszok helyessége 96,7%, tehát fáradtabb mentális állapotban a tesztalany gyengébben teljesített. A 13 kommissziós hiba jelentős növekedést jelent, mivel ez magasabb koncentráció szinten 4 egység volt, továbbá az omissziós hiba is számottevően megnőtt. A helyes célingerek

megválaszolásának reakció ideje szintén jelentőségteljes növekedést mutat, ami azt jelenti, hogy fáradtabb állapotban a tesztalany reakcióideje jelentősen romlott a pihentebb állapothoz képest. A célingerekkel ellentétes ábrára is jóval lassabban történt reagálás. Ingertől függetlenül is a vizsgálati személy reakció ideje lassulást jelez. A reakcióidő szórása is jelentős növekedést mutat, tehát a válaszadások reakcióideje nem egyenletesen, hanem ingadozó, ezzel feltételezve egy nagyobb bizonytalanságot is. „Vak találgatás” fáradtabb állapotban sem volt mérhető, azonban előfordult, hogy a tesztalany többször is válaszolt a célingerre.

3.2.9. PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

A 3-16. és 3-17. ábra szemlélteti a vizsgálati személy PTOAV teszt első és második periódusában történt figyelem értékének a változását. Az ábrák metszetek a vizsgálati személy által végrehajtott folyamatos teljesítmény teszt, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztrálja, amelyet a 3-18. ábrán láthatunk.

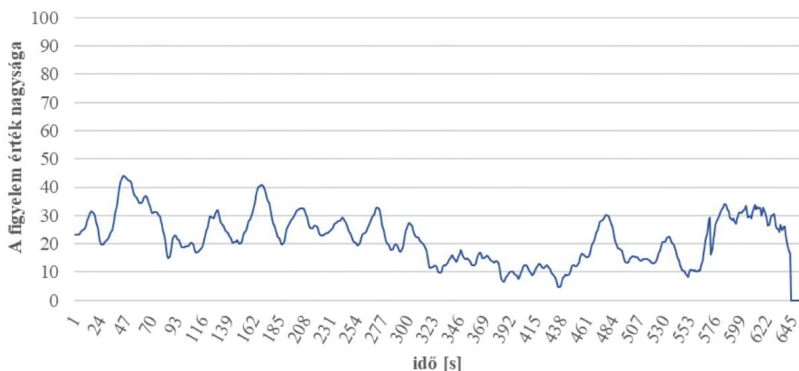
A teszt első szakaszában (3-16. ábra) a vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 37,55 egység volt, amely nagyobb a teszt második szakaszában mért értéknél, illetve az ábrán az is látható, hogy a figyelem szint 10 egységre is leesik, ellenben több alkalommal is megközelítette a 60 egységet és jellemzően kissé 40 egység alatt alakult.



3-16. ábra: PTOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása

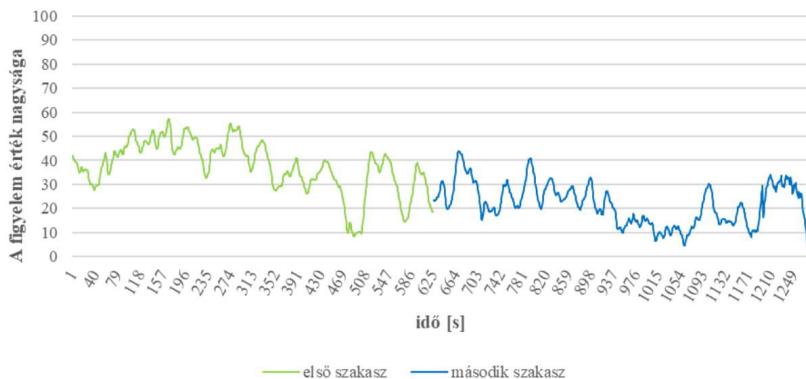
A teszt második szakaszában (3-17. ábra) a vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 21,72 egység, amely kisebb a teszt első szakaszban mért értéknél, továbbá az ábrán az is

megfigyelhető, hogy a figyelem szint többször csökkent 10 egység alá, illetve soha nem volt 45 egységtől nagyobb, jellemzően kissé 20 egység felett alakult.



3-17. ábra: PTOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének változása

A 3-18. ábra a vizsgálati személy által végrehajtott PTOAV, teljes – alacsonyabb koncentráció állapotban mért – figyelem értékét illusztráló ábra, amely szemlélteti az X_a órában végrehajtott PTOAV teszt alatt bekövetkezett figyelem értékének változását. A fentebb lévő ábrához hasonlóan a zöld jelöli a teszt első szakaszát, amíg a kék a második szakaszát. A teljes teszt megközelítőleg 21 percig tartott.



3-18. ábra: PTOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

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 PTOAV teszt eredményeivel, a helyes válaszok, a reakcióidő és annak szórására vonatkozóan.

3.2.10. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PTOAV alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése

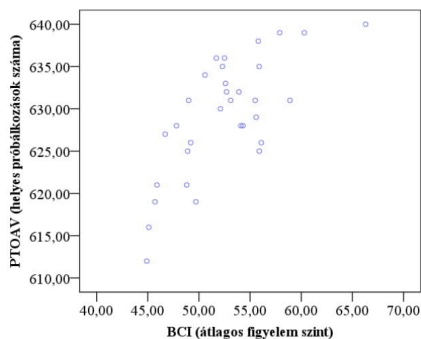
A vizsgálat és kiértékelés további célja, hogy két változó a PTOAV-féle teszt egy kitüntetett eredménye, valamint a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szint közötti összefüggést vizsgáljon. Az előző fejezetekben egy-egy az adott vizsgálat szempontjából jellegzetes kísérleti eredmény részletes 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, a PTOAV teszt eredményei közül egy, a teszt végeredményére legjellemzőbb paraméter segítségével kerültek megállapításra. Az egyes mérési eredmények összefüggésének vizsgálatára Spearman-féle korreláció került használatra két oldali próbával, mivel a BCI változó esetében ordinális skála típus került megállapításra, továbbá az adatok monoton módon változóak.

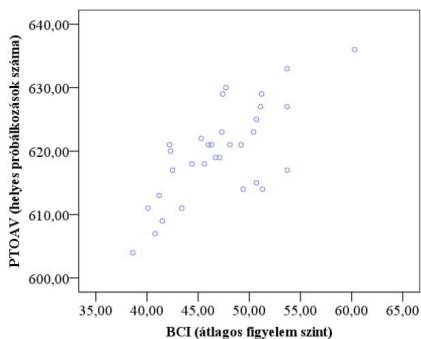
Az eredmények alapján megállapítható, hogy az X_m órákban kapott PTOAV és BCI eredmények szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutatnak (3-19. ábra), ahol $r_s=0,73$ $p<0,01$ (2-oldali). Az X_a órákban kapott PTOAV és BCI eredmények szintén szignifikáns pozitív irányú együtt járást mutatnak (3-20. ábra), ahol $r_s=0,72$ $p<0,01$ (2-oldali).

Továbbá a figyelmet vizsgáló PTOAV-féle tesztek X_m ($M\pm SD=629,16\pm 6,93$; $D(32)=0,105$ $p=0,200$) és X_a ($M\pm SD=619,84\pm 5,92$; $D(32)=0,095$ $p=0,200$) eredmények tekintetében szignifikáns különbség áll fenn $t(31)=13,29$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,29$.

A Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei szerint a figyelmet vizsgáló PTOAV-féle teszt tekintetében a BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns az eltérés ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) az X_m (*Medián*=52,55) és az X_a (*Medián*=47,20) órákban.



3-19. ábra: A X_m órákban kapott PTOAV-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével



3-20. ábra: A X_a órákban kapott PTOAV-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével

A korreláció kiértékelésről részletesebb áttekintést nyújt a 7. táblázat.

7. táblázat: A PTOAV-féle teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára ($N=32$) vonatkozóan.

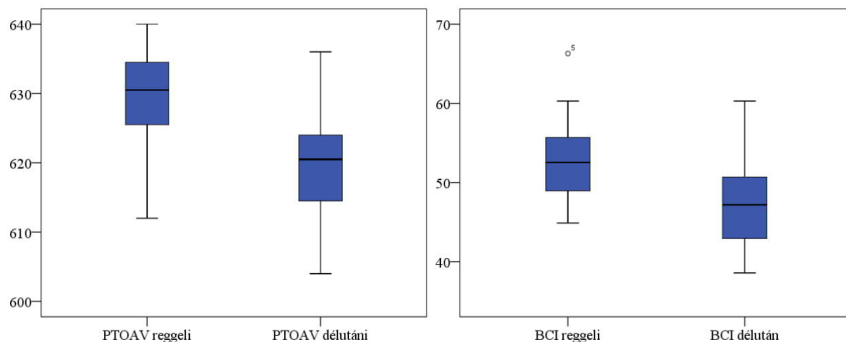
Időszak	Tesztek típusai	$M \pm SD^1$	Korrelációs koefficiens	p -érték
X_m	PTOAV	629,156 \pm 6,933	0,73	<0,01 (2-oldali)
	BCI	52,493 \pm 4,803		
X_a	PTOAV	619,843 \pm 7,445	0,72	
	BCI	47,184 \pm 4,842		

¹A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszainak számtani átlaga.

A 3-21. ábra alapján megállapítható, hogy a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek jobb eredményt értek el, az adatok csoportosulása inkább a medián körül egyenletesen elosztva figyelhető meg, amíg az X_a időpontban minden tekintetben gyengébb eredmények születtek, ráadásul a mediántól az adatok csoportosulása inkább a medián alatt figyelhető meg jobban.

A 3-22. ábra azt mutatja, hogy a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek esetében a BCI rendszer átlagosan magasabb figyelem szintet regisztrált, az adatok csoportosulásai inkább

a medián körül egyenletesen elosztva helyezkednek el. Az X_a órákban a BCI rendszer az átlagos figyelem szintet tekintve, hasonlóan a PTOAV-féle teszt eredményeihez visszaesést mutat, továbbá a mediántól való eloszlás ebben az esetben is egyenletesebb volt.



3-21. ábra: A figyelmet vizsgáló PTOAV-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható a X_m és a X_a eredmények tekintetében

3-22. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható a X_m és a X_a órákban.

Össességében a korreláció alapján meghatározható, hogy az EEG technológiát alkalmazó agyszámítógép interfész által meghatározott átlagos figyelem értékek és az X_m , és az X_a órákban elvégzett figyelmet vizsgáló tesztek eredményei között erős korreláció mutatható ki, amely szignifikáns összefüggést jelez a megfigyelt jellemzők esetében. Következésképpen kijelenthető, hogy a megvalósított BCI rendszer esetében implementált mérési eljárás alternatív vizsgálati módszerként használható a figyelem vizsgálatára felhasznált tesztek alkalmazó mérésekhez viszonyítva. Összehasonlítva a 4. és 7. táblázatban leírtakat megfigyelhető, hogy az X_m órákban a BCI rendszer segítségével meghatározott mérési eredmények, valamint a tesztek átlaga magasabb, amely nagyobb figyelemre, erősebb koncentrációra, összességében éberebb állapotra enged következtetni. Ebből kifolyólag az X_a órák kisebb átlagai, csökkent figyelemre és gyengébb koncentrációra, tehát fáradtabb állapotra utal. Jelentős különbség és eltérés az eredmények szórása tekintetében nem volt meghatározható.

3.2.11. Új tudományos eredmények

Igazoltam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző közéérték pozitív irányú összefüggésben van $r_s=0,693$ $p<0,01$ (2-oldali) és $r_s=0,710$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEBL folyamatos teljesítmény teszt (PCPT) során kapott helyes próbálkozások számával, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-3], [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

- a) Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a figyelmet vizsgáló PCPT-féle tesztek eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=16,16$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,17$ szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-2]

Igazoltam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző közéérték pozitív irányú kapcsolatban van $r_s=0,73$ $p<0,01$ (2-oldali) és $r_s=0,72$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEBL éberségi figyelem teszt (PTOAV) során kapott helyes próbálkozások számával, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

- a) Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a figyelmet vizsgáló PTOAV-féle tesztek eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=13,29$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,29$ szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-2]

3.3. Memorizálás elemzésén alapuló vizsgálat

A következőkben a BCI rendszer által meghatározott figyelem érték és a PEBL környezetben implementált PCorsi és PEBbinghaus memorizálás tesztek eredménye kerül összevetésre, elemzésre egy X_m , vélhetően éberebb és egy X_a , vélhetően fáradtabb mentális állapotban.

3.3.1. PCorsi alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A vizsgálat sorozat harmadik lépéseként a PCorsi teszt került lefolytatásra. A teszt végeztével generált riportok különböző fogalom magyarázatai a 8. táblázat alatt találhatóak, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák, továbbá ugyanez a táblázat szemlélteti az egyik, X_m órákban rögzített, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentráció szinttel bírt vizsgálati személy által elvégzett PCorsi teszt jellemző értékeit.

8. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PCorsi összefoglaló eredménye

The PEBL Corsi Blocks Test, Version 0.2	
Block Span ¹	8
Total Score ²	104
Total Correct Trials ³	13
Memory Span ⁴	7,5

¹A kockák blokk mérete.

²Az elért pontszám érték.

³A helyes próbálkozások száma.

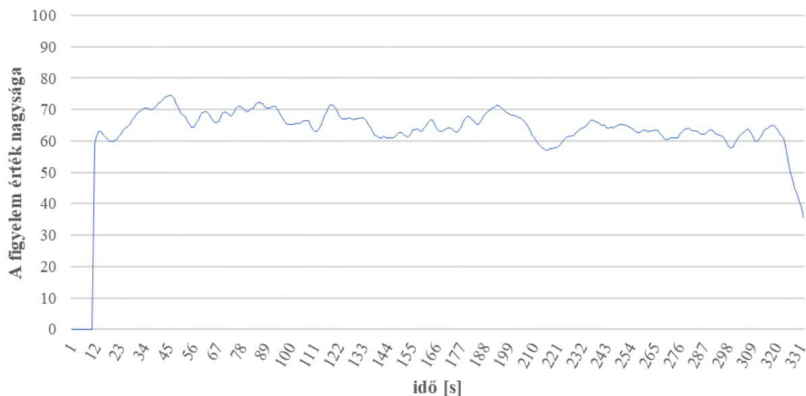
⁴A rövid távú memória terjedelme.

A kísérletet végző vizsgálati személy teljes pontszám értéke 104. A helyes próbálkozások száma 13 darab, így a 13. próbálkozásnál az alany még képes volt a négyzetek helyes sorrendjének visszaidézésére. A tesztalany eljutott addig a pontig, amikor 8 véletlenszerű sorrendben felvillanó négyzet sorrendjét, legfeljebb egyszer, képes volt azt, helyes sorrendben visszaidézni. A teszt végeztével megállapítható, hogy a vizsgálati személy rövidtávú memória terjedelme 7,5 tétel.

3.3.2. PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában az X_m órákban a BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

A 3-23. ábra szemlélteti a vizsgálati személy teljes átlagos figyelem szint értékét. A figyelem érték átlaga 65,09 egység, továbbá az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint alig

csökkent 60 egység alá, ellenben több alkalommal is átlépte a 70 feletti egységet és jellemzően kissé 65 egység felett alakult.



3-23. ábra: PCorsi teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

3.3.3. PCorsi alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A 9. táblázat tartalmazza ugyanazon vizsgálati személy X_a órákban elvégzett PCorsi teszt eredményét.

9. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PCorsi eredménye

The PEBL Corsi Blocks Test, Version 0.2	
Block Span ¹	6
Total Score ²	54
Total Correct Trials ³	9
Memory Span ⁴	5,5

¹A kockák blokk mérete.

²Az elért pontszám érték.

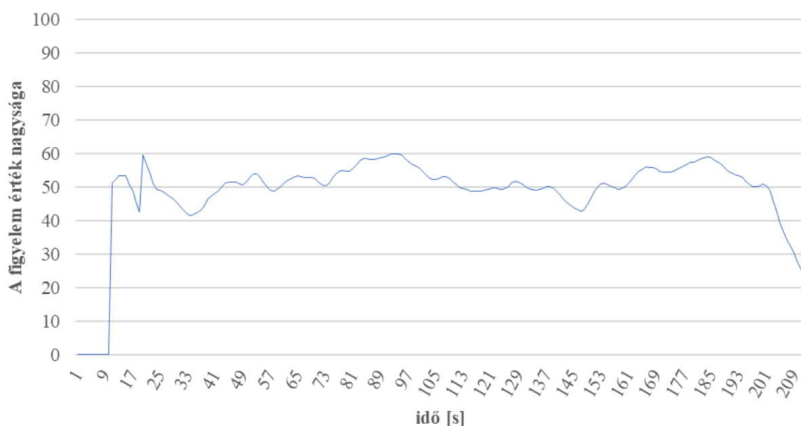
³A helyes próbálkozások száma.

⁴A rövid távú memória terjedelme.

Az előző teszt eredményéhez képest a kísérletet végző vizsgálati személy teljes pontszám értéke 54 egység, ez jelentős visszaesést mutat, az X_m 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. Az X_a órákban ez 5,5 egység.

3.3.4. PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában a X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

A 3-24. ábra szemlélteti a vizsgálati személynél mért teljes átlagos figyelem szint értékét. A vizsgálati személy figyelem értékek átlaga 50,87 egység, továbbá az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint többször megközelítette a 40 egységet, továbbá csak néhány alkalommal érte el 60 egységet és jellemzően kissé 50 egység felett alakult.



3-24. ábra: PCorsi teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

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

3.3.5. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PCorsi alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése

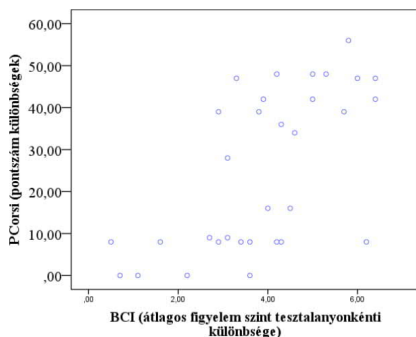
A vizsgálat és kiértékelés további célja, hogy két változó a PCorsi teszt egy kitüntetett eredménye, valamint a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szint közötti összefüggést vizsgáljon. Az előző fejezetekben egy-egy az adott vizsgálat szempontjából jellegzetes kísérleti eredmény részletes elemzése és kiértékelése alapján az eredmények között számos összefüggés volt megállapítható. A kapott teszt és a BCI rendszer által szolgáltatott mérési eredmények közötti összefüggések, kapcsolatok a teljes mintán, vagyis az összes teszt alanyon végzett kísérletek alapján állapítható meg és értékelhető ki.

A kapcsolatok erősségei, a PCorsi teszt eredményei közül egy, a teszt végeredményére legjellemzőbb paraméter segítségével kerültek megállapításra. Az egyes mérési eredmények összefüggésének vizsgálatára Spearman-féle korreláció került használatra két oldali próbával, mivel a BCI változó esetében ordinális skála típus került megállapításra, továbbá az adataink monoton módon változóak.

A teszt során az X_m és X_a eredmények tesztalanyonkénti különbsége került kiértékelésre azért, hogy a tanulás tesztek eredményeiben az egyéni képességébéli különbségek ne játszanak szerepet, csak az X_m és X_a órákban eltérő figyelem nagysága. A memorizálás eredményességét vizsgáló PCorsi teszt során az éberebb és fáradtabb állapotban végzett vizsgálat eredményeinek változását összehasonlítva a BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének változásával megállapítható, hogy szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat (3-25. ábra), ahol $r_s=0,630$ $p<0,01$ (2-oldali).

Továbbá a rövidtávú memóriát vizsgáló PCorsi-féle tesztek X_m ($Mdn=96$; $D(32)=0,406$ $p<0,01$ (2-oldali)) és X_a ($Mdn=88$; $D(32)=0,241$ $p<0,01$ (2-oldali)) eredmények tekintetében szignifikáns eltérés áll fenn ($T=0$ $Z=-4,64$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,83$).

A Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei szerint a rövidtávú memóriát vizsgáló PCorsi-féle teszt alatt a BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns az eltérés ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) az X_m (*Medián*=54,35) és az X_a (*Medián*=50,10) órákban.



3-25. ábra: A PCorsi teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint különbségeinek értékével

A korreláció kiértékelésről részletesebb áttekintést nyújt a 10. táblázat.

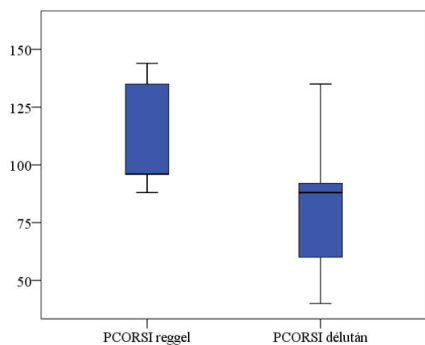
10. táblázat: A PCorsi teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára ($N=32$) vonatkozóan.

Időszak	Tesztek típusai	$M \pm SD^1$	Korrelációs koefficiens	p -érték
$X_m - X_a$	PCorsi	24,875 \pm 3,353	0,63	<0,01 (2-oldali)
	BCI	3,884 \pm 1,587		

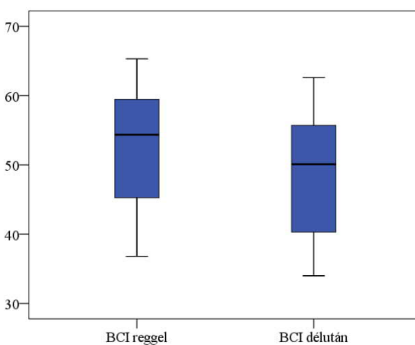
¹A tesztalanyok célingerekre adott helyes válasz különbségének számtani átlaga

A 3-26. ábra alapján megállapítható, hogy az alsó és felső kvartiliseket a két kondíciót összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek jobb eredményt értek el, az adatok csoportosulása inkább a medián felett figyelhető meg, amíg az X_a időpontban minden tekintetben gyengébb eredmények születtek, ráadásul a mediántól az adatok csoportosulása inkább a medián alatt figyelhető meg jobban.

A 3-27. ábra mutatja, hogy az alsó és felső kvartiliseket a két kondíciót összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek esetében a BCI rendszer átlagosan magasabb figyelem szintet regisztrált, az adatok csoportosulása kissé a medián alatt figyelhető meg. Az X_a órákban a BCI rendszer az átlagos figyelem szintet tekintve, hasonlóan a PCorsi-féle teszt eredményeihez, visszaesést mutat, továbbá az adatok csoportosulása inkább medián alatti.



3-26. ábra: A figyelmet vizsgáló PCorsi-féle tesztek eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható az X_m és az X_a eredmények tekintetében



3-27. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható az X_m és az X_a órákban.

3.3.6. PEbbinghaus alapú kísérlet X_m órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A vizsgálat sorozat negyedik és egyben utolsó lépéseként a PEbbinghaus teszt került lefolytatásra. A teszt végeztével generált riportok különböző fogalom magyarázatai a 11. táblázat alatt találhatóak, amelyek elsősorban az angol kifejezések magyarra történő szakmai fordítását és azok jelentését tartalmazzák, továbbá ugyanez a táblázat szemlélteti az egyik, X_m órákban rögzített, véletlenszerűen kiválasztott, jobb teszteredményt adó, vagyis magasabb koncentráció szinttel bírt vizsgálati személy által elvégzett PEbbinghaus teszt jellemző értékeit.

11. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PEbbinghaus teszt összefoglaló eredménye

subNum ¹	trial ²	corr ³	list ⁴	resplis ⁵	corroder / resp ⁶	rounds ⁷	abstime ⁸	rt ⁹
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

¹A vizsgálati személy sorszáma.

²A lista azonosítója.

³Az eredeti lista szótagjainak helyes sorrendben visszaadott számértéke.

⁴Az eredeti lista helyes sorrendje.

⁵A vizsgálati személy által visszaadott lista sorrendje.

⁶A kijelzőn felvillant szótagok helyes sorrendbelisége.

⁷A tesztalany azon próbálkozásának mennyisége, amely során a helyes sorrendet próbálta meg felidézni egy adott lista szótagjaira vonatkozóan.

⁸A teszt megkezdése és befejezése között eltelt időmennyiség, az abszolút idő számértéke.

⁹Az egyes próbálkozások között eltelt idő mennyiség, a relatív idő számérték.

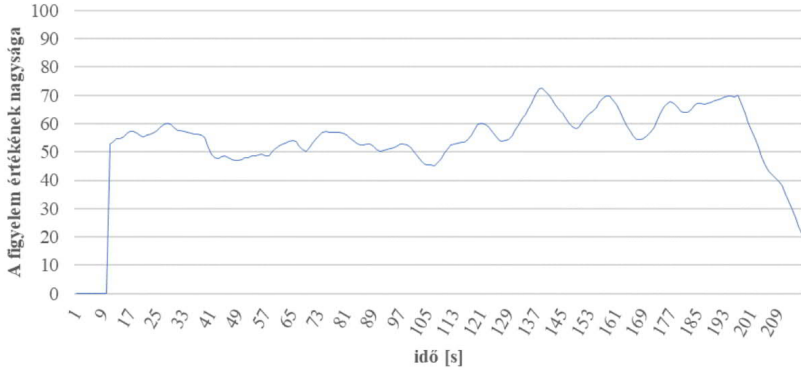
A kísérletet végző vizsgálati személy előtt első alkalommal a MOB, NIT, LAP, FIN, TAD, TIC, WOW és SIN szóhármass listája villant fel a kijelzőn. Ebből a sorrendből a tesztalany 6 listaelemet volt képes helyes sorrendben visszaidézni, amely esetben a reakció idő 20684 ms volt. A teszt következő periódusában 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 felidézésére. 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 ms volt, amely során a teszt alany valószínűleg kevésbé átfogott válaszokat adott. Az adott listára vonatkozó második és harmadik periódusnál a tesztalany sikeresen visszaidézte a második lista helyes sorrendjét, azonban a reakcióidő tekintetében, 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.

3.3.7. PEbbinghuas alapú kísérlet vonatkozásában a X_m órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

A 3-28. ábra szemlélteti a vizsgálati személynél mért teljes átlagos figyelem szint értékét. A vizsgálati személy figyelem értéknek átlaga 55,98 egység, továbbá az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint alig csökkent 50 egység alá, illetve több alkalommal is átlépte a 60 feletti egységet és jellemzően kissé 55 egység felett alakult.



3-28. ábra: PEbbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

3.3.8. PEbbinghaus alapú kísérlet X_a órákban mért eredményeinek interpretálása véletlenszerű mintavétel segítségével

A 12. táblázat szemlélteti ugyanazon vizsgálati személy által X_a időpontban elvégzett PEbbinghaus teszt eredményét.

12. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PEbbinghaus teszt összefoglaló eredménye

subNum ¹	trial ²	corr ³	list ⁴	resplist ⁵	corrdorder / resp ⁶	rounds ⁷	abstime ⁸	rt ⁹
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

¹A vizsgálati személy sorszáma.

²A lista azonosítója.

³Az eredeti lista szótagjainak helyes sorrendben visszaadott számértéke.

⁴Az eredeti lista helyes sorrendje.

⁵A vizsgálati személy által visszaadott lista sorrendje.

⁶A kijelzőn felvillant szótagok helyes sorrendbelisége.

⁷A tesztalany azon próbálkozásának mennyisége, amely során a helyes sorrendet próbálta meg felidézni egy adott lista szótagjaira vonatkozóan.

⁸A teszt megkezdése és befejezése között eltelt időmennyiség, az abszolút idő számértéke.

⁹Az egyes próbálkozások között eltelt idő mennyiség, a relatív idő számérték.

A PEBbinhaus 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 az X_m értékekhez képest. A második visszaidézési periódusban a teszt alany továbbra sem volt képes teljes pontossággal visszaemlékezni a helyes listasorrendre, annak ellenére sem, hogy a reakcióidő magasabb értéket mutat, mint az X_m időpontban végzett PEBbinghaus 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 az X_m , feltehetően pihentebb állapotban mértekhez képest.

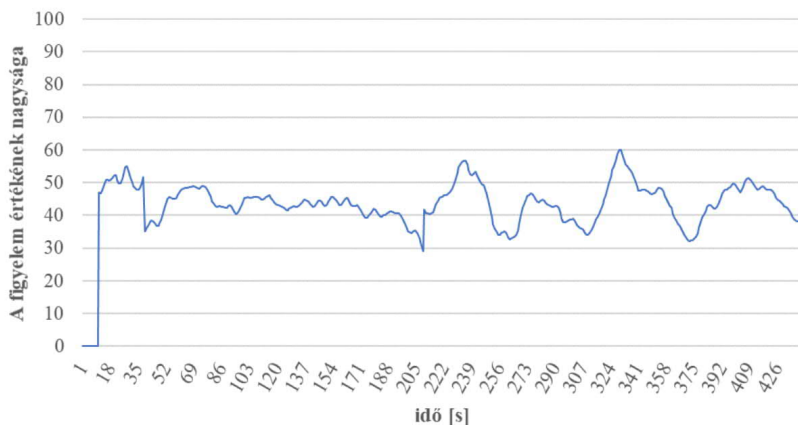
Összességében elmondható, hogy az első teszt periódus, első szekvenciájához képest a második teszt periódus első szekvenciájában a válaszok helytelenségében és reakció idejében jelentősen visszaesés mutatható ki. Az első sikeres szekvenciát követően a következő listaelemek jelentek meg a kijelzőn: YEN, NIL, DAD, SAP, TAR, BUN, FIT, HOT. A második szekvencia során kapott eredmények szintén romlást mutatnak az X_m 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 második teszt periódus összegzéseként elmondható, hogy a vizsgálati személy az X_a , feltehetően alacsonyabb

átlagos figyelmi szint mellett, fáradtabb mentális állapotban, több gondolkodási idő ellenére is rosszabbul teljesített, az X_m feltehetően éberebb állapotban mértekhez képest.

3.3.9. PEbbinghaus alapú kísérlet vonatkozásában az X_a órákban BCI rendszer segítségével mért eredmények interpretálása véletlenszerű mintavétel útján

A 3-29. ábra szemlélteti a vizsgálati személynél mért teljes átlagos figyelem szint értékét. A figyelem értékek átlaga 48,1 egység, továbbá az ábrán az is megfigyelhető, hogy a figyelem szint többször megközelítette a 30 egységet, illetve csak néhány alkalommal érte el az 50 egység feletti értéket, valamint jellemzően kissé 50 egység alatt alakult.



3-29. ábra: PEbbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke

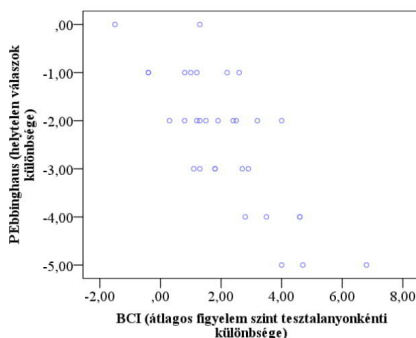
Összességében az eredményekből látható, hogy az X_a órákban a teszt eredmények rosszabbak és ezzel összhangban a figyelem átlagos értékek alacsonyabbak voltak, mely a két teszt között a várt kapcsolatot adta.

3.3.10. Teljes mintán a BCI rendszer segítségével mért PEbbinghaus alapú kísérlet vonatkozásában végzett eredmények kiértékelése

A vizsgálat és kiértékelés további célja, hogy két változó a PEbbinghaus teszt egy kikutatott eredménye, valamint a BCI rendszer által szolgáltatott átlagos figyelem szint közötti összefüggést vizsgáljon. 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, a PEBbinghaus teszt eredményei közül egy, a teszt végeredményére legjellemzőbb paraméter segítségével kerültek megállapításra. Az egyes mérési eredmények összefüggésének vizsgálatára Spearman-féle korreláció került használatra két oldali próbával, mivel a BCI változó esetében ordinális skála típus került megállapításra, továbbá az adataink monoton módon változóak. A teszt során az X_m és X_a eredmények tesztalanyonkénti különbsége került kiértékelésre azért, hogy a tanulás tesztek eredményeiben az egyéni képességébéli különbségek ne játszanak szerepet, csak az X_m és X_a órákban eltérő figyelem nagysága.

A rövidtávú memória hatékonyságát vizsgáló PEBbinghaus teszt során az éberebb és fáradtabb állapotban végzett vizsgálat eredményeinek változását összehasonlítva a BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének változásával megállapítható, hogy szignifikáns negatív irányú összefüggést mutat (3-30. ábra), ahol $r_s = -0,71$ $p < 0,01$ (2-oldali).



3-30. ábra: A PEBbinghaus teszt eredménye szignifikáns negatív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint különbségeinek értékével.

A korreláció kiértékelésről részletesebb áttekintést nyújt a 13. táblázat.

13. táblázat: A PEBbinghaus teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára ($N=32$) vonatkozóan.

Időszak	Tesztek típusai	$M \pm SD^1$	Korrelációs koefficiens	p -érték
$X_m - X_a$	PEBbinghaus	$-2,375 \pm 1,385$	-0,71	<0,01 (2-oldali)
	BCI	$2,141 \pm 1,724$		

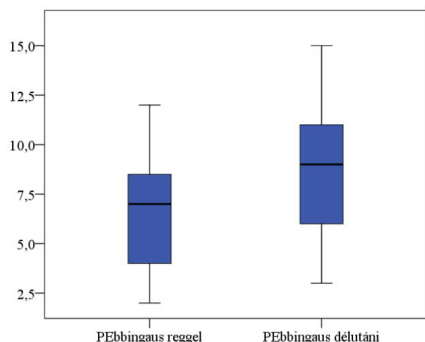
¹A tesztalanyok célingerekre adott helyes válaszainak különbség átlaga

Továbbá a rövidtávú memóriát vizsgáló PEBbinghaus-féle teszt esetében az X_m ($M \pm SD = 6,47 \pm 2,76$; $D(32) = 0,108$ $p = 0,200$) és az X_a ($M \pm SD = 8,84 \pm 3,16$; $D(32) = 0,097$ $p = 0,200$) eredmények között szignifikáns különbség $t(31) = -9,70$ $p < 0,01$ (2-oldali), $d = 0,40$ volt kimutatható.

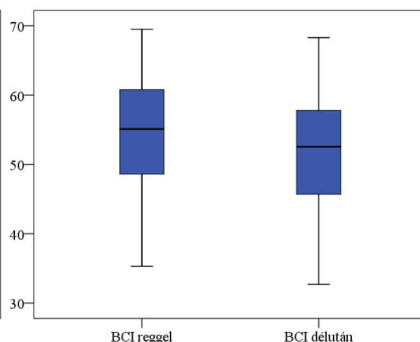
A Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei szerint a PEBbinghaus-féle teszt tekintetében a BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között is szignifikáns az eltérés ($T = 6,17$ $Z = -4,59$ $p < 0,01$ (2-oldali) $r = 0,81$) az X_m ($Mdn = 55,10$) és az X_a ($Mdn = 52,55$) órákban.

A 3-31. ábra mutatja, hogy a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek kevesebbet hibáztak, az adatok csoportosulása inkább a medián alatt figyelhető meg, amíg az X_a időpontban minden tekintetben gyengébb eredmények születtek, továbbá a mediántól az adatok csoportosulása ebben az esetben is a medián alatt figyelhető meg jobban.

A 3-32. ábra mutatja, hogy a mediánok az alsó és felső kvartiliseket összehasonlítva eltérnek, összességében jól látható, hogy az X_m időpontban a vizsgálati személyek esetében a BCI rendszer átlagosan magasabb figyelem szintet regisztrált, az adatok a medián körül egyenletesen elosztva helyezkednek el. Az X_a órákban a BCI rendszer az átlagos figyelem szintet tekintve, hasonlóan a PEBbinghaus-féle teszt eredményeihez, visszaesést mutat, továbbá az adatok csoportosulása inkább medián alatti.



3-31. ábra: A rövidtávú memóriát vizsgáló PEBbinghaus-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható az X_m és az X_a eredmények tekintetében



3-32. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható az X_m és az X_a órákban

PCorsi teszthez hasonlóan kimutatható, hogy az éberebb és fáradtabb állapotban végzett PEBbinghaus tanulási teszt eredményeinek megváltozása és a BCI rendszer által meghatározott, a figyelemi szintre jellemző középérték változása egymással összefüggésben van. PEBbinghaus teszt esetén a korreláció nagysága azért negatív, mert 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 10. és 13. táblázat szerinti statisztikai elemzés alapján a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték nagyságából tehát következtetni lehet a PCorsi kocka és a PEBbinghaus memorizálás, tanulás tesztek várható eredményességére, következőképp a vizsgált tesztalany pillanatnyi tanulási képességére.

A korreláció alapján kijelenthető, hogy az EEG technológiát alkalmazó agy-számítógép interfész által meghatározott átlagos figyelem értékek és az X_m , és az X_a órákban elvégzett figyelmet és memorizálást vizsgáló tesztek eredményei között erős, 0,7 körüli korreláció mutatható ki, amely szignifikáns összefüggést jelez a megfigyelt jellemzők esetében. Következőképpen meghatározható, hogy a megvalósított BCI rendszer esetében implementált mérési eljárás alternatív vizsgálati metódusként használható a figyelem vizsgálatára felhasznált tesztek alkalmazó mérésekhez viszonyítva. A BCI eredményeket leíró táblázatok PCPT és PTOAV tesztek tekintetében az összevetéséből megfigyelhető, hogy az X_m órákban a BCI rendszer segítségével meghatározott mérési eredmények, valamint a tesztek átlaga magasabb, amely nagyobb figyelemre, erősebb koncentrációra, összességében éberebb állapotra enged következtetni. Ebből kifolyólag az X_a órák kisebb átlagai, csökkent figyelemre és gyengébb koncentrációra, tehát fáradtabb állapotra utal. Jelentős különbség és eltérés az eredmények szórása tekintetében nem volt meghatározható.

Ahhoz, hogy az EEG headset a kutatásban felhasználható legyen, meg kellett oldani az eszköz által regisztrált EEG jelek kiolvasását, így a headset által mért adatok elemzéséhez szükséges egy olyan szoftver implementálása, mely a jelek feldolgozásán túlmenően az információkat megjeleníti és a további feldolgozáshoz tárolja is. A következő főfejezetben a kutatás elvégzéséhez nélkülözhetetlen BCI szoftver megvalósításának fázisai kerülnek bemutatásra.

3.3.11. Új tudományos eredmények

Az elvégzett Corsi kocka memorizálás teszt, valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények kiértékelése alapján igazoltam, hogy a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték alkalmas a rövid távú memorizálás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-1] [HF-9], [HKNYR-4], [HKF-8]

- a) Bebizonyítottam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása pozitív irányú kapcsolatban van $r_s=0,630$ $p<0,01$ (2-oldali) a PCorsi memória teszt során a helyes próbálkozások számának változásával. [HF-1]
- b) Bebizonyítottam, hogy a Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei alapján az X_m és X_a adatsorok tekintetében szignifikáns eltérés áll fenn mind a PCorsi-féle teszt eredményei ($T=0$ $Z=-4,64$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,83$), mind pedig a PCorsi-féle teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által átlagos figyelem szint eredményei között ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$). [HF-1]

Az elvégzett Ebbinghaus ismétléses tanulás teszt, valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények statisztikai kiértékelése alapján igazoltam, hogy a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték alkalmas a figyelemtől függő ismétléses tanulás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-1], [HF-9], [HKNYR-4], [HKF-8]

- a) Bebizonyítottam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása negatív irányú kapcsolatban van $r_s=-0,71$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEbbinghaus tanulás teszt során kapott hibás próbálkozások számának változásával. [HF-1]
- b) Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a rövidtávú memóriát vizsgáló Ebbinghaus-féle teszt eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=-9,70$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=0,40$, szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=6,17$ $Z=-4,59$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,81$). szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-1]

4. Vizsgálatok elvégzéséhez alkalmazott BCI rendszer

Az aktuális fejezetben bemutatásra kerül az előző fejezetben részletezett vizsgálatok elvégzéséhez alkalmazott rendszer kidolgozása, a szoftverének implementálása. A rendszer kialakításához a 2.4.5.2 fejezetben ismertetett TGAMI alapú EEG headset került felhasználásra, az EEG headset által küldött információk feldolgozása és vizuális megjelenítése, illetve adatbázisba mentése egy magas szintű programozási nyelv alkalmazásával került megvalósításra.

4.1. Feladat- és követelmény specifikáció

A rendszer kidolgozásának igen fontos lépése a követelmények feltárása, mivel ebben a fázisban vétett hibák a tervezés és implementációs szakaszban sokszor az alkalmazással szemben végzetes problémákhoz vezethet. A kialakítandó adatfeldolgozó egységgel szemben az alábbi alapvető követelmények kerültek megfogalmazásra:

- fogadni tudja az EEG headset által vezeték nélküli (Bluetooth soros port) csatornán küldött adatokat;
- legyen képes ellenőrizni, hogy az adatátvitel során történt-e zavarjel okozta hiba;
- az EEG headset adatainak feldolgozásával legyen képes az agyhullám erősségek és a figyelem szintjének időbeli megjelenítésére és azok adatbázisban történő eltárolására a későbbi vizsgálatok céljából.

4.2. A fejlesztés során alkalmazott technológiák és eszközök

A követelmények meghatározását követően ki kellett választanom azokat a technológiákat és eszközöket, amelyek segítségével megvalósításra kerül az alkalmazást.

4.2.1. A célplatform meghatározása

Az adatfeldolgozáshoz és kiértékeléshez felhasznált hordozható számítógépen Windows operációs rendszer futott. A közel múltban az alkalmazások gördülékenyebb fejlesztéséhez a Microsoft létrehozott egy új absztrakciós réteget, a .NET keretrendszert, amelynek számos függvénykönyvtára létezik, ráadásul azokat könnyen beépíthetjük az alkalmazásunkba, megvalósítva ezzel a kód újrafelhasználhatóságot. A megvalósítandó alkalmazás tekintetében ügyelni kell arra, hogy a minél újabb függvénykönyvtárak használata mellett egyre újabb Windows verziók lesznek képesek csak a futtatásra. Mivel az értekezés írásának pillanatában még a hivatalosan támogatott legrégebbi Windows verzió a 7-es, a .NET keretrendszer 4-es fő

verzióját választottam. A Microsoft vastag kliens alapú, grafikus alkalmazás fejlesztéséhez több lehetőséget is kínál (létrejöttük időrendi sorrendjében):

- Windows Forms Application (WinForms);
- Windows Presentation Foundation (WPF);
- Universal Windows Platform (UWP).

Mivel a felsoroltak közül a legújabb technológia az UWP, ezért fontolóra vettem az alkalmazását is. A rendszer kidolgozását mind WPF mind UWP alapon elvégeztem, azonban a tapasztalatok alapján a WPF alapú változatot véglegesítettem, elsősorban a megírandó C# kód támogatottsága, átláthatósága, egyszerűsége, funkcionalitása, a vektorgrafikus felületi elemek jól skálázódása, megjelenítésének hardveres gyorsítása miatt.

4.2.2. Fejlesztőkörnyezet kiválasztása

A célplatform és az alkalmazni kívánt technológiák meghatározását követően ki kellett választanom azt a fejlesztő környezetet, amely a korábbi megkötéseket a legjobban kielégíti. Windows operációs rendszer alatt 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. Ráadásul, ha szükséges a fejlesztő környezetbe épített úgynevezett NuGet Package csomagkezelő alkalmazással lehetőség nyílik más kódok integrálására.

4.2.3. Adatbázis motor kiválasztása

Mivel az alkalmazásnak képesnek kellett lennie a feldolgozott adatok adatbázisban történő eltárolására, szükségessé vált egy megfelelő adatbázismotor kiválasztása. Manapság leginkább az Oracle, MySQL és a Microsoft SQL Server-t (MSSQL) használják, azonban ezek közül csak a legutóbbi mögött áll egy elég nagy cég, ahhoz, hogy az üzemeltetés probléma mentes legyen, mindamellett már a célplatform és fejlesztő környezet esetében is a Microsoft által készített terméket választottam, ezért ebben az esetben a felsorolásban szereplő legutóbbi adatbázis motort, valamint kliens eszközként az SQL Server Managment Studio-t alkalmaztam.

4.2.4. ADO.NET Entity Framework és LINQ

A .NET keretrendszer több lehetőséget is kínál az adatbázisok kezeléséhez, amelyek közül én az entitás alapú objektumrelációs modell-t (*ADO.NET Entity Framework*) használtam, amely biztosítja az adatbázis-információk leképzését paraméterezhető objektumorientált szerkezetre.

Az alkalmazás és az adatbázis közötti kommunikáció megvalósításához egy köztes réteget használtam *Database-First* (adatbázis alapján) megközelítéssel, mivel ez lehetővé teszi, hogy a már meglévő adatbázisból képezzük le az entitás modelleket. Ennek eredménye, hogy az adatbázis táblái osztályok vagy más néven entitások lesznek, valamint az adattábla mezők megfelelő típusú *property*-k. Így a fejlesztés során ezeket az elemeket felhasználva képes voltam az adatbázisban tárolt adatokra hivatkozni, ráadásul lehetőségem volt a dinamikus adatbetöltésre, valamint az aszinkron adatkezelésre is. Az adatmanipulációt, nem a hagyományos, SQL *query*-kkel végeztem, hanem az objektumorientált paradigmához közelebb álló, a nyelvbe beágyazott lekérdezésekkel, úgynevezett LINQ-val (*Language Integrated Query*).

4.2.5. Tervezési minta

A tervezési minták alkalmazásával hatékonyabbá és átláthatóbbá tehetjük a fejlesztést, a kódokat jól definiálható részegységekre bonthatjuk, amelynek eredménye a rendezettebb kódbázis, a könnyebb tovább fejlesztés és karbantarthatóság. Az elmúlt években a fejlesztők jó néhány architektúrális mintát dolgoztak ki. Ilyenek például az MVC (*Model-View-Controller*), MVP (*Model-View-Presenter*) vagy az MVVM (*Model-View-ViewModel*). Mivel az MVVM architektúrális minta az MVC és az MVP továbbfejlesztése és további ajánlásokkal rendelkezik, ráadásul specifikusabb elrendezést is követel meg, ahol a nézetben a lehető legkevesebb logika van, és ennek a szigorúbb szabályoknak köszönhetően egyértelműen látszódnak az alkalmazás rétegei, ezért a továbbiakban ezzel a módszertannal dolgoztam tovább. A megvalósítandó alkalmazás a következő három fő komponensből épül fel:

- Model (Modell): Ategyeségek, entitás osztályok, az alkalmazás ezekkel az adatokkal dolgozik.
- View (Nézet): A képernyőn megjeleníteni kívánt felületeket tartalmazza.
- ViewModel (Nézetmodell): Az üzleti logikát megvalósító rész, amely egyfajta kapcsolatot, összeköttetést biztosít a felület és a modell között.

Miután kiválasztottam a fejlesztéshez leginkább illő MVVM tervezési mintát, a következő lépés volt a gyakorlatban történő felhasználása.

4.3. Tervezés

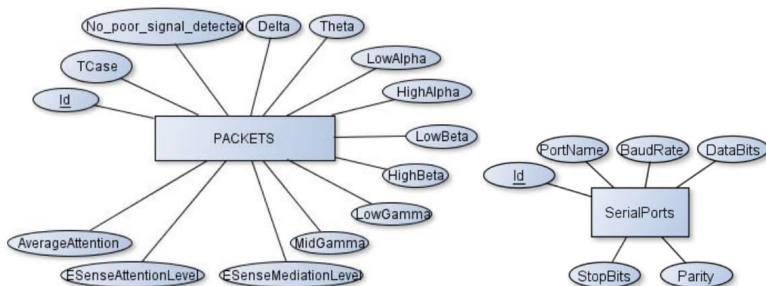
A fejlesztői környezet megválasztása, és a követelmények megismerése után a fejlesztés következő lépcsője a tervezés, amely során figyelembe kell venni a szerkezeti alternatívákat,

illetve elemezni kell a felmerülő megoldásokat, majd ki kell dolgozni a rendszer tervének egy megoldását. A tervezés végeztével szükségessé válik a terv validációja, majd azokat a terveket kell kidolgozni, amelyek az implementációra vonatkoznak. [116]

A követelmények meghatározását követően létrehoztam a megvalósítandó szoftver struktúrákat, adatszerkezeteket és algoritmus leírásokat. A program megtervezése során iteratív módon feltárára kerültek az egyes megvalósítási alternatívák, és ez alapján a legmegfelelőbb megvalósítás került kiválasztásra, továbbá folytonos visszalépéseket tettem korábbi tervek javítására. A tervezés során megalkotásra került többek között a rendszer logikai terve, valamint a statikus, dinamikus és eset modellek, melyek a rendszer megvalósításának vázát adják. Az alábbiakban egy rövid összefoglalót olvashatunk a tervezés folyamatáról. Fontos megjegyezni, hogy területi korlátok miatt kizárólag egy-egy tervezési állomás csak egy kis szeletét prezentálom a disszertációban.

4.3.1. Adatbázis megtervezése

Mivel az adatbázis tervezés egyik legrégebbi, jól bevált eszköze az egyed-kapcsolat modell (E/K modell) és a megvalósítandó alkalmazás, a követelmények és a kommunikációs protokoll ismeretében, nem kíván nagy bonyolultságú adatbázist, így ezt a modellt alkalmaztam. Az első esetben az egyedhalmaz a PACKETS, valamint az egyedhalmaz egyedeit jellemző tulajdonságok olyan kulcs és egyszerű attribútumok, amelyek nagy része az adatkommunikáció során megkapott adatsomagban megtalálhatók. A második esetben az egyedhalmaz a SERIALPORTS, illetve az egyedeket leíró tulajdonságok a soros kommunikáció adatai. A 4-1. ábra szemlélteti a két egyedhalmaz E/K modelljét.



4-1. ábra: Packets és SerialPorts E/K modell

Mivel az egyedhalmazoknak relációt feleltetünk meg, valamint a reláció attribútumai az egyedhalmaz attribútumai, ezért az alábbi két relációs modell állítható elő:

PACKETS(Id, TCase, No_poor_signal_detected, Delta, Theta, LowAlpha, HighAlpha, LowBeta, HighBeta, LowGamma, MidGamma, ESenseAttentionLevel, ESenseMediationLevel, AverageAttentionLevel)

SERIALPORTS(Id, PortName, BaudRate, DataBits, Parity, StopBits)

Ugyan a relációs adatbázisok egyik kulcs folyamata a normalizálás, a létrejött relációk kapcsolat nélkülisége és egyszerűsége végett eltekintettem tőle. A 14. és 15. táblázat mutatja a létrehozott adattáblákat.

14. táblázat: Packets adattábla

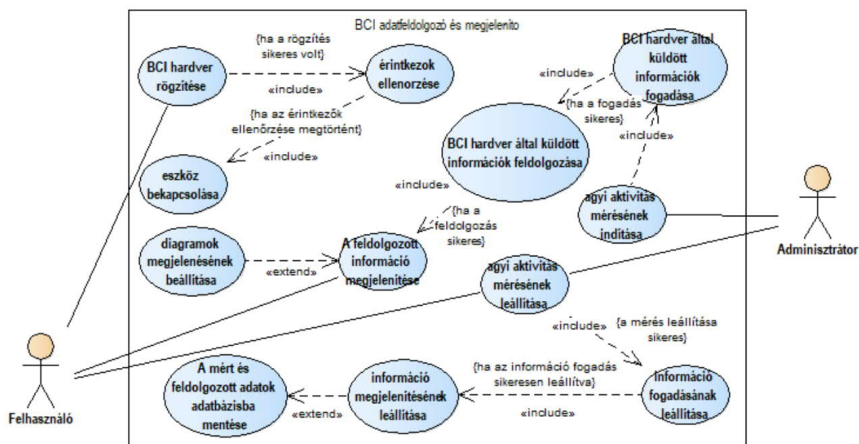
Mező neve	Mező típusa	Leírás
Id	INT	Elsődleges kulcs
TCase	VARCHAR(8)	Tesztetes szám
No_poor_signal_detected	INT	Jelminőség
Delta	INT	Delta agyhullámok nagysága
Theta	INT	Theta agyhullámok nagysága
LowAlpha	INT	Alacsony alfa agyhullámok nagysága
HighAlpha	INT	Magas alfa agyhullámok nagysága
LowBeta	INT	Alacsony béta agyhullámok nagysága
HighBeta	INT	Magas béta agyhullámok nagysága
LowGamma	INT	Alacsony gamma agyhullámok nagysága
MidGamma	INT	Közepes gamma agyhullámok nagysága
ESenseMediationLevel	INT	Nyugalmi szint nagysága
ESenseAttentionLevel	INT	Figyelem szint nagysága
AverageAttention	INT	Átlagos figyelem szint nagysága

15. táblázat: SerialPorts adattábla

Mező neve	Mező típusa	Leírás
Id	INT	Elsődleges kulcs
PortName	VARCHAR(64)	A port neve
BaudRate	INT	A port sebessége
DataBits	TINYINT	Adatbitek száma
Parity	VARCHAR(16)	Paritásbit
StopBits	VARCHAR(16)	Stopbitek száma

4.3.2. A használati eset-modell megalkotása (használat felőli nézet)

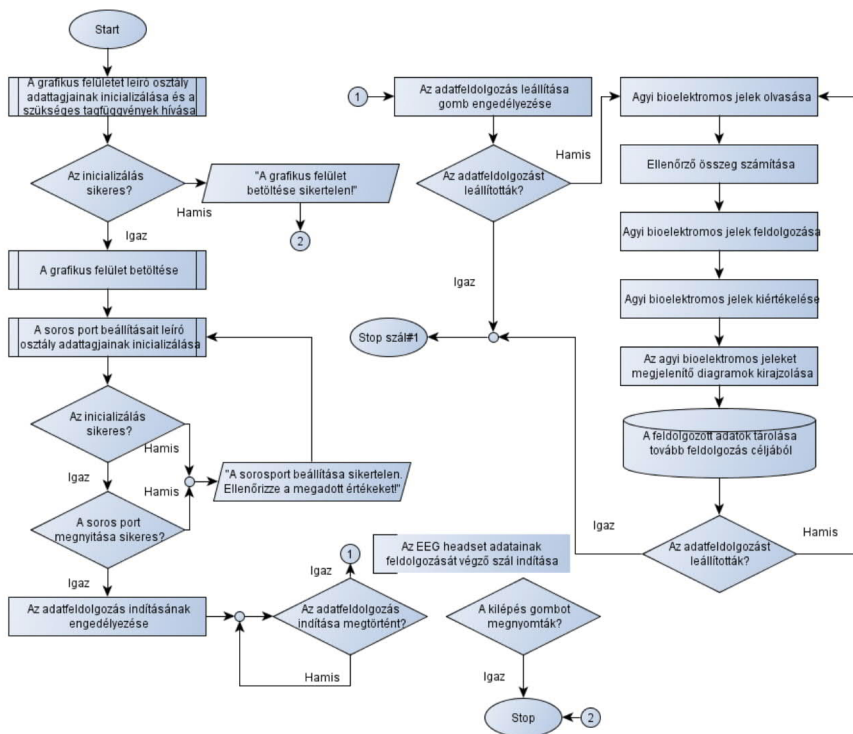
A statikus és dinamikus nézőpontrendszer mellett fontosnak tartom a rendszer használati eset felőli megtervezését is, ahol arra kapunk választ, hogy kinek nyújt szolgáltatást a rendszer. A modell megadja, hogy a vele szemben támasztott követelmények teljesülnek-e. A szereplők és feladatok megjelölésével, a felhasználó aspektusból nézve mutatja meg a rendszer viselkedését és funkcionalitását. Tehát lényegében bizonyos felhasználási eseteket vizsgálja. A megvalósítandó kutatást tekintve szükség lesz egy tesztalanyra és egy adminisztrátorra. A BCI rendszer felhasználójának először az EEG headset-et kell felhelyeznie, az elektródák megfelelő érintkezését ellenőriznie, láthatja a mérés során feldolgozott információkat, valamint leállíthatja a mérést. A rendszer adminisztrátorának lehetősége van az agyi aktivitás mérésnek elindítására, amely magában foglalja a headset által küldött információk fogadását, feldolgozását és megjelenítését. Továbbá a mérési folyamatot ő is bármikor leállíthatja, a mért és feldolgozott adatokat adatbázisba mentheti. A használati eset-modell egy lehetséges megoldása látható a 4-2. ábrán.



4-2. ábra: A használati eset modell (részlet az egyes felhasználási esetekből)

4.3.3. A rendszer nagyvonalú logikai terve

A 4-3. ábrán látható azon nagyvonalú logikai terv, amely a megvalósítandó rendszer működésének folyamatát illusztrálja. A folyamatábrán jól láthatók a program működésének főbb lépései, az adatfeldolgozás és az adattárolás az „I” jelölésű szálban került megvalósításra.



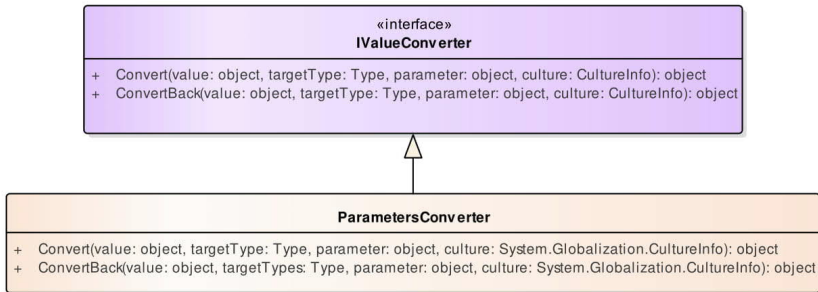
4-3. ábra: A BCI rendszer szoftverének nagyvonalú logikai terve

4.3.4. A statikus modell megalkotása (felépítés felőli nézet)

A megvalósítandó BCI alkalmazás logikai működésének átgondolását követően az alkalmazás felépítés felőli nézetének tervezése következett. Az ilyen jellegű tervezést jelentősen támogatja a vizuális ábrázolást biztosító UML (*Unified Modelling Language – Egységes Modellező Nyelv*) modellező nyelv, amely segítségével többek között készíthetünk olyan diagramokat, amelyek az időben állandó, azaz statikus elemek egy csoportját reprezentálják. Az UML-ben rendelkezésre álló statikus diagramok közül az osztálydiagramot felhasználva került modellezésre az implementálandó BCI alkalmazás. A *View* részt tartalmazó ábra terjedelmi okokból nem tartalmaz minden egyes osztályt (például: *FrameworkElement*) és interfészt (például: *IFrameworkInputElement*), törekedtem a lényeges elemek kiemelésére.

A megvalósítandó alkalmazást figyelembe véve szükségesség válik a felhasználói felületnek átadott adatok formázása, erre a WPF átalakítók (*converter*) formájában az adatkapcsolás során nyújt segítséget. A 4-4. ábra szemlélteti az átalakító osztályt, amely megvalósítja az

IValueConverter (érték-átalakító) felületet. Az interfésznek két implementálandó tagfüggvénye létezik: az úgynevezett *Convert* (átalakít) és a *ConvertBack* (visszaalakít), amelyeket a fejlesztés során megvalósítottam.

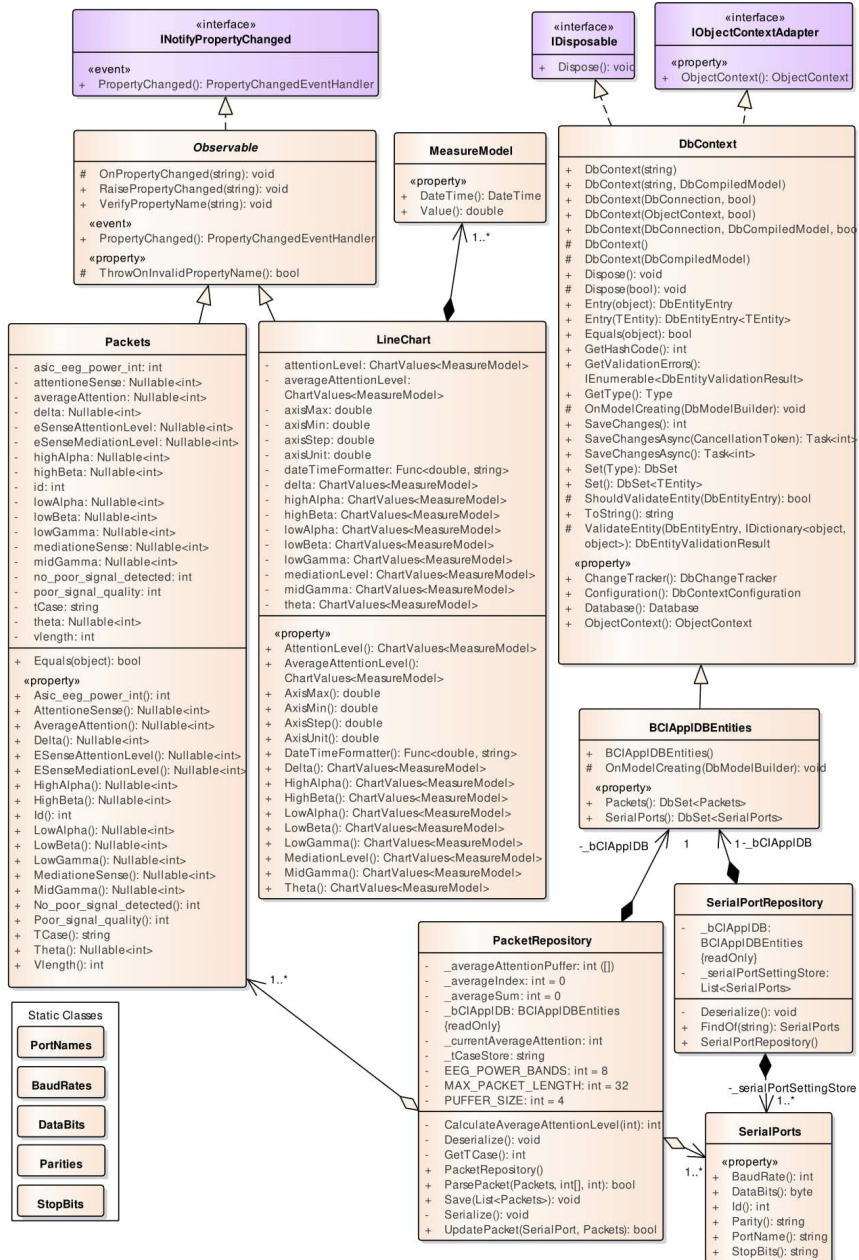


4-4. ábra: A *ParametersConverter* osztálydiagram

Az átalakító tervezését követően, a modell felépítésével foglalkoztam. A modell több osztályból épül fel, ahol megtalálhatók azok az alapvető tulajdonságok, amelyeket tárolni szeretnék, továbbá a használt adattártól függetlenül az alkalmazás minden egyéb része elől el szerettem volna rejteni az adatok tárolási módját, így az adatokkal összefüggő tárolóosztályok (*repository*) megvalósítását is terveztem. A tároló elvonttá tételének egyik előnye, hogy ha a jövőben szükségessé válik a módosítása, akkor kizárólag a tárolást végző programrész belső működésével kell foglalkozni a kód további részeit nem szükséges módosítani.

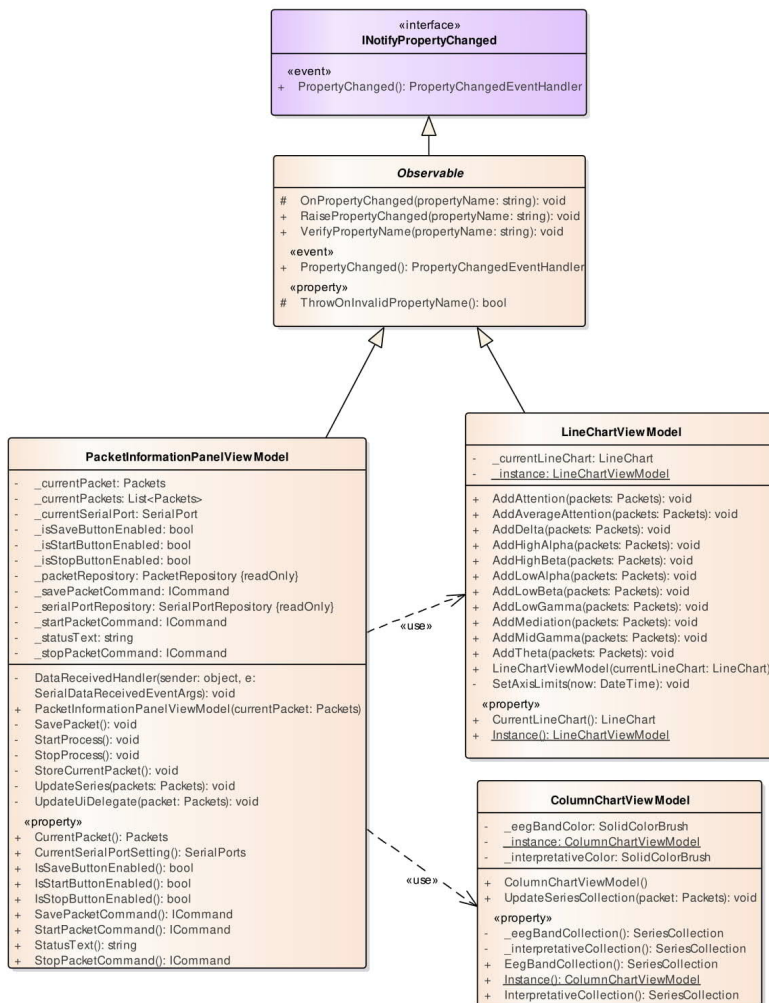
Többek között gondoskodni kell arról is, hogy az egyes adatkapcsolások értesüljenek a változásokról, így szükségessé vált egy olyan általános osztály (*Observable*) létrehozása, amely megvalósítja az *INotifyPropertyChanged* felületet, mivel amikor egy tulajdonság egyike megváltozik, eseményt vált ki, amit meg kell hívunk minden *property setter*-jében.

Modell szinten az entitásokat egy úgynevezett adatbázis modell (*DbContext*) felügyeli, amely megvalósítja az *IDisposable* és az *IObjectContextAdapter* felületeket, továbbá itt tároljuk az adatbázis táblákat (*DbSet*), amelyek biztosítani fogják a lekérdezések futtatását és az adatok kezelését. A 4-5. ábra szemlélteti a modell réteg egy lehetséges osztályfelépítését.



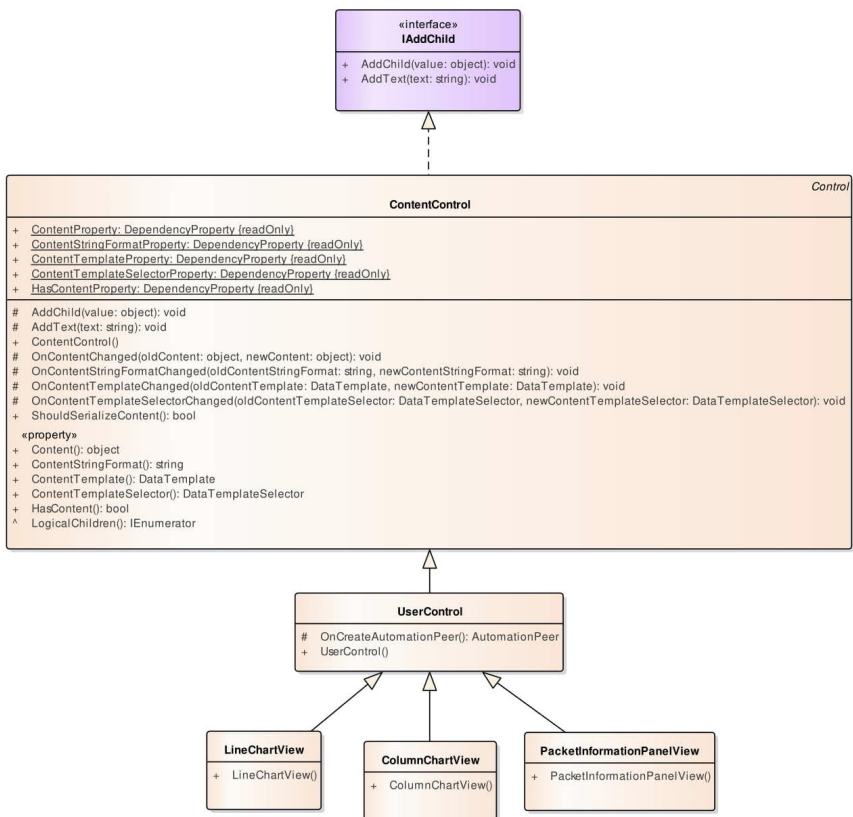
4-5. ábra: A modell osztálydiagramja (részlet)

A modell osztálydiagramjának megvalósítását követően a nézetmodell felépítését vizsgáltam. Mivel ebben a rétegben is fontos, hogy az egyes adatkapcsolások értesüljenek a változásokról, meg kellett valósítani az *INotifyPropertyChanged* felületet. Továbbá az itt szereplő osztályok egyfajta közvetítő szerepet valósítanak meg a modell és a nézet rétegek között, így a nézet számára elérhetővé teszi a modellből szükséges adatokat, valamint a nézet eseményeit is kezeli. A 4-6. ábra illusztrálja a nézetmodell egy lehetséges osztálydiagramját.



4-6. ábra: A nézetmodell osztálydiagramja (részlet)

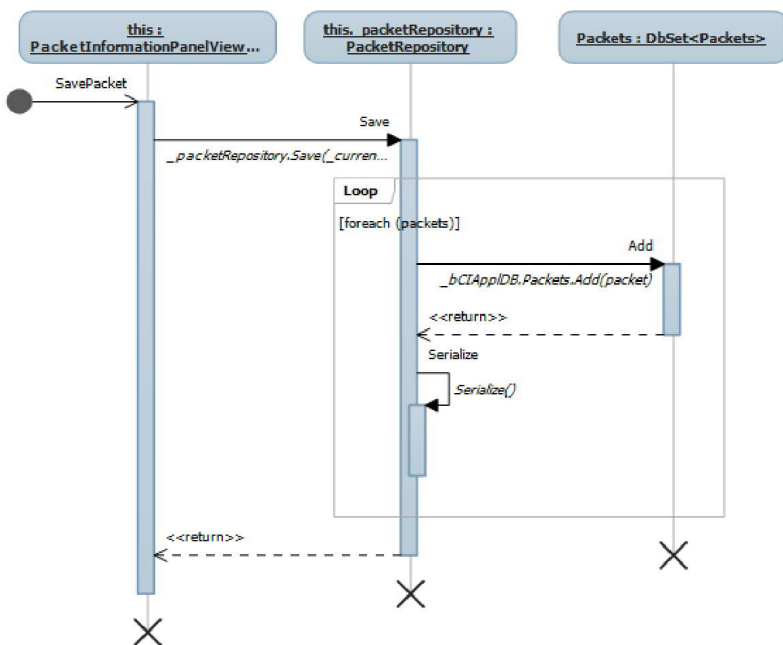
A nézetmodell strukturális tervezését követően a nézet vizsgálatával folytattam. A megvalósítandó alkalmazás követelményei között szerepel, hogy az EEG headset által mért agyhullám erősségeket és a figyelem szintjét megjelenítsem. Ennek a követelménynek a teljesítéséhez létrehoztam két olyan nézetet, ahol az agyhullámok egy adott időpillanatban oszlopgrafikonon jelennek meg, valamint az időben bekövetkezett agyhullám erősségek változását egy vonaldiagramon terveztem szemléltetni. A harmadik nézet lényegében az adatkommunikációt menedzseléséért felel majd, a soros port beállítási lehetőségeit mutatja, valamint ebben a nézetben kap helyet az a gomb is, amely lehetővé teszi a feldolgozott és megjelenített adatok adatbázisba történő mentését. A 4-7 ábra szemlélteti a nézet egy lehetséges osztálydiagramját.



4-7. ábra: A nézet osztálydiagramja (részlet)

4.3.5. A dinamikus modell megalkotása (működés felőli nézet)

A különböző objektum állapot-átmenetek és együttműködések a dinamikus modellben határozhatók meg, így megalkotva az alkalmazás működés felőli nézetét. A dinamikus tervezés során az általam legjobban preferált szekvencia diagram került felhasználásra az objektumok közötti üzenetváltások időbeli menetének szemléltetésére. A 4-8. ábra a feldolgozott és megjelenített adatok adatbázisba történő mentését illusztrálja, ahol jól látható a rétegek közötti MVVM specifikus kommunikáció. Lényegében ebben az esetben a felhasználó a nézet oldalon elindít egy adat mentési kérelmet, parancsok formájában (*ICommand*) amelyet megkap a hozzá tartozó nézetmodell, ami értesítést küld a tároló osztálynak, a parancsról és továbbítja neki az éppen aktuális mentési adatsomagot. A tároló elfedve az adattárolási módot elküldi a mentési parancsot és a tárolni kívánt adatsomagokat a *Packets* számára. A sikeres mentés követően a tárolóban lévő adatok szerializációja hajtódik végre, majd visszakérül a vezérlés a nézetmodellhez, végül a nézethez. Természetesen a mentési idő alatt a nézeten található grafikus elemek továbbra is használhatók maradnak, mivel az entitás adatmodellek használata aszinkron módon történik.



4-8. ábra: A dinamikus modell (szekvencia diagram) (részlet az adatmentésből)

4.4. Implementáció, integráció

Az implementációs és integrációs rész terjedelmi korlátok miatt részletektől mentes, kizárólag néhány eszközt és elemet tárgyal. Az adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver – alaposan átgondolt tervezési modellek megalkotását követően – a program implementálásával került megvalósításra, ahol a tiszta kód paradigma is alkalmazásra került. [103]

A tényleges megvalósítás elkezdése előtt a NuGet Package csomagkezelő alkalmazás segítségével a kialakított projektbe integrálásra került a *LiveCharts* nevű nyílt forráskódú, ingyenesen elérhető adatmegjelenítő, valamint a Microsoft által az újabb alkalmazásokhoz ajánlott *EntityFramework* adathozzáférési csomagok. A követelmény specifikáció, a szükséges csomagok és a statikus tervezési modellek alapos tanulmányozását követően az alkalmazás megvalósítása az alapvető szerkezet kialakításával kezdődött, ahol a következő mappák a különböző osztálytípusok elhelyezésére szolgálnak: *Helper*, *Model*, *Resources*, *View*, *ViewModel*, majd következett azon osztályok létrehozása, amelyek számos területen kerültek felhasználásra, így közvetlenül a megoldás alatt kaptak helyet:

- **Observable:** Egy olyan absztrakt osztály, amely túl azon, hogy az *INotifyPropertyChanged* interfészt megvalósítja, különböző tulajdonság ellenőrzéseket és vizsgálatokat is végez.
- **RelayCommand:** Az *ICommand* interfészt megvalósító osztály, amely lehetővé teszi, hogy a felhasználói felületen bekövetkezett eseményekre reagáljunk a *ViewModel*-ben, oly módon, hogy a nézetnek nem kell ismernie a kapcsolódó *ViewModel*-t.

4.4.1. A Model megalkotása

A modell megalkotása során a következő osztályok kerültek implementálásra:

- **BCIAppDBEntites:** Olyan speciális osztály, amely a *DbContext* kiterjesztése, *DbSet<Packets>* és *DbSet<SerialPorts>* típusú virtuális, publikus tulajdonságokat ír le, így megalkotva a *Packets* és *SerialPorts* entitás gyűjteményeket. Az osztály példányát felhasználva az adatbázist reprezentálja.
- **Packets:** Egy olyan parciális osztály, amely az *Observable* osztály kiterjesztése, illetve a *Packets* entitás leírását tartalmazza. Azok a tulajdonságok, amelyek grafikus elemekhez kötöttek, értékadáskor az *INotifyPropertyChanged* interfész által implementálandó *OnPropertyChanged* metódust hívják meg, így megvalósítva az adatkötés lehetőségét.

- **SerialPorts:** Egy olyan parciális osztály, amely az *Observable* osztály kiterjesztése, illetve a *SerialPorts* entitás leírását tartalmazza. Az adatkötés lehetőségét a *Packets* osztályhoz hasonlóan valósítja meg.
- **PortNames:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely az adott számítógépen elérhető soros port neveket *IList* interfészt megvalósító kollekcióban tárolja.
- **BaudRates:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely a jellemző soros port sebességeket *IList* interfészt megvalósító kollekcióban tárolja.
- **DataBits:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely a jellemző adatbitek számát *IList* interfészt megvalósító kollekcióban tárolja.
- **Parities:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely a jellemző paritásbiteket *IList* interfészt megvalósító kollekcióban tárolja.
- **StopBits:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely a jellemző stopbiteket egy *IList* interfészt megvalósító kollekcióban tárolja.
- **ColumnChartAxisX:** Támogatási feladatokat ellátó osztály, amely az oszlop diagram X koordináta feliratait *IList* interfészt megvalósító kollekciókban tárolja.
- **LineChart:** Az *Observable* osztály kiterjesztése, amely a vonaldiagramok elemeinek leírását tartalmazza, felhasználva a *MeasureModel* osztály tulajdonságait. Az adatkötés lehetőségét a *Packets* osztályhoz hasonlóan az *OnPropertyChanged()* segítségével valósítja meg.
- **MeasureModel:** A vonaldiagram x, y koordináta értékeit leíró tulajdonságokat tartalmazza.
- **PacketRepository:** Egy olyan tároló osztály, amely az EEG headset-től érkező adatok feldolgozást végzi, valamint elfedve a tárolási módot, lehetőséget kínál az adatok mentésére és betöltésére.
- **SerialPortRepository:** Egy olyan tároló osztály, amely elfedve a tárolási módot, az EEG headset által lefoglalt kommunikációs port beállításainak paramétereit rendelkezésre bocsátja.

4.4.2. A ViewModel megalkotása

A nézetmodell megalkotása során a következő osztályok kerültek implementálásra:

- **ColumnChartViewModel:** A *Packets* modellt felhasználva gyűjteményként biztosítja a nézet számára oszlopdiagram formájában megjeleníteni kívánt értékeket.
- **LineChartViewModel:** A *Packets* modellt felhasználva gyűjteményként biztosítja a nézet számára vonaldiagram formájában megjeleníteni kívánt értékeket.

- **PacketInformationPanelViewModel:** A *Packets* és a *SerialPorts* modellt felhasználva biztosítja a nézet számára az aktuális adatsomagot és soros port beállításokat, valamint a megjelenített és feldolgozott adatsomagokat egy listába mentve, a feldolgozás végén, lehetőséget kínál azok eltárolására. Mindezek mellett a nézeten bekövetkezett eseményeket (feldolgozás indítása, lezárás és az adatsomagok mentése) parancsokká alakítva hívja meg a végrehajtáshoz szükséges tagfüggvényeket.

4.4.3. A View megalkotása

A nézet megalkotása során a következő osztályok kerültek implementálásra:

- **ColumnChartView:** Az oszlopdiagram felület létrehozása során többek között adatkötéssel egy állandó kapcsolatot hoztam létre a grafikus elemek, valamint a mögöttes tartalom között. Az adatkötés működése érdekében a nézet konstruktorában az adattagok forrása – a *ColumnChartViewModel* – beállításra került.
- **LineChartView:** A vonaldiagram felület létrehozása során többek között adatkötéssel egy állandó kapcsolatot hoztam létre a grafikus elemek, valamint a mögöttes tartalom között. Az adatkötés működése érdekében a nézet konstruktorában az adattagok forrása – a *LineChartViewModel* – beállításra került.
- **PacketInformationPanelView:** Az információs és műveleti felület létrehozása során többek között adatkötéssel egy állandó kapcsolatot hoztam létre a grafikus elemek, valamint a mögöttes tartalom között. Az adatkötés működése érdekében a nézet konstruktorában az adattagok forrása – a *PacketInformationViewModel* – beállításra került.

4.4.4. Helper

A Helper mappában olyan osztályok implementálására került sor, amelyek az alkalmazás működését segíthetik:

- **ParameteresConverter:** Az alkalmazás implementálása során szükségessé vált a felhasználói felületnek átadott adatok formázása, így az adatkapcsolás során átalakítót alkalmazva sikerült megváltoztatnom az adatok kinézetét.

4.4.5. Resources

A kód könnyebb karbantarthatósága végett az erőforrásfájlokat az alkalmazástól elválasztva, önálló fájlban helyeztem el, majd az *Appl.xaml* fájlban az *Application.Resources* részben hivatkoztam rá:

- **DefaultStyles.xaml:** Egy olyan erőforrástár (*ResourceDictionary*), amelyben megadtam a tárolni kívánt objektumok stílusát, valamint a könnyebb felhasználhatóság végett a forrásokat sok egyéb jellemző mellett el láttam *Key* tulajdonsággal is.

A követelmény specifikáció és a dinamikus tervezési modellek alapos tanulmányozását követően az alkalmazást három fő funkcióbéli részre bontottam: adatfeldolgozó, adattároló és megjelenítő részekre. Az adatfeldolgozó rész végzi a vezeték nélküli kommunikáción érkező adatok olvasását, konvertálását és feldolgozását, az adattároló a feldolgozott adatok adatbázisba történő mentését, amíg az adatmegjelenítő rész a meghatározott jelek megjelenítését valósítja meg, előre definiált oszlopdiaagram és idődiagram segítségével.

4.4.6. Az adatfeldolgozás megvalósítása

Az adatok feldolgozása a *PacketInformationPanelView* nézetben elhelyezkedő *Start* gombra kattintva kezdeményezhető, amelyhez adatkötés segítségével hozzá van rendelve a *PacketInformationPanelViewModel*-ben megvalósított *StartPacketCommand* parancs:

```
<Button Grid.Column="5" Grid.Row="1" Content="Start"
        Command="{Binding Path=StartPacketCommand}"/>
```

A parancs hívást követően a 16. táblázatban összefoglalt *action*-ök, események és tagfüggvények hajtják végre az adatfeldolgozást.

16. táblázat: Az adatfeldolgozást megvalósító *action*-ök, események és tagfüggvények

Függvény azonosító	Feladat
StartProcess	Létrehoz egy új soros port objektumot és a modellben szereplő értékekkel az egyes tulajdonságokat inicializálja, valamint megnyitja azt olvasásra.
DataReceivedHandler	Az esemény, egy a GUI-tól független szálon, abban az esetben fut le, ha a soros porton adatsomag érkezett. Sikeres adatfeldolgozást követően a vezérlés a GUI szálra kerül.
UpdatePacket¹	Az EEG headset által küldött adatsomagok frissítését hajtja végre, így lehetővé téve, hogy mindig a legfrissebb adatok álljanak a rendelkezésre.
ParsePacket	Az adatsomag átvizsgálását követően osztályozza a csomagban szereplő adatokat a NeuroSky által kiadott kommunikációs protokollnak megfelelően.
CalculateAverageAttentionLevel	Feladata az átlagos figyelem szint kiértékelése és előállítása.
GetTCase	A tagfüggvény feladata az aktuális teszt eset szám előállítása.

¹A következő, 4-9. ábrán látható az algoritmus működését reprezentáló pszeudókód. További függvények és algoritmusok pszeudókódszerű beillesztése a dolgozatba terjedelmi korlátok miatt nem történt meg.

Algorithm 1 Update ThinkGear Packet algorithm

```
1: procedure UPDATEPACKET
2:   if objectOfSerialPort.IsOpen then
3:     Initialize bytes  $\leftarrow$  objectOfSerialPort.BytesToRead
4:     Initialize buffer[bytes] as new arrays
5:     return OBJECTOFSERIALPORT.READ(buffer.0,bytes)
6:     for each item  $\in$  buffer do
7:       LatestByte  $\leftarrow$  item
8:       if IsInPacket then
9:         if PacketIndex = 0 then
10:          PL  $\leftarrow$  LatestByte
11:          if PL  $\neq$  MAX_PACKET_LENGTH then
12:            IsInPacket  $\leftarrow$  false
13:          else
14:            IsPLCorrect  $\leftarrow$  true
15:          end if
16:        else if PacketIndex  $\leq$  PL and IsPLCorrect then
17:          PacketData[PacketIndex - 1]  $\leftarrow$  LatestByte
18:          CA  $\leftarrow$  LatestByte
19:        else if PacketIndex  $\geq$  PL and IsPLCorrect then
20:          Checksum  $\leftarrow$  LatestByte
21:          CA  $\leftarrow$  CA  $\wedge$  0xFF
22:          CA =  $\neg$ CA  $\wedge$  0xFF
23:          if Checksum = CA then
24:            ParseSuccess  $\leftarrow$  returnPARSEPACKET()
25:            if ParseSuccess then
26:              FreshPacket  $\leftarrow$  true
27:            end if
28:          end if
29:          IsInPacket  $\leftarrow$  false
30:          IsPLCorrect  $\leftarrow$  false
31:        end if
32:        PacketIndex  $\leftarrow$  PacketIndex + 1
33:      else
34:        IsPLCorrect  $\leftarrow$  true
35:      end if
36:      if LatestByte = LastByte = 170 and  $\neg$ IsInPacket then
37:        IsInPacket  $\leftarrow$  true
38:        PacketIndex  $\leftarrow$  0
39:        PL  $\leftarrow$  0
40:        Checksum  $\leftarrow$  0
41:        CA  $\leftarrow$  0
42:      end if
43:      LastByte  $\leftarrow$  LatestByte
44:    end for
45:  end if
46:  if FreshPacket = true then
47:    FreshPacket  $\leftarrow$  false    1
48:  return true
49: else
50:   return false
51: end if
52: end procedure
```

4-9. ábra: A MindWave EEG headset-ből érkező csomag feldolgozásának egyik fő függvénye. Require: $\$IsInPacket\$ = false$, $\$HasPower\$ = false$, $\$IsPLCorrect\$ = false$, $\$PacketIndex\$ = 0$, $\$PL\$ = 0$, $\$CAS\$ = 0$, $\$Checksum\$ = 0$, $\$MAX_PACKET_LENGTH\$ = 32$; Comment{ $PL = PacketLength$; $IsPLCorrect = IsPacketLengthCorrect$; $CA = CheksumAccumulator$ }

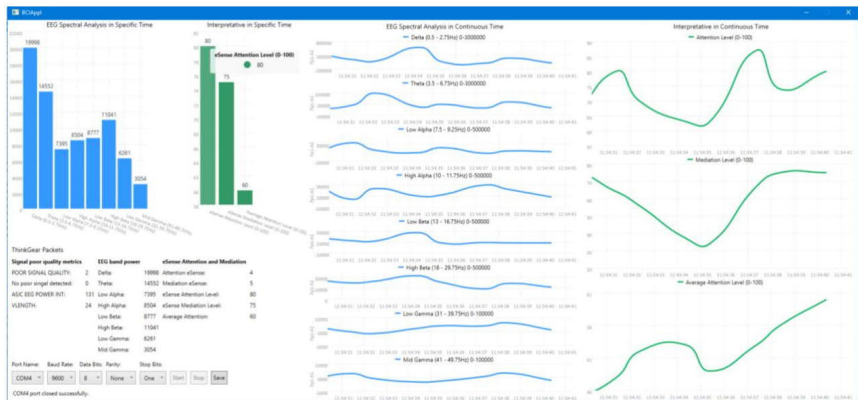
4.4.7. Az adatmegjelenítés megvalósítása

A 17. táblázat tartalmazza a fő ablak kialakítását adó vezérlőelemeket.

17. táblázat: Az adatmegjelenítést leíró vezérlőelemek

Nézet azonosítója	Rövid leírás
ColumnChartView	<p>A vezérlő egy <i>DockPanel</i>-en helyezkedik el, amely két <i>StackPanel</i>-t foglal magában. Az első <i>StackPanel</i> az adott agyhullámok nagyságát, amíg a második a feldolgozott adatok nagyságát jeleníti meg oszlopgrafikon formájában. A megjelenítendő adatok változásának követését a <i>Series</i> tulajdonság <i>EegBandCollection</i> adatkötés kialakításával valósítottam meg:</p> <pre>Series="{Binding EegBandCollection}"</pre> <p>A vezérlő elemet leíró parciális osztály konstruktorában a <i>DataContext</i> tulajdonságát a hozzá tartozó nézetmodellre állítottam:</p> <pre>DataContext = new ColumnChartViewModel();</pre> <p>A vezérlő egy <i>DockPanel</i>-en helyezkedik el, továbbá annyi <i>StackPanel</i>-t foglal magában, ahány agyhullám típust és feldolgozott adatot rajzol ki, tehát minden adathoz tartozik egy vonaldiagram. A megjelenítendő adatok változásának követését a <i>Values</i> tulajdonság <i>CurrentLineChart</i> adatkötés kialakításával valósítottam meg:</p> <pre>Values="{Binding CurrentLineChart.Delta}"</pre>
LineChartView	<p>A vezérlő elemet leíró parciális osztály konstruktorában a <i>DataContext</i> tulajdonságát a hozzá tartozó nézetmodellre állítottam:</p> <pre>DataContext = new LineChartViewModel(new LineChart());</pre> <p>A vezérlő egy <i>DockPanel</i>-en helyezkedik el, több <i>StackPanel</i>-t és <i>Grid</i>-et foglal magában. <i>TextBlock</i>-okat, adatkötéseket és átalakítókat felhasználva oszlopos, számformátumban jeleníti meg az aktuálisan feldolgozott adatokat:</p> <pre><TextBlock DockPanel.Dock="Top" Text="{Binding CurrentPacket.Delta, Converter={StaticResource parametersConverter}}"/></pre>
PacketInformationPanelView	<p>Az adatok megjelenítése mellett a soros port beállításainak megváltoztatására is lehetőséget kínál <i>ComboBox</i> vezérlő elemeket felhasználva:</p> <pre><ComboBox x:Name="portNameCmbbx" Grid.Column="0" Grid.Row="1" SelectedItem="{Binding CurrentSerialPortSetting.PortName}" ItemsSource="{Binding Source={StaticResource portNames}}"/></pre> <p>A vezérlő elemet leíró parciális osztály konstruktorában a <i>DataContext</i> tulajdonságát a hozzá tartozó nézetmodellre állítottam:</p> <pre>DataContext = new PacketInformationPanelViewModel(new Packets());</pre>

A teljes nézet megvalósítása során *DataTemplate* komponensek kerültek felhasználásra, ahol a *DataType* tulajdonságokat az adott nézethez tartozó *ViewModel*-re állítottam. Végül a fő ablakon elhelyezett adatrácson *ContentControl*-ok felhasználásával helyeztem el az egyes nézeteket. A 4-10. ábra illusztrálja az alkalmazás teljes nézetét adatfeldolgozás közben.



4-10. ábra: A BCI adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver felhasználói felülete

A képernyő bal alsó sarkában a soros port paraméterezésének lehetőségei láthatók. A *Port Name* 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 *Start* gombra kattintva a soros port beállítását követően lehetőség nyílik a kiválasztott és felparaméterezett port megnyitására és olvasására, majd a kommunikációs csatorna sikeres létrejötte után elindul az agyhullámok mérése. A mérés bármikor leállítható a *Stop* feliratú gombbal. A felület bal alsó részén láthatók még a mért agyi elektromos értékek decimális számformátumban, továbbá az utolsó számérték jeleníti meg a mért és számított átlagos figyelem értéket. A felület bal felső részében az egyes agyhullám típusok erősségei láthatók, oszlopgrafikon formában. A jobb részben az adott mérés regisztrátumai vehetők szemügyre. Az alkalmazás lehetőséget kínál a feldolgozott adatok mentésére a *Save* feliratú gombra kattintva.

4.4.8. Az adattárolás megvalósítása

Az adatok feldolgozása a *PacketInformationPanelView* nézetben elhelyezkedő *Save* gombra kattintva kezdeményezhető, amelyhez adatkötés segítségével hozzá van rendelve a *PacketInformationPanelViewModel*-ben megvalósított *SavePacketCommand* parancs:

```
<Button Grid.Column="7" Grid.Row="1" Content="Save"
      Command="{Binding Path=SavePacketCommand}"/>
```

A parancs hívást követően a 18. táblázatban összefoglalt *action*-ök, események és tagfüggvények hajtják végre az adatfeldolgozást.

18. táblázat: Az adattárolást megvalósító action-ök, események és tagfüggvények

Függvény azonosító	Feladat
SavePacket	Értesíti a tárolóosztályt, hogy felületen az aktuálisan feldolgozott és megjelenített csomagok mentését kérte a felhasználó.
Save	A <i>Packets</i> adattáblán meghívásra kerül az <i>Add</i> művelet, amely az adott tábla megfelelő entitás példányát kapja paraméterül.
Serialize	A változásokot a rendszer összegyűjti és továbbítja azokat az adatbázisszerver felé.

4.5. 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 [116]. Ezen belül modul egységtesztek, és a modulok helyes együttműködését biztosító rendszerteszték kerültek elvégzésre. A tesztelés során néhány implementációs hibára fény derült, amelyek javítása megtörtént.

4.6. Rendszerkövetés, karbantartás

A szoftverfejlesztés életciklusa a tesztelési fázissal nem zárul le. Az aktuális kutatáshoz a jelenlegi verziójú alkalmazás teljes 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 ismertetett 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. Az előző fejezetekben tárgyalt vizsgálatokhoz kapcsolódó, az agyi tevékenység megfigyelésén alapuló regisztrátumok felvétele a bemutatott rendszer segítségével történt.

4.7. Új eredmények

A kidolgozott BCI rendszeren implementáltam a figyelem szintjére jellemző középtértéket meghatározó adatfeldolgozási eljárását és az adatkiértékelést támogató regisztrátumok reprezentációját, amelyről az előző fejezetben bemutatott tézisek alapján bebizonyítottam, hogy a kidolgozott BCI rendszer alkalmazásával az átlagos figyelem erőssége megállapítható. [HF-1], [HF-2], [HF-3], [HF-4], [HF-6], [HF-7], [HF-8], [HF-9], [HKNYR-1], [HKNYR-5], [HKF-2], [HKF-3], [HKF-4], [HKF-5]

- a) Kidolgoztam és meghatároztam a figyelem szintjére jellemző érték megállapítását lehetővé tevő BCI rendszer főbb komponenseit, az implementálandó alkalmazás szoftverstruktúráját, adatszerkezetét, valamint az algoritmus leírását. A rendszer előző fejezetben megfogalmazott eredményei alapján igazoltam, hogy megfelelően alkalmazható a figyelem erősségének meghatározására, a memorizálás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben meghatározott vizsgálati körülményeket figyelembe véve. [HF-1], [HF-2], [HF-3], [HF-4], [HF-6], [HF-7], [HF-8], [HF-9], [HKNYR-1], [HKNYR-5], [HKF-2], [HKF-3], [HKF-4], [HKF-5]
- b) Az előzőekben bemutatott eredmények alapján igazoltam, hogy a figyelem vizsgálatára alkalmazott PTOAV és PCPT teszt alapú vizsgálati eljárásokhoz képest, a BCI rendszerben implementált vizsgálati metódus a tesztekben a helyes próbálkozások eredményei vonatkozásában prediktív eljárásként alkalmazható. [HF-3], [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

5. Tézisek

1. Téziscsoport: Figyelem vizsgálattal összefüggő eredmények

1.1. Tézis

Igazoltam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték pozitív irányú összefüggésben van $r_s=0,693$ $p<0,01$ (2-oldali) és $r_s=0,710$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEBL folyamatos teljesítmény teszt (PCPT) során kapott helyes próbálkozások számával, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-3], [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

1.1. Tézis a) altézis

Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a figyelmet vizsgáló PCPT-féle tesztek eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=16,16$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,17$ szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-2]

1.2. Tézis

Igazoltam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték pozitív irányú kapcsolatban van $r_s=0,73$ $p<0,01$ (2-oldali) és $r_s=0,72$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEBL éberségi figyelem teszt (PTOAV) során kapott helyes próbálkozások számával, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

1.2. Tézis a) altézis

Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a figyelmet vizsgáló PTOAV-féle tesztek eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=13,29$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=1,29$ szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$) szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-2]

2. Téziscsoport: Memorizálás vizsgálattal összefüggő eredmények

2.1. Tézis

Az elvégzett Corsi kocka memorizálás teszt, valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények kiértékelése alapján igazoltam, hogy a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték alkalmas a rövid távú memorizálás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-1] [HF-9], [HKNYR-4], [HKF-8]

2.1. Tézis a) altézis

Bebizonyítottam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása pozitív irányú kapcsolatban van $r_s=0,630$ $p<0,01$ (2-oldali) a PCorsi memória teszt során a helyes próbálkozások számának változásával. [HF-1]

2.1. Tézis b) altézis

Bebizonyítottam, hogy a Wilcoxon előjeles rangteszt eredményei alapján az X_m és X_a adatsorok tekintetében szignifikáns eltérés áll fenn mind a PCorsi-féle teszt eredményei ($T=0$ $Z=-4,64$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,83$), mind pedig a PCorsi-féle teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által átlagos figyelem szint eredményei között ($T=0$ $Z=-4,94$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,87$). [HF-1]

2.2. Tézis

Az elvégzett Ebbinghaus ismétléses tanulás teszt, valamint a kidolgozott BCI rendszer által szolgáltatott eredmények statisztikai kiértékelése alapján igazoltam, hogy a BCI rendszer által szolgáltatott figyelem szintjére jellemző középérték alkalmas a figyelemtől függő ismétléses tanulás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben részletezett vizsgálat körülményeit figyelembe véve. [HF-1], [HF-9], [HKNYR-4], [HKF-8]

2.2. Tézis a) altézis

Bebizonyítottam, hogy az általam kidolgozott BCI rendszer által feldolgozott adatok alapján meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték változása negatív irányú kapcsolatban van $r_s=-0,71$ $p<0,01$ (2-oldali) a PEbbinghaus tanulás teszt során kapott hibás próbálkozások számának változásával. [HF-1]

2.2. Tézis b) altézis

Bebizonyítottam, hogy a napszaktól függő X_m és X_a adatsorok tekintetében a rövidtávú memóriát vizsgáló PEBbinghaus-féle teszt eredményei között összefüggő mintás t-próbát alkalmazva $t(31)=-9,70$ $p<0,01$ (2-oldali), $d=0,40$, szignifikáns különbség áll fenn, amíg a teszt végrehajtása alatt a BCI rendszer által regisztrált átlagos figyelem szint eredményei között Wilcoxon előjeles rangtesztet használva ($T=6,17$ $Z=-4,59$ $p<0,01$ (2-oldali) $r=0,81$), szignifikáns eltérés volt kimutatható. [HF-1]

3. Tézis: BCI rendszer szoftverével összefüggő eredmények

A kidolgozott BCI rendszeren implementáltam a figyelem szintjére jellemző középértéket meghatározó adatfeldolgozási eljárását és az adatkiértékelést támogató regisztrátumok reprezentációját, amelyről az előző fejezetben bemutatott tézisek alapján bebizonyítottam, hogy a kidolgozott BCI rendszer alkalmazásával az átlagos figyelem erőssége megállapítható. [HF-1], [HF-2], [HF-3], [HF-4], [HF-6], [HF-7], [HF-8], [HF-9], [HKNYR-1], [HKNYR-5], [HKF-2], [HKF-3], [HKF-4], [HKF-5]

3.1. Tézis

Kidolgoztam és meghatároztam a figyelem szintjére jellemző érték megállapítását lehetővé tevő BCI rendszer főbb komponenseit, az implementálandó alkalmazás szoftverstruktúráját, adatszerkezetét, valamint az algoritmus leírását. A rendszer előző fejezetben megfogalmazott eredményei alapján igazoltam, hogy megfelelően alkalmazható a figyelem erősségének meghatározására, a memorizálás eredményességének prediktálására, a 3.1 alfejezetben meghatározott vizsgálati körülményeket figyelembe véve. [HF-1], [HF-2], [HF-3], [HF-4], [HF-6], [HF-7], [HF-8], [HF-9], [HKNYR-1], [HKNYR-5], [HKF-2], [HKF-3], [HKF-4], [HKF-5]

3.2. Tézis

Az előzőekben bemutatott eredmények alapján igazoltam, hogy a figyelem vizsgálatára alkalmazott PTOAV és PCPT teszt alapú vizsgálati eljárásokhoz képest, a BCI rendszerben implementált vizsgálati módszer a tesztekben a helyes próbálkozások eredményei vonatkozásában prediktív eljárásként alkalmazható. [HF-3], [HF-6], [HF-7], [HKF-3], [HKF-5]

6. Összefoglalás

Az alábbi alfejezetekben tárgyalásra kerülnek az elért tudományos eredmények alkalmazhatóságai, valamint a kutatás korlátai.

6.1. Az elért tudományos eredmények alkalmazhatósága

Az előzőkben ismertetett 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 aktivitására, ezen belül a figyelem szintjére is következtetni lehet.

A dolgozatban bemutatott kutatás témája, a tanulás hatékonyságával is összefüggő memorizálás agy-számítógép interfész által a figyelmi szint vizsgálatán alapul. A memorizálás elméleti modellje és a kutatás eredményei közötti gyakorlati kapcsolat az eredmények jövőbeli alkalmazhatóságát vetíti elő. A kutatási eredményekből megállapítható volt az agy-számítógép interfész által szolgáltatott átlagos figyelmi érték, valamint figyelem és memorizálás tesztek közötti kapcsolat. Az eredmények alapján egy adott időintervallumra vonatkozóan az átlagos figyelem szintjéből közvetetten következtetni lehet az ismeretelsajátítás várható hatékonyságára, amely természetesen egyénfüggő, az egyénnek az elsajátítandó ismerettel összefüggő előzetes tudását és más egyéb az ismeretelsajátítást befolyásoló tényezőt is figyelembevéve, mint például a kognitív képességek. Természetesen a figyelem aktuális szintje mellett információt hordozhat a figyelem időbeli váltakozásának trendje, jellemzői is, melyeket felhasználva a prediktivitás jósága feltehetően tovább növelhető. A kutatás ezen irányba is kiterjeszhető a jövőben. Az ökológiai modell mikro szintjén is jelentősége lehet az eredményeknek az egymástól való tanulás, megfigyelés vonatkozásában, mezo szinten pedig az iskola jövőbeli oktatási infrastruktúrája terén a Digitális Oktatási Stratégia vonatkozásában egyaránt.

A kutatás eredményei a jövőben új lehetőségeket rejtenek az oktatás vagy akár a tesztelés adaptívvá tételében. A tanuló figyelmi szintjének agy-számítógép interfész segítségével történő megfigyelésén keresztül folyamatosan, valós időben megfigyelhetővé válik az ismeretbefogadás, ismeretelsajátítás szempontjából egyik fontos jellemző. Ezen információ alapján a tanulás hatékonysága az ismeretátadás folyamán közvetetten prediktálható és

valósídejű visszacsatolásként felhasználható az oktató vagy a tanulástámogató rendszer számára. A számítógépes adaptív tesztelés (Computerized Adaptive Testing, CAT) vonatkozásában az átlagos figyelem érték aktuális szintje is lehet egy befolyásoló tényező a következő tesztfeladat adaptív meghatározása vonatkozásában. Az item-alapú adaptív tesztek előállításának hátterében egy feladatbank áll, mely az itemeket és azok jellemzőit is tartalmazza. Ezen feladatbank kalibrációja során a nehézségi mutatót a figyelem szintje alapján pontosítani lehetne. Az ismeretsajátítás ilyen rendszerrel történő elemzésének elterjedése azonban elsősorban akkor várható, ha ezen EEG headset-ek a viselője számára sokkal komfortosabbá, szinte észrevehetetlenné válnak.

A kutatás eredményei összefüggésbe hozhatók a szemmozgáskövetés tanulással összefüggő eredményei kapcsán, a két rendszer egymást kiegészítve a tanulás, azon belül a megfigyelés szintjét és fókuszát is elemezhetővé teszi. A két rendszer összekapcsolásával pontosabb információk kaphatók a tanulók számára figyelemfelkeltőbb, érdekesebb oktatási anyagok jellegzetességeiről, melyek segítségével az oktatási anyagok összeállítása az információátadás szempontjából hatékonyabbá tehető.

Alkalmazási javaslatként többek között megfogalmazható a rendszer, mint visszacsatolást megvalósító egység által nyújtott lehetőségek kihasználása. Az egyik ilyen visszacsatolás a figyelmi szint folyamatos megjelenítése az oktató számára, mely ismeretében az oktató az ismeretátadási folyamatot adaptívvá teheti. Ez kifejezetten előnyös lehet az online távoktatás esetében, ahol az oktató a hallgatósággal nincs közvetlen kapcsolatban, szemkontaktusban. Amennyiben a visszacsatolás révén azt tapasztalja, hogy az egyének figyelme lankad, úgy az agy információ feldolgozó képessége is csökken, mely az átadott ismeretek, összefüggések feldolgozására és memorizálására negatív hatással van. Amennyiben a tanár a figyelem, vagyis közvetve az ismertelsajátítás hatékonyságának csökkenését tapasztalja, úgy ezt észlelve átalakíthatja az ismeretátadás formáját, figyelemfelkeltőbb (a környezethez képest a tanulók számára érdekesebb, informatívabb ismeretek) oktatási módszereket felhasználva, vagy akár pihentető szünetet is tarthat. Ezen információk birtokában a tradicionális, pontos időkeretekkel definiált órák helyett a tanulók figyelmével összefüggő ismeretbefogadó képességük alapján történhet a tanulás folyamatának időbeli szervezése. Érthető ezalatt 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, így a módszerrel

összességében a tanulás/tanítás hatékonysága növelhető, optimalizálható. A jövőben a BCI alapú technológiák a tanulás hatékonyságának optimalizálásában fontos szerepet tölthetnek be, a tanulás folyamat figyelmen alapuló irányításában, az órák közötti szünetek vagy éppen az összetettebb megértést igénylő anyagrészek kezdetének, hosszának figyelem alapú adaptív meghatározása által.

Továbbá javaslatként az is megfogalmazható a jövő oktatástámogató informatikai rendszerei számára, hogy azok elsősorban statikus felépítésű anyagai az egyén aktuális mentális, figyelmi állapotától függő adaptív tananyag formájában adja át a tanuló számára. Az oktatástámogató informatikai rendszer a figyelem aktuális szintjétől függően változtathatja meg az átadandó anyag mennyiségét, felépítését, tartalmi elemeit, az anyag összetettségét, az összetettebb megértést és az egyszerűbb átgondolást igénylő anyagrészeket, ezzel folyamatosan az egyén aktuális ismeretbefogadó képességéhez igazítva a tananyagot és az átadott ismeretek elsajátítását mérő, vizsgáló tesztek jellegét.

Az előzőekben megfogalmazott javaslatok a jövő oktatási rendszerének, oktatásszervezésnek olyan irányú adaptivitását vetítik előre, melyek egyénre szabott, hatékony oktatás egyes meghatározó tényezői lehetnek.

6.2. A kutatás korlátai

Az előzőekben bemutatott figyelem vizsgálati eljárás, amely az agyi bioelektromos jelfeldolgozásra épül, a tanuló egy definiált, viszonylag rövid időtartamra meghatározott átlagos figyelmi szintjét tudja megállapítani, melyből a tanulási folyamat feltételezhető eredményességét lehet meghatározni. Mivel a tanulás nem kizárólag percekben, hanem akár évekre, évtizedekre kiterjedő folyamat is lehet, a jelenlegi technológiával erre a hosszabb időtartamra kiterjedő folyamatos vizsgálata gyakorlatilag lehetetlen. Vagyis ezzel a módszerrel a teljes, több éves tanulási folyamat várható eredményességének csak egy kis részletére lehet következtetéseket meghatározni. Ennek ellenére az eredmények ezen technológia alkalmazásának egy igen ígéretes lehetőségét mutatják.

A memorizálás, mint információ agyi tárolásának részletes folyamata és a tárolás és előhívás pontos mechanizmusa a mai napig nem teljesen ismert. Jelenleg nincs olyan valós idejű 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 az ismétléses tanulás, mint memorizálás

közötti ok-okozati kapcsolat szerint a figyelem alapján a tanulás eredményességére csak közvetetten lehet következtetni elsősorban predikció szempontjából.

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 nem csak az orvosi diagnosztikában történő alkalmazásukat. A kifejlesztett új EEG alapú mérőeszközök, kialakításának köszönhetően, az érzékelőinek felhelyezését ma már bárki könnyedén elvégezheti és a kapott mérési eredmények valós idejű kiértékeléséhez szükséges feldolgozást integrált mikrovezérlő végzi. Ennek ellenére a viselése hosszabb időn keresztül kényelmetlen, ezért a technológia tovább fejlesztése szükségszerű. Amennyiben az érzékelő és jelfeldolgozó egység elhelyezése a viselő számára zavartalanul megoldható úgy az általános alkalmazási lehetősége széleskörűvé válhat, mint amit például egy bélyegméretű, homlokra egyszerűen rögzíthető kialakítás adna.

7. Publikációs jegyzék

7.1. A szerző disszertációjában hivatkozott publikációi

7.1.1. Hivatkozott tudományos folyóiratcikk

[HF-1] Jozsef Katona, Attila Kovari: *Examining the Learning Efficiency by a Brain-Computer Interface System*, *ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA*, 15. kötet, 3. szám (2018), 251-280. (IF: 0,909)

[HF-2] Jozsef Katona, Attila Kovari: *The Evaluation of BCI and PEBL-based Attention Tests*, *ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA*, 15. kötet, 3. szám (2018), 225-249. (IF: 0,909)

[HF-3] Jozsef Katona, Attila Kovari: *A Brain Computer Interface Project Applied in Computer Engineering*, *IEEE TRANSACTIONS ON EDUCATION*, 59. kötet, 4. szám (2016), 319-326. (IF: 1,727)

[HF-4] Jozsef Katona, Attila Kovari: *EEG-based Computer Control Interface for Brain-Machine Interaction*, *INTERNATIONAL JOURNAL OF ONLINE ENGINEERING*, 11. kötet, 6. szám (2015), 43-48.

[HF-5] Jozsef Katona, Tibor Ujbanyi, Attila Kovari: *Investigation of the Correspondence between Problems Solving Based on Cognitive Psychology Tests and Programming Course Results*, *INTERNATIONAL JOURNAL OF EMERGING TECHNOLOGIES IN LEARNING*, 10. kötet, 3. szám (2015), 62-65.

[HF-6] Katona József, Kővári Attila: *A figyelem agy-számítógép segítségével történő vizsgálata*, *DUNAKAVICS*, 5. kötet, 3. szám (2017), 35-51.

[HF-7] Katona József, Kővári Attila: *Agyi bioelektromos jelfeldolgozáson alapuló figyelem vizsgálata*, *EDU SZAKKÉPZÉS ÉS KÖRNYEZETPEDAGÓGIA ELEKTRONIKUS SZAKFOLYÓIRAT*, 5. kötet, 2. szám (2015), 7-20.

[HF-8] Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *Agy-számítógép interfészek rendszerbe történő illesztése*, *DUNAKAVICS*, 2. kötet, 6. szám (2014), 29-38.

[HF-9] Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *A figyelem EEG alapú vizsgálatának alkalmazási lehetőségei a tanulási folyamat várható eredményességének jelzésére*, *DUNAKAVICS*, 2. kötet, 8. szám (2014), 5-15.

[HF-10] Katona József, Kővári Attila, Ujbányi Tibor: *Agyhullám alapú irányítás alkalmazási lehetőségeinek vizsgálata*, *DUNAKAVICS*, 1. kötet, 2. szám (2013), 47-58.

7.1.2. Hivatkozott könyvrészlet

- [HKNYR-1] Jozsef Katona, Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi, Attila Kovari: *Electroencephalogram-based brain-computer interface for Internet of Robotic Things*, Cognitive Infocommunications, theory and applications, Topics in Intelligent Engineering and Informatics, Springer, pp. 249-272, 2018
- [HKNYR-2] Jozsef Katona: *The Comparison of the non-invasive mobile EEG registration and the signal processing devices*, Informatikai terek, DUF Press, Dunaújváros (2015), 97-110.
- [HKNYR-3] Jozsef Katona: *The examination of the application possibilities of brain wave-based control*, Szimbólikus közösségek, Dunakavics könyvek 8. kötet, DUF Press, Dunaújváros (2015), 167-176.
- [HKNYR-4] Katona József: *A rövidtávú memória (RTM) és a figyelem szerepe az emberi tanulásban és emlékezésben*, Informatikai terek, DUF Press, Dunaújváros (2015), 74-84.
- [HKNYR-5] Katona József, Ujbányi Tibor, Kővári Attila: *Agy-számítógép interfészek kialakításának, tervezésének szempontjai*, Az Informatika Korszerű Technikái, Dunakavics könyvek 2. kötet, DUF Press, Dunaújváros (2014), 198-204.
- [HKNYR-6] Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila: *A Non-Invazív Mobil EEG-regisztráló és -feldolgozó eszközök összehasonlítása*, Az Informatika Korszerű Technikái, Dunakavics könyvek 2. kötet, DUF Press, Dunaújváros (2014), 46-59.

7.1.3. Hivatkozott konferenciaközlemény

- [HKF-1] Jozsef Katona, Attila Kovari, Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi: *Examine the Effect of Different Web-based Media on Human BrainWaves*, 2017 8th International Conference on Cognitive InfoCommunications: (CogInfoCom), Debrecen, Magyarország (2017), 407-413.
- [HKF-2] Jozsef Katona, Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi, Attila Kovari: *Speed control of Festo Robotino mobile robot using NeuroSky MindWave EEG headset based Brain-Computer Interface*, 2016 7th International Conference on Cognitive InfoCommunications: (CogInfoCom), Wrocław, Lengyelország (2016), 251-257.
- [HKF-3] Jozsef Katona, Imre Farkas, Tibor Ujbanyi, Peter Dukan, Attila Kovari: *Evaluation Of The Neurosky MindFlex EEG Headset Brain Waves Data*, 2014 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI 2014), Herlany, Szlovákia (2014), 91-94.
- [HKF-4] Jozsef Katona, Peter Dukan, Tibor Ujbanyi, Peter Dukan, Attila Kovari: *Control of incoming calls by a Windows Phone based Brain Computer Interface*, 2014 15th IEEE

International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Magyarország (2014), 121-125.

[HKF-5] Jozsef Katona: *Examination and comparison of the EEG based Attention Test with CPT and T.O.V.A.*, 2014 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Magyarország (2014), 117-120.

[HKF-6] Gergely Sziladi, Tibor Ujbanyi, Jozsef Katona: *Cost-effective hand gesture computer control interface*, 2016 7th IEEE Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom), Wrocław, Lengyelország (2016), 239-243.

[HKF-7] Tibor Ujbanyi, Jozsef Katona, Gergely Sziladi, Attila Kovari: *Eye-Tracking Analysis of Computer Networks Exam Question Besides Different Skilled Groups*, 2016 7th IEEE Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom), Wrocław, Lengyelország (2016), 277-281.

[HKF-8] Katona Jozsef, Kovari Attila: *Agy-számítógép interfész alapú rendszerek a tanulás hatékonyságának növelésében: = Brain-Computer Interfaces to Increase the Learning Efficiency*, ENELKO 2016 - XVII. Nemzetközi Energetika-Elektrotechnika Konferencia, SzámOkt 2016 - XXVI. Nemzetközi Számítástechnika és Oktatás Konferencia, Kolozsvár, Románia (2016), 220-225.

7.2. A szerző egyéb a disszertációban nem hivatkozott publikációi

7.2.1. Tudományos folyóiratcikk

[F-1] Tibor Ujbanyi, Jozsef Katona, Attila Kovari: *Analysis of fixations while solving a test question related to computer networks*, **TEACHING MATHEMATICS AND COMPUTER SCIENCE**, 16. kötet, 1. szám (2018), 111-129.

[F-2] Jozsef Katona, Attila Kovari, Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi: *Hand Controlled Mobile Robot Applied in Virtual Environment*, **INTERNATIONAL JOURNAL OF MECHANICAL, AEROSPACE, INDUSTRIAL, MECHATRONIC AND MANUFACTURING ENGINEERING**, 11. kötet, 8. szám (2017), 1349-1354.

[F-3] Peter Kungl, Jozsef Katona: *Trajectory calculation using modified Euler method, presented in a platform game*, **DUNAKAVICS**, 3. kötet, 12. szám (2015), 29-40.

[F-4] Roland Cseh, Jozsef Katona: *Requirement analysis and specification of a Bill Monitor application based on Android Operating System*, **DUNAKAVICS**, 3. kötet, 2. szám (2015), 35-44.

[F-5] Roland Cseh, Jozsef Katona: *Design a Bill Monitor application based on Android Operation System*, **DUNAKAVICS**, 3. kötet, 3. szám (2015), 5-16.

[F-6] Tóbel Imre, Kővári Attila, Katona József: *LabVIEW Real Time valós idejű mérő- és irányítórendszer: II. PID-szabályozás megvalósítása Real-Time Target PC alapon*, **DUNAKAVICS**, 4. kötet, 3. szám (2016), 31-49.

[F-7] Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila: *A felhasználói fiók migrációjának egy alternatív lehetősége Windows Vista/7/8 operációs rendszerekben*, **DUNAKAVICS**, 2. kötet, 1. szám (2014), 31-43.

[F-8] Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila: *Az IT-biztonság egy gráf alapú modellje*, **DUNAKAVICS**, 2. kötet, 6. szám (2014), 39-47.

[F-9] Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila: *Felhasználói csoportok és adatkapcsolatok vizsgálata az IT biztonság szempontjából*, **DUNAKAVICS**, 2. kötet, 8. szám (2014), 15-25.

7.2.2. Könyv

[KNY-1] Katona József, Kővári Attila: *Objektumok létrehozása, megszüntetése, memória menedzsment: Gyakorlatorientált szoftverfejlesztés C++ nyelven Visual Studio Community fejlesztőkörnyezetben*, Publio Kiadó, Budapest (2016), 78.

E-könyv ISBN: 9789634245322

Nyomtatott ISBN: 9789634245315

[KNY-2] Katona József, Kővári Attila: *GENERIKUS PROGRAMOZÁS: Osztálysablonok, Általános felépítésű függvények, Függvények túlterhelése és Függvénysablonok*, Publio Kiadó, Budapest (2016), 144.

E-könyv ISBN: 9789634246046

Nyomtatott ISBN: 9789634246039

[KNY-3] Katona József, Kővári Attila: *A C++ szabványos sablonkönyvtár (STL) szekvenciális tárolói: Gyakorlatorientált szoftverfejlesztés C++ nyelven Visual Studio Community fejlesztőkörnyezetben*, Publio Kiadó, Budapest (2016), 354.

E-könyv ISBN: 9789634248842

Nyomtatott ISBN: 9789634248835

[KNY-4] Katona József, Kővári Attila: *A C++ szabványos sablonkönyvtár (STL) adapter tárolói: Gyakorlatorientált szoftverfejlesztés C++ nyelven Visual Studio Community fejlesztőkörnyezetben*, Publio Kiadó, Budapest (2016), 100.

E-könyv ISBN: 9789634249771

Nyomtatott ISBN: 9789634249788

[KNY-5] Katona József, Kővári Attila: *Objektumorientált szoftverfejlesztés alapjai: Gyakorlatorientált szoftverfejlesztés C++ nyelven Visual Studio Community fejlesztőkörnyezetben*, Publio Kiadó, Budapest (2015), 36.

E-könyv ISBN: 9789633977088

7.2.3. Könyvrészlet

[KNYR-1] Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi, Jozsef Katona, Attila Kovari: *Pilot application of eye-tracking to analyze a computer exam test*, Cognitive Infocommunications and Computing, Topics in Intelligent Engineering and Informatics, Springer, pp. 323-341, 2018

[KNYR-2] Katona József: *Aszteroida becsapódások hatásának összehasonlító elemzése szimulációs szoftver segítségével*, Informatikai terek, DUF Press, Dunaújváros (2015), 145-156.

[KNYR-3] Ujbányi Tibor, Katona József, Kővári Attila, Király Zoltán, Kadocsa László: *IKT-eszközök bevezetésének és használatának problémái az oktatásban*, Tudományos terek, Dunakavics könyvek 6. kötet, DUF Press, Dunaújváros (2014), 21-34.

7.2.4. Konferenciaközlemény

[KF-1] Jozsef Katona, Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi, Attila Kovari: *Hand Controlled Mobile Robot Applied in Virtual Environment*, 2017 19th International Conference on Control and Automation (ICCA), Barcelona, Spanyolország (2017), 1549-1554.

[KF-2] Tibor Ujbanyi, Gergely Sziladi, Jozsef Katona, Attila Kovari: *ICT Based Interactive and Smart Technologies in Education - Teaching Difficulties*, 2017 229th International Conference on Education and E-learning (ICEEL), Barcelona, Spanyolország (2017), 39-44.

[KF-3] Jozsef Katona, Attila Kovari: *Cost-effective WiFi controlled mobile robot*, 2016 11th International Symposium on Applied Informatics and Related Areas (AIS), Székesfehérvár, Magyarország (2016), 28-31.

[KF-4] Imre Farkas, Peter Dukan, Jozsef Katona, Attila Kovari: *Wireless Sensor Network Protocol Developed for Microcontroller-based Wireless Sensor Units, and Data Processing with Visualization by LabVIEW*, 2014 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI), Herlany, Szlovákia (2014), 95-98.

[KF-5] Peter Dukan, Attila Kovari, Jozsef Katona: *Low consumption and high performance Intel, AMD and ARM based Mini PCs*, 2014 15th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Magyarország (2014), 127-131.

[KF-6] Tibor Ujbanyi, Jozsef Katona, Attila Kovari: *Examination of the vulnerable levels of user groups based on an IT security model*, 2014 15th IEEE International Symposium on

Computational Intelligence and Informatics (CINTI 2014), Budapest, Magyarország (2014), 133-136.

8. Irodalomjegyzék

- [1] A. D. Baddeley és G. J. Hitch: *Working Memory*, Recent Advances in Learning and Motivation, 8. kötet (1974), 47-89.
- [2] A. D. Baddeley: *Az emberi emlékezet*, Osiris Kiadó, Budapest (2005), 616.
- [3] A. D. Baddeley: *The episodic buffer: a new component of working memory?*, Trends in Cognitive Science, 4. kötet, 11. szám (2000), 417-423.
- [4] A. D. Baddeley: *Working Memory*, Oxford University Press, Oxford (1987), 304.
- [5] A. Diaconescu, E. Kramer, C. Hermann, Y. Ma, V. Dhawan, T. Chaly, D. Eidelberg, A. McIntosh és G. Smith: *Distinct functional networks associated with improvement of affective symptoms and cognitive function during citalopram treatment in geriatric depression*, Human Brain Mapping, 32. kötet, 10. szám (2010), 1677-1691.
- [6] A. Meyer és D. Rose: *The Future is in the Margins: The Role of Technology and Disability in Educational Reform*, A practical reader in universal design for learning, MA: Harvard Education Press, Cambridge (2005), 13-35.
- [7] A. Oláh: *Pszichológiai alapismeretek*, Bölcsész Konzorcium, Budapest (2006), 768.
- [8] A. Rossi, L. Pessoa, R. Desimone és L. Ungerleider: *The prefrontal cortex and the executive control of attention*, Experimental Brain Research, 192. kötet, 3. szám (2008), 489-497.
- [9] A. Sugiura, T. Eto, H. Takada és F. Kinoshita: *Cerebral blood flow in the prefrontal cortex while reading a novel on a tablet computer and its effect on sleep: Temporary and remaining changes*, 2016 11th International Conference on Computer Science & Education (ICCSE), Nagoya, Japan (2016), 35-40.
- [10] A. Vandierendonck, E. Kemps, M. Fastame és A. Szmalec: *Working memory components of the Corsi blocks task*, British Journal of Psychology, 95. kötet, 1. szám (2004), 57-79.
- [11] A. Y. Kaplan, S. L. Shishkin, I. P. Ganin, I. A. Basyul és A. Y. Zhigalov: *Adapting the P300-Based Brain-Computer Interface for Gaming: A Review*, IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games, 5. kötet, 2. szám (2013), 141-149.
- [12] Atlasz Tamás: *Mozgásszabályozás*, Pécs (2015), 112.
- [13] B. Blankertz, G. Dornhege, C. Schafer, R. Krejci, J. Kohlmorgen, K. -R. Müller, V. Kunzmann, F. Losch és G. Curio: *Boosting bit rates and error detection for the classification*

- of fast-paced motor commands based on single-trial eeg analysis*, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11. kötet, 2. szám (2003), 127-131.
- [14] B. Majdic, C. Cowan, J. Girdner, W. Opoku, O. Pierrakos és E. Barrella: *Monitoring brain waves in an effort to investigate student's cognitive load during a variety of problem solving scenarios*, 2017 Systems and Information Engineering Design Symposium (SIEDS), Charlottesville, VA, USA (2017), 186-191.
- [15] B. van de Laar, H. Gurkok, D. Plass-Oude Bos, M. Poel és A. Nijholt: *Experiencing BCI Control in a Popular Computer Game*, IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games, 5. kötet, 2. szám (2013), 176-184.
- [16] C. Bendinelli, A. Bivard, S. Nebauer, M. W. Parsons, Z. J. Balogh: *Brain CT perfusion provides additional useful information in severe traumatic brain injury*, Injury, 44. kötet, 9. szám (2013), 1208-1212.
- [17] C. Cajochen, J. Wyatt, C. Czeisler és D. Dijk: *Separation of circadian and wake duration-dependent modulation of EEG activation during wakefulness*, Neuroscience, 114. kötet, 4. szám (2002) 1047-1060.
- [18] C. K. Conners, J. N. Epstein, A. Angold és J. Klaric: *Continuous Performance Test Performance in a Normative Epidemiological Sample*, Journal of Abnormal Child Psychology, 31. kötet, 5. szám (2003), 555-562.
- [19] C. Kothe és S. Makeig: *BCILAB: a platform for brain-computer interface development*, Journal of Neural Engineering, 10. kötet, 5. szám (2013), 056014.
- [20] C. M. Tyng, H. U. Amin, M. N. M. Saad, A. S. Malik és K. Kang: *EEG coherence and source localization analysis during multimedia learning process*, 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Kuala Lumpur, Malaysia (2016), 5-8.
- [21] C. Moridis és A. Economides: *Toward Computer-Aided Affective Learning Systems: A Literature Review*, Journal of Educational Computing Research, 39. kötet, 4. szám (2008), 313-337.
- [22] C. Riccio: *The continuous performance test: a window on the neural substrates for attention?*, Archives of Clinical Neuropsychology, 17. kötet, 3. szám (2002), 235-272.
- [23] C. Zickler, A. Riccio, F. Leotta, S. H-Tress, S. Halder, E. Holz, P. S-Sälzer, E. Hoogerwerf, L. Desideri, D. Mattia és A. Kübler: *A Brain-Computer Interface as Input Channel for a*

Standard Assistive Technology Software, Clinical EEG and Neuroscience, 42. kötet, 4. szám (2011), 236-244.

[24] D. J. McFarland és J. R. Wolpaw: *Brain-computer interfaces for communication and control*, Communications of the ACM, vol. 54. kötet, 5. szám (2011), 60-66.

[25] D. S. Tan és A. Nijholt: *Brain-Computer Interfaces: Applying our Minds to Human-Computer Interaction*, Human-Computer Interaction Series, Springer, London (2010), 287.

[26] D. Stuss: *Frontal lobes and attention: Processes and networks, fractionation and integration*, Journal of the International Neuropsychological Society, 12. kötet, 2. szám (2006), 261-271.

[27] D. Surangsrirat és A. Intarapanich: *Analysis of the meditation brainwave from consumer EEG device*, SoutheastCon 2015, Fort Lauderdale, FL, USA (2015), 1-6.

[28] E. Curran: *Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems*, Brain and Cognition, 51. kötet, 3. szám (2003), 326-336.

[29] E. Miller, D. Freedman és J. Wallis: *The prefrontal cortex: categories, concepts and cognition*, Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences, 357. kötet, 1424. szám (2002), 1123-1136.

[30] E. Strauss, E. M. S. Sherman és O. Spreen: *A Compendium of Neuropsychological Tests*, Oxford University Press, New York, USA (2008), 1240.

[31] *EEG Headsets | NeuroSky Store*, Store.neurosky.com, 2017. [Online], Elérhető: <https://store.neurosky.com/> [Letöltve: 2017. 07. 24.]

[32] G. Dornhege, J. del R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland, és K. -R. Müller: *Toward Brain-Computer Interfacing*, The MIT Press, Cambridge, Massachusetts (2007), 520.

[33] G. R. M-Putz, C. Breitwieser, M. Tangermann, M. Schreuder, M. Tavella, R. Leeb, F. Cincotti, F. Leotta és C. Neuper: *Tobi hybrid BCI: principle of a new assistive method*, International Journal of Bioelectromagnetism, 13. kötet, 3. szám (2011), 144-145.

[34] G. Schalk, D. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer és J. R. Wolpaw, *BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51. kötet, 6. szám (2004), 1034-1043.

- [35] G. Serafini, M. Pompili, M. B. Murri, M. Respino, L. Ghio, P. Girardi, P. Fitzgerald és M. Amore: *The Effects of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation on Cognitive Performance in Treatment-Resistant Depression. A Systematic Review*, *Neuropsychobiology*, 71. kötet, 3. szám (2015), 125-139.
- [36] G. Singh és N. Gupta: *Electroencephalography-based monitors*, *Journal of Neuroanaesthesiology and Critical Care*, 2. kötet, 3. szám (2015), 168-178.
- [37] György Molnár: *How digital and virtual life trapped in visuality and new media systems affect teaching and the learning process*, *Virtual Reality – Real Visuality: Virtual, Visual, Veridical (Visual Learning)*, *Internationaler Verlag der Wissenschaften* (2017), 101-120.
- [38] György Molnár: *The Impact of Modern ICT-based Teaching and Learning Methods in Social Media and Networked Environment*, 11th International Scientific Conference on Distance Learning in Applied Informatics, Štúrovo, Szlovákia (2016), 341-350.
- [39] György Molnár, Zoltán Szűts és Dávid Sik: *Use of big data in education efficiency analysis*, EDEN 2016 Annual Conference - Re-imagining Learning Scenarios, Budapest, Hungary (2016), 52-53.
- [40] György Molnár: *Modern ICT based teaching and learning support systems and solutions in higher education practice*, 10th International Scientific Conference on Distance Learning in Applied Informatics, Štúrovo, Szlovákia (2014), 421-430.
- [41] H. Ebbinghaus: *Memory; a contribution to experimental psychology*, Teachers College, Columbia University, New York city (1913), 146.
- [42] H. Ito, R. Kawashima, S. Awata, S. Ono, K. Sato, R. Goto, M. Koyama, M. Sato, H. Fukuda: *Hypoperfusion in the limbic system and prefrontal cortex in depression: SPECT with anatomic standardization technique*, *Journal of Nuclear Medicine*, 37. kötet, 3. szám (1996), 410-414.
- [43] H. Kececi és Y. Degirmenci: *Quantitative EEG and cognitive evoked potentials in anemia*, *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38. kötet, 2. szám (2008), 137-143.
- [44] H. Markram: *Simulating the Brain – The Next Decisive Years*, [előadás], *International Supercomputing Conference*, Hamburg, Germany, 2011.
- [45] H. Markram: *The Blue Brain Project*, *Nature Reviews Neuroscience*, 7. kötet, 2. szám (2006), 153-160.

- [46] H. Rosvold, A. Mirsky, I. Sarason, E. D. Bransome Jr. és L. H. Beck: *A continuous performance test of brain damage*, Journal of Consulting Psychology, 20. kötet (1956), 343-350.
- [47] H. Sun, L. Bi, X. Lu, B. Fan és Y. Guo: *Vigilance analysis based on EEG band power using Support Vector Machine*, 2015 8th International Congress on Image and Signal Processing (CISP), Shenyang, China (2015), 1090-1094.
- [48] I. Bende, J. Kállai, K. Karádi, M. Racsmány: *Bevezetés a neuropszichológiába*, Medicina Könyvkiadó, Budapest (2008), 577.
- [49] I. Czigler: *A figyelem pszichológiája*, Akadémiai Kiadó, Budapest (2005), 234.
- [50] I. Czigler: *Figyelem*, Scientia Humana Társulás, Budapest (1994), 160.
- [51] I. István: *Figyelem és percepció*, Kossuth Egyetemi Kiadó, Debrecen (2001), 346.
- [52] I. Szirmai: *Neurológia*, Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest (2011), 588.
- [53] J. Anderson, S. Betts, J. Ferris, J. Fincham és J. Yang: *Using Brain Imaging to Interpret Student Problem Solving*, IEEE Intelligent Systems, 26. kötet, 5. szám (2011), 22-29.
- [54] J. Duncan, H. Emslie, P. Williams, R. Johnson és C. Freer: *Intelligence and the Frontal Lobe: The Organization of Goal-Directed Behavior*, Cognitive Psychology, 30. kötet, 3. szám (1996), 257-303.
- [55] J. Fuster, M. Bodner és J. Kroger: *Cross-modal and cross-temporal association in neurons of frontal cortex*, Nature, 405. kötet, 6784. szám (2000) 347-351.
- [56] J. Haynes és G. Rees: *Decoding mental states from brain activity in humans*, Nature Reviews Neuroscience, 7. kötet, 7. szám (2006), 523-534.
- [57] J. Haynes, K. Sakai, G. Rees, S. Gilbert, C. Frith és R. Passingham: *Reading Hidden Intentions in the Human Brain*, Current Biology, 17. kötet, 4. szám (2007), 323-328.
- [58] J. R. Wolpaw és E. W. Wolpaw: *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*, Oxford University Press, Oxford (2012), 424.
- [59] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtscheller és T. Vaughan: *Brain-computer interfaces for communication and control*, Clinical Neurophysiology, 113. kötet, 6. szám (2002), 767-791.
- [60] J. S. Kreutzer, J. DeLuca és B. Caplan: *Encyclopedia of Clinical Neuropsychology*, Springer, New York (2011), 676.

- [61] J. Shih, D. Krusienski and J. R. Wolpaw: *Brain-Computer Interfaces in Medicine*, Mayo Clinic Proceedings, 87. kötet, 3. szám (2012), 268-279.
- [62] J. Wang, L. Rogers, E. Gross, A. Ryals, M. Dokucu, K. Brandstatt, M. Hermiller és J. Voss: *Targeted enhancement of cortical-hippocampal brain networks and associative memory*, Science, 345. kötet, 6200. szám (2014), 1054-1057.
- [63] K. Gaskó, E. Hajdú, O. Kálmán, I. Lukács, I. Nahalka és J. F. Petriné: *A gyakorlati pedagógia néhány alap kérdése; Hatékony tanulás*, Bölcsész Konzorcium, Budapest (2006), 190.
- [64] K. N. Kollár, É. Szabó: *Pszichológia pedagógusoknak*, Osiris Kiadó, Budapest (2004), 640.
- [65] K. Yaomane, S. Pan-ngum és P. I. N. Ayuthaya: *Brain signal detection methodology for attention training using minimal EEG channels*, 2012 Tenth International Conference on ICT and Knowledge Engineering, Bangkok, Thailand (2012), 84-89.
- [66] L. Aftanas és S. Golocheikine: *Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation*, Neuroscience Letters, 310. kötet, 1. szám (2001), 57-60.
- [67] L. Balogh: *Pedagógiai pszichológia az iskolai gyakorlatban*, Urbis, Budapest (2006), 370.
- [68] L. Citi, R. Poli, C. Cinel és F. Sepulveda: *P300-Based BCI Mouse With Genetically-Optimized Analogue Control*, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 16. kötet, 1. szám (2008), 51-61.
- [69] L. E. Brown, E. T. Wilson és P. L. Gribble: *Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation to the Primary Motor Cortex Interferes with Motor Learning by Observing*, Journal of Cognitive Neuroscience, 21. kötet, 5. szám (2009), 1013-1022.
- [70] L. Greenberg és I. Waldmant: *Developmental Normative Data on The Test of Variables of Attention (T.O.V.A.?)*, Journal of Child Psychology and Psychiatry, 34. kötet, 6. szám (1993), 1019-1030.
- [71] L. Horváth: *Funkcionális anatómia*, Nemzeti Tankönyvkiadó, Budapest (1998), 523.
- [72] L. M. Greenberg, C. Holder, C. L. Kindschi és T. Dupuy: *T.O.V.A.® 9 Clinical Manual Test of Variables of Attention Continuous Performance Test*, The TOVA Company, Los Alamitos, CA, USA (2017), 50.

- [73] L. Tóth: *Pszichológia a tanításban*, Pedellus Tankönyvkiadó, Debrecen (2000), 372.
- [74] M. A. Lebedev és M. A. Nicolelis: *Brain-machine interfaces: past, present and future*, Trends in Neurosciences, 29. kötet, 9. szám (2006), 536-546.
- [75] M. A-Zahhad, S. Ahmed és S. Abbas: *A Novel Biometric Approach for Human Identification and Verification Using Eye Blinking Signal*, IEEE Signal Processing Letters, 22. kötet, 7. szám (2015), 876-880.
- [76] M. B. Dkhil, A. Wali és A. Alimi: *Drowsy driver detection by EEG analysis using Fast Fourier Transform*, 2015 15th International Conference on Intelligent Systems Design and Applications (ISDA), Marrakech, Morocco (2015), 313-318.
- [77] M. Cappelletti, F. Fregni, K. Shapiro, A. Pascual-Leone és A. Caramazza: *Processing Nouns and Verbs in the Left Frontal Cortex: A Transcranial Magnetic Stimulation Study*, Journal of Cognitive Neuroscience, 20. kötet, 4. szám (2008), 707-720.
- [78] M. D'Esposito, B. R. Postle és B. Rypma: *Prefrontal cortical contributions to working memory: evidence from event-related fMRI studies*, Experimental Brain Research, 133. kötet, 1. szám (2000), 3-11.
- [79] M. M. Moreno, Y. Kopsinis, E. Kofidis, C. Chatzichristos és S. Theodoridis: *Assisted dictionary learning for FMRI data analysis*, 2017 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), New Orleans, LA, USA (2017), 806-810.
- [80] M. Murugappan és S. Murugappan: *Human emotion recognition through short time Electroencephalogram (EEG) signals using Fast Fourier Transform (FFT)*, 2013 IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications, Kuala Lumpur, Malaysia (2013), 289-294.
- [81] M. Murugappan, S. Murugappan, Balaganapathy és C. Gerard: *Wireless EEG signals based Neuromarketing system using Fast Fourier Transform (FFT)*, 2014 IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing and its Applications, Kuala Lumpur, Malaysia (2014), 25-30.
- [82] M. Nuwer: *Assessment of digital EEG, quantitative EEG, and EEG brain mapping: Report of the American Academy of Neurology and the American Clinical Neurophysiology Society*, Neurology, 49. kötet (1997), 277-292.
- [83] M. Petrides: *Deficits on conditional associative-learning tasks after frontal- and temporal-lobe lesions in man*, Neuropsychologia, 23. kötet, 5. szám (1985) 601-614.

- [84] M. Röbbiger: *Az emberi agy*, Tessloff és Babilon Kiadó, Budapest (2001), 48.
- [85] *MediaPhys 2.0*, Mhhe.com, 2017. [Online], Elérhető: http://www.mhhe.com/biosci/ap/mediaphys2_inprogress/data/nervous/026/index.html
[Letöltve: 2017.07.21.]
- [86] Montor és Karel: *Attention-level analyzer*, szabadalom, pat. No. US 3877466, 1975.
- [87] N. B. Mohamad, K. Y. Lee, W. Mansor, Z. Mahmoodin és S. Amirin: *Normal and dyslexic children: EEG topography versus fMRI brain images during letters writing*, 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Kuala Lumpur, Malaysia, (2016), 291-295.
- [88] N. Cooper, A. Burgess, R. Croft és J. Gruzelier: *Investigating evoked and induced electroencephalogram activity in task-related alpha power increases during an internally directed attention task*, *NeuroReport*, 17. kötet, 2. szám (2006), 205-208.
- [89] N. Goyal, S. Siddiqui, U. Chatterjee, D. Kumar és A. Siddiqui: *Neuropsychology of prefrontal cortex*, *Indian Journal of Psychiatry*, 50. kötet, 3. szám (2008), 202-208.
- [90] N. N. P. Trinh, T. Q. D. Khoa és V. V. Toi: *Investigating the Deceptive Task in Dorsolateral Prefrontal Cortex by Functional Near-infrared Spectroscopy (fNIRS)*, 2013 29th Southern Biomedical Engineering Conference, Miami, FL, USA (2013), 95-96.
- [91] *NeuroSky: Brain Wave Signal (EEG) of NeuroSky*, NeuroSky Inc. (2009), 22.
- [92] O. Takeuchi, M. Ikeda és A. Mizumoto: *The cerebral basis for language learner strategies: A near-infrared spectroscopy study*, *Reading in a Foreign Language*, 24. kötet, 2. szám (2012), 136-157.
- [93] P. Baranyi és A. Csapo: *Definition and Synergies of Cognitive Infocommunications*, *Acta Ploytechnica Hungarica*, 9. kötet, 1. szám (2012), 67-83.
- [94] P. Baranyi, A. Csapo és Gy. Sallai: *Cognitive Infocommunications (CogInfoCom)*, Springer, Berlin (2015), 219.
- [95] P. Bryn Farnsworth, *Top 14 EEG Hardware Companies [Ranked]*, iMotions, 2017. [Online]. Elérhető: <https://imotions.com/blog/top-14-eeg-hardware-companies-ranked/>
[Letöltve: 2017. 09. 30.]
- [96] P. Campisi és D. La Rocca: *Brain waves for automatic biometric-based user recognition*, *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, 9. kötet, 5. szám (2014), 782-800.

- [97] P. Fletcher: *Frontal lobes and human memory: Insights from functional neuroimaging*, Brain, 124. kötet, 5. szám (2001), 849-881.
- [98] P. K. Chae: *Correlation study between WISC-III scores and TOVA performance*, Psychology in the Schools, 36. kötet, 3. szám (1999), 179-185.
- [99] P. Lepola: *Novel EEG Electrode Set for Emergency Use*, University of Eastern Finland (2014), 106.
- [100] P. -Y. Cheng, Y. -N. Su, Y. -C Chien, C. -H. Lai, G. -Y Chen, I. -W Lu és Y. -M. Huang: *Develop an Attention Recognition Mechanism on e-book reading system by brainwave and visual*, 2015 9th International Conference on Sensing Technology (ICST), Auckland, New Zealand (2015), 438-442.
- [101] R. C. Atkinson és E. Hilgard: *Pszichológia*, Osiris Kiadó, Budapest (2005), 847.
- [102] R. C. Atkinson és R. M. Shiffrin: *Human memory: A proposed system and its control processes*, The psychology of learning and motivation: Advances in Research and Theory, Academic Press, New York, 2. kötet (1968), 89-195.
- [103] R. C. Martin: *Tiszta kód – Az agilis szoftverfejlesztés kézikönyve*, Kiskapu Kiadó, Budapest (2010), 466.
- [104] R. Davidson: *What does the prefrontal cortex “do” in affect: perspectives on frontal EEG asymmetry research*, Biological Psychology, 67. kötet, 1-2. szám (2004), 219-234.
- [105] R. Kessels, M. van Zandvoort, A. Postma, L. Kappelle és E. de Haan: *The Corsi Block-Tapping Task: Standardization and Normative Data*, Applied Neuropsychology, 7. kötet, 4. szám (2000), 252-258.
- [106] R. Lark, D. Wallace és R. Fitzgerald: *Test-Retest Reliability and Standard Error of Measurement for the Test of Variables of Attention (T.O.V.A.) With Healthy School-Age Children*, Assessment, 11. kötet, 4. szám (2004), 285-289.
- [107] R. T. Pivik és K. Harman: *A reconceptualization of EEG alpha activity as an index of arousal during sleep: all alpha activity is not equal*, Journal of Sleep Research, 4. kötet, 3. szám (1995), 131-137.
- [108] R. Tobita: *Effectiveness of Analysis with Near-Infrared Spectroscopy for EFL Learners in Japan*, (HCI) International 2016 - Posters' Extended Abstracts - 18th International Conference, Toronto, Canada (2016), 201-206.

- [109] S. B. Chapman és S. Kirkland: *Make Your Brain Smarter: Increase Your Brain's Creativity, Energy, and Focus*, Simon and Schuster, New York (2013), 285.
- [110] S. Coyle, T. Ward, C. Markham és G. McDarby: *On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces*, *Physiological Measurement*, 25. kötet, 4. szám (2004), 815-822.
- [111] Stuart Johnstone, Blackman, Russell és Jason M Bruggemann: *EEG From a Single-Channel Dry-Sensor Recording Device*, *Clinical EEG and neuroscience: official journal of the EEG and Clinical Neuroscience Society*, 43. kötet, 2. szám (2012), 112-120.
- [112] S. Mohamad, W. Mansor és K. Y. Lee: *Review of neurological techniques of diagnosing dyslexia in children*", 2013 IEEE 3rd International Conference on System Engineering and Technology, Shah Alam, Malaysia (2013), 389-393.
- [113] S. -N. Hoeksema: *Atkinson& Hilgard's: Introduction to Psychology*, Cengage Learning EMEA, 15. kiadás, London, United Kingdom (2014), 816.
- [114] S. Sanei, J. A. Chambers: *EEG Signal Processing*, John Wiley & Sons Ltd, UK (2008), 312.
- [115] S. Schweizer, J. Grahn, A. Hampshire, D. Mobbs és T. Dalgleish: *Training the Emotional Brain: Improving Affective Control through Emotional Working Memory Training*, *Journal of Neuroscience*, 33. kötet, 12. szám (2013), 5301-5311.
- [116] S. Sike és L. Varga, *Szoftvertudomány és UML*, ELTE Eötvös Kiadó, Budapest (2003), 344.
- [117] S. T. Muller és B. J. Piper: *The Psychology Experiment Building Language (PEBL) and PEBL Test Battery*, *Journal of Neuroscience Methods*, 222. kötet (2014), 250-259.
- [118] Society for Neuroscience: *Brain Facts: Brain Facts: A Primer on the Brain and Nervous System*, Society for Neuroscience, Washington, USA (2012), 96.
- [119] T. H. Budzynski, H. K. Budzynski, J. R. Evans és A. Abarbanel: *Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications*, Academic Press; 2 edition, USA (2009), 528.
- [120] T. Kahnt, M. Grueschow, O. Speck és J. Haynes, *Perceptual Learning and Decision-Making in Human Medial Frontal Cortex*, *Neuron*, 70. kötet 3. szám (2011), 549-559.

- [121] T. O. Zander és C. Kothe: *Towards passive brain–computer interfaces: applying brain–computer interface technology to human–machine systems in general*, Journal of Neural Engineering, 8. kötet, 2. szám (2011), 025005.
- [122] T. Tinius: *Quantitative Electroencephalographic Analysis (QEEG) Databases for Neurotherapy: Description, Validation, and Application*, CRC Press, New York, London (2004), 200.
- [123] T. Zhong, X. Li, X. Tu, S. Zhao és S. Zhou: *The prediction of attentional status with task difficulty based on EEG signals*, 2016 2nd IEEE International Conference on Computer and Communications (ICCC), Chengdu, China (2016), 773-777.
- [124] Trans Cranial Technologies ltd.: *10/20 System Positioning Manual*, Hong Kong (2012), 20.
- [125] V. Csépe, M. Györi és A. Ragó: *Általános pszichológia 2: Tanulás-émlékezés-tudás*, Osiris Kiadó, Budapest (2007), 402.
- [126] W. Asaad, G. Rainer és E. Miller: *Neural Activity in the Primate Prefrontal Cortex during Associative Learning*, Neuron, 21. kötet, 6. szám (1998), 1399-1407.
- [127] W. O. Tatum, A. M. Husain, S. R. Benbadis és P.W. Kaplan: *Handbook of EEG Interpretation*, Demos Medical Publishing, New York (2008), 276.
- [128] X. Li, Q. Zhao, L. Liu, H. Peng, Y. Qi, C. Mao, Z. Fang, Q. Liu és B. Hu: *Improve Affective Learning with EEG Approach*, Computing and Informatics, 29. kötet, 4. szám (2010), 557-570.
- [129] Y. Li, J. Pan, F. Wang és Z. Yu: *A Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60. kötet, 11. szám (2013), 3156-3166.
- [130] Y. Renard, F. Lotte, G. Gibert, M. Congedo, E. Maby, V. Delannoy, O. Bertrand és A. Lécuyer: *OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments*, Presence: teleoperators and virtual environments, 19. kötet, 1. szám (2010) 35-53.
- [131] Y. Sakagami, R. Watanabe, C. Aoyama, S. Matsunaga, N. Higaki és K. Fujimura: *The intelligent ASIMO: system overview and integration*, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System, Lausanne, Switzerland (2002), 2478-2483.

[132] Zs. Tárnok, P. Barsi, J. Gádoros és P. Halász: *Végrehajtó funkciók zavara frontális károsodásokban es frontális epilepsziában*, Ideggyógyászati szemle, 59. kötet, 7-8. szám (2006), 269-280.

Ábrajegyzék

2-1. ábra: Atkinson és Shiffrin kettősmemória-modell reprezentációja	6
2-2. ábra: Az RTM működése	6
2-3. ábra: A tömbösítési eljárás	7
2-4. ábra: Baddeley és Hitch munkamemória-modelljének reprezentációja.....	8
2-5. ábra: A PCPT folyamatának egy részlete, ahol megkülönböztetünk célingert, amelyek az angol ABC betűi A-tól U-ig, ebben az esetben a szóközbillentyű lenyomása kötelező, és célingerral ellentétes karaktert; X, ebben az esetben a szóköz billentyű leütése tiltott. A teszt során 20 karakter jelenik meg egymást követően 250 milliszekundumra, 1,2 vagy 4 másodperces időközökkel.	11
2-6. ábra: A PTOAV folyamatának egy részlete, ahol megkülönböztetünk célingert; a fekete négyzet a fehér négyzetben felül helyezkedik el, ebben az esetben a szóközbillentyű lenyomása kötelező, és célingerral ellentétes állapotot; a fekete négyzet a fehér négyzetben alul helyezkedik el, ebben az esetben a szóköz billentyű leütése nem megengedett.	12
2-7. ábra: A PCorsi folyamatának egy részlete, ahol a tesztalany feladata a számítógép által másodpercenként felvillantott négyzetek helyes sorrendben történő visszaidézése. A visszaidézést követően a tesztalany azonnali visszajelzést kap a sikerességről (Correct) vagy sikertelenségről (Incorrect).....	15
2-8. ábra: A PEBbinghaus folyamatának egy részlete, ahol a tesztalany 8 darab karaktersorozatot figyel, amelyeket memorizálni kell. A memorizálást követően, a visszaidézés szakaszban a tesztalanynek meg kell próbálnia felidézni a helyes sorrendet.....	16
2-9. ábra: Az akciós potenciál (A) [13], valamint az excitátoros posztszinaptikus potenciál (EPSP) és az inhibitoros posztszinaptikus potenciál (IPSP) (B) [81]	21
2-10. ábra: A nemzetközi 10-20-as és 10-10-es szabvány [124]	25
2-11. ábra: EEG headset-tel mintavételezett agyjelek Cooley–Tukey FFT algoritmussal meghatározott teljesítmény spektruma.....	29
2-12. ábra: A BCI rendszer funkcionális modellje.....	32
2-13. ábra: BCI eszköz felépítésének modellje.....	34
2-14. ábra: Az agy-számítógép rendszer felépítése közvetlen beépülő felhasználói alkalmazással.....	36
2-15. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer külső felhasználói alkalmazással	37
2-16. ábra: Az agy-számítógép interfész rendszer üzenet küldésén alapuló alkalmazással.....	38
3-1. ábra: PCPT teszt 1 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltokozása 43	

3-2. ábra: PCPT teszt 2 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása	44
3-3. ábra: PCPT teszt 4 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása	44
3-4. ábra: PCPT teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke	45
3-5. ábra: PCPT teszt 1 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása	48
3-6. ábra: PCPT teszt 2 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása	48
3-7. ábra: PCPT teszt 4 másodperces időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása	49
3-8. ábra: PCPT teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke	49
3-9. ábra: Az X_m órákban kapott PCPT-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével.....	51
3-10. ábra: Az X_a órákban kapott PCPT-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével.....	51
3-11. ábra: A figyelmet vizsgáló PCPT-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható az X_m és az X_a eredmények tekintetében	52
3-12. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható az X_m és az X_a órákban.	52
3-13. ábra: PTOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének változása	54
3-14. ábra: PTOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének változása	55
3-15. ábra: PTOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke.....	55
3-16. ábra: PTOAV teszt első időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása.....	57
3-17. ábra: PTOAV teszt második időblokkjában történt figyelem értékének váltakozása.....	58
3-18. ábra: PTOAV teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke.....	58
3-19. ábra: A X_m órákban kapott PTOAV-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével.....	60
3-20. ábra: A X_a órákban kapott PTOAV-féle teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint értékével.....	60
3-21. ábra: A figyelmet vizsgáló PTOAV-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható a X_m és a X_a eredmények tekintetében.....	61
3-22. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható a X_m és a X_a órákban.	61
3-23. ábra: PCorsi teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke	64
3-24. ábra: PCorsi teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke	65
3-25. ábra: A PCorsi teszt eredménye szignifikáns pozitív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint különbségeinek értékével	66

3-26. ábra: A figyelmet vizsgáló PCorsi-féle tesztek eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható a X_m és a X_a eredmények tekintetében	67
3-27. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható a X_m és a X_a órákban	67
3-28. ábra: PEbbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke. 70	
3-29. ábra: PEbbinghaus teszt alatt monitorozott és számított figyelem/koncentráció értéke. 72	
3-30. ábra: A PEbbinghaus teszt eredménye szignifikáns negatív irányú összefüggést mutat a BCI rendszer által meghatározott átlagos figyelmi szint különbségeinek értékével.....	73
3-31. ábra: A rövidtávú memóriát vizsgáló PEbbinghaus-féle tesztek eredményei között szignifikáns különbség tapasztalható a X_m és a X_a eredmények tekintetében	74
3-32. ábra: A BCI rendszer által mért átlagos figyelem szint eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható a X_m és a X_a órákban.....	74
4-1. ábra: Packets és SerialPorts E/K modell	80
4-2. ábra: A használati eset modell (részlet az egyes felhasználási esetekből).....	82
4-3. ábra: A BCI rendszer szoftverének nagyvonalú logikai terve	83
4-4. ábra: A ParametersConverter osztálydiagram.....	84
4-5. ábra: A modell osztálydiagramja (részlet)	85
4-6. ábra: A nézetmodell osztálydiagramja (részlet).....	86
4-7. ábra: A nézet osztálydiagramja (részlet).....	87
4-8. ábra: A dinamikus modell (szekvencia diagram) (részlet az adatmentésből).....	88
4-9. ábra: A MindWave EEG headset-ből érkező csomag feldolgozásának egyik fő függvénye. Require: \$IsInPacket\$ = false, \$HasPower\$ = false, \$IsPLCorrect\$ = false, \$PacketIndex\$ = 0, \$PL\$ = 0, \$CA\$ = 0, \$Checksum\$ = 0, \$MAX_PACKET_LENGTH\$ = 32; Comment{PL = PacketLength; IsPLCorrect = IsPacketLengthCorrect; CA = CheksumAccumulator}	93
4-10. ábra: A BCI adatfeldolgozó és megjelenítő szoftver felhasználói felülete.....	95

Táblázatjegyzék

1. táblázat: Agyhullám típusok, frekvencia tartományuk, amplitúdójuk és jelentőségük [91]	26
2. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PCPT összefoglaló eredménye	42
3. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PCPT eredménye .	47
4. táblázat: A PCPT-féle teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára (N=32) vonatkozóan.	51
5. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PTOAV összefoglaló eredménye.....	53
6. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PTOAV eredménye	56
7. táblázat: A PTOAV-féle teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középértékének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára (N=32) vonatkozóan.	60
8. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PCorsi összefoglaló eredménye	63
9. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PCorsi eredménye	64
10. táblázat: A PCorsi teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára (N=32) vonatkozóan.....	67
11. táblázat: Véletlenszerű mintavétel alkalmazásával kiválasztott vizsgálati személy, jobb teszteredményt mutató PEBbinghaus teszt összefoglaló eredménye.....	68
12. táblázat: Ugyanazon vizsgálati személy gyengébb teszteredményt adó PEBbinghaus teszt összefoglaló eredménye	70
13. táblázat: A PEBbinghaus teszt eredményének és a BCI által meghatározott, a figyelem szintjére jellemző középérték különbségének Spearman-féle korrelációs analízise a teljes mintára (N=32) vonatkozóan.	73
14. táblázat: Packets adattábla.....	81
15. táblázat: SerialPorts adattábla	81
16. táblázat: Az adatfeldolgozást megvalósító action-ök, események és tagfüggvények	92
17. táblázat: Az adatmegjelenítést leíró vezérlőelemek	94
18. táblázat: Az adattárolást megvalósító action-ök, események és tagfüggvények.....	96