



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Villamosmérnöki és Informatikai Kar
Automatizálási és Alkalmazott Informatikai Tanszék

Vogel Csongor Benedek

**ALVÁSFIZIOLÓGIAI PARAMÉTEREK
MONITOROZÁSA ÉS ANALÍZISE EEG
ESZKÖZZEL**

KONZULENS

Dr. Forstner Bertalan

BUDAPEST, 2018

Tartalomjegyzék

Összefoglaló	3
Abstract.....	4
1 Bevezetés	5
2 Az alvás	7
2.1 Agyhullámok	7
2.2 Alvási szakaszok.....	8
2.3 Alvási ciklusok	9
3 Mérési módszerek	10
3.1 Aktigráfia	10
3.2 Poliszomnográfia	14
4 A kiválasztott eszköz bemutatása	17
4.1 Eszköz integrációja	18
4.2 Stream SDK	18
4.3 ALGO SDK	21
4.4 Validációs tesztorozat	22
4.5 Tapasztalatok	32
5 Alvás monitorozás.....	34
5.1 Nagyobb megszakítások és ébredések	35
5.2 Mélyalvás keresés	36
5.3 Az alvás mélységi vizsgálata alfa ritmussal	41
5.4 Tapasztalatok, továbbfejlesztési lehetőségek.....	44
6 Dreem fejpánt.....	46
6.1 Hardver	46
6.2 Kommunikáció.....	48
6.3 Validáció.....	50
6.4 Mérések.....	51
6.5 Továbbfejlesztési irányok	53
7 Összefoglalás.....	55
Irodalomjegyzék.....	58

Összefoglaló

Manapság az emberek több időt fektetnek céljaik elérésébe, karrierjük alakításába, és a legkönnyebben ezt az időt az alvásra szánt időből tudják kölcsönözni.

Minden embernek szüksége van kellő mennyiségű és minőségű alvásra, egyes munkakörökben pedig fokozottan fontos, hogy ez biztosítva legyen. Az alvási diagnosztikában az egyik leggyakrabban alkalmazott terápiás kezelés az alvási ritmus rendszerezése. Ennek vizsgálatához hypnogramra van szükség az alany alvásáról.

A hypnogram elkészítésének egyik alternatívája a noninvaszív aktigráf mérés, amely, bár könnyen beüzemeltethető, mégis végül pontatlan eredményt ad az alváslaborokban jelenlévő teljes polyszomnográf monitorozással ellentétben. Utóbbi viszont az eszközök összetettsége és bonyolult használata miatt nem terjedhetett el a hétköznapi életben.

Tanulmányomban a könnyen csatlakoztatható eszközök segítségével bemutatom az alvás mely releváns fiziológiai folyamatai mérhetőek. Elemzem a módszerek előnyeit és hátrányait. A legtöbb információval szolgáló mérendő paraméter kiválasztása után Android alkalmazáson alapuló kísérleti mérőrendszeremet megterveztem és megvalósítottam.

Az alváslaborokban használt mérőberendezések drágák és szakértelmet kívánnak, ami miatt sok potenciális alany nem jut megfelelő vizsgálathoz, kezeléshez. Emiatt olyan vezeték nélküli, bárki számára elérhető neurális headsetet kerestem, amelynek adatait jelfeldolgozás segítségével fel tudtam használni alvásmélységi elemzésre. Az eszköztől lekérdezhető változók értékeléséhez strukturált tesztméréseket terveztem.

A kiértékeléseim eredményeit összevetettem a szakirodalommal, ezután pedig megvizsgáltam, milyen más megoldások találhatók a piacon. Kutatásom fókuszában az állt, hogyan lehet megalkotni egy olyan kompakt mérőrendszert, ami képes az alvásra szánt idő mellett az alvás minőségéről kvantitatívan is objektív visszajelzést adni. Ebből a célból teszteltem a francia rythm cég DREEM headsetét, ami komfortos kialakításával, továbbá szenzoregyüttesének köszönhetően egy még pontosabb alvásmélységi osztályzást ígér a felhasználóknak.

Abstract

Nowadays, people invest more time in achieving their goals, in making their career, and they are most likely to borrow this time from their sleep.

Everybody needs sufficient amount and good quality sleep, and in some job roles this is highly essential. One of the most frequently used therapeutic treatment in sleep medicine is systematization of the sleep cycle. A hypnogram of a subject's sleep is required for testing it.

One alternative for creating a hypnogram is the non-invasive actigraphic measurement. Although it is easy to use, it provides inaccurate results in contrast to a multi-parametric polysomnographic sleep lab measurement. Polysomnography could not become widespread in everyday use due to the complexity of the required devices.

In my study I present the relevant sleep physiological processes that can be measured with easy-to-connect devices. I assess the advantages and disadvantages of the above mentioned methods. I selected the measurement parameter which provided most information and then afterwards I designed and implemented an Android based tentative measuring application.

Sleep laboratory equipment are expensive and require a high level of technical expertise. Therefore, many potential patient cannot access any necessary treatments. For this reason, I was looking for a wireless neural headset which is available to anyone and its data could be used for sleep depth analysis with signal processing. I designed structured test measurements to evaluate the variables received from the device.

I compared the results of my evaluations with some scientific studies and after that I looked up different solutions of the market. The focus of my research was how to create a compact measuring system which is able to provide objective feedback on the quality of sleep quantitatively beside sleep time. As a consequence I have tested the DREEM neuroheadset of the french Rythm company. This revolutionary headband gives a more precise sleep depth scoring for the users thanks to its comfortable design and sensors.

1 Bevezetés

A kialvatlanság manapság népbetegségnek számít, hiszen az emberek több időt fektetnek céljaik elérésébe, karrierjük alakításába, és a legkönnyebben ezt az időt az alvásra szánt időből tudják kölcsönözni. Minden embernek szüksége van kellő mennyiségű és minőségű alvásra, egyes munkakörökben pedig fokozottan fontos, hogy ez biztosítva legyen. Gondoljunk például a légitforgalmi irányítókra, üzemmérnökökre, kamionsofőrökre vagy a személygépjármű-vezetőkre. Világszerte több ezer halálos közúti baleset köthető kialvatlansághoz, amelynek egyik hatása a reflexidő lelassulása, emellett csökkenti a teljesítőképességet, továbbá aluszékonysággal és stresszel jár. A kialvatlanság hosszú távon az ember egészségét is károsan befolyásolja, ennek a területnek napjainkra már óriási a szakirodalma.

Ezek után kétségtelenül kijelenthető, hogy az alvás monitorozása kifejezetten hasznos és releváns információval szolgál. A mai kor emberének biztosítanunk kell egy olyan mérési módszert, amely az alvásra szánt idő mellett az alvás minőségéről kvantitatívan is objektív visszajelzést ad.

Munkám során több különböző, a piacon elérhető aktigráf módszert teszteltem. Szinte hetente jelenik meg egy-egy újabb alkalmazás, ami a tökéletes időpontban való és teljes kipihehetséget eredményező okos ébresztést kínálja. A vizsgált applikációk közül egyik sem igényelt kontaktust az alvó felhasználó részéről, így otthon is egyszerűen üzembe helyezhetők. Segítségükkel az alvási paraméterek lekérdezhetők, de számos esetben környezeti okokból veszítenek pontosságukból, így az egyes alvási szakaszok nem detektálhatók megbízhatóan.

Kutatásom során felvettem a kapcsolatot Simor Péter alváskutatóval. A konzultáció során megfogalmazódott egy olyan mérési módszer igénye, amellyel kiváltható egy teljes éjszakai 8 órás alváslaboratóriumi polyszomnográf mérés. Az alváslaborokban 128 csatornás EEG eszközt használnak, és még sok más szenzor is üzembe helyezésre kerül a lehető legtöbb fiziológiai paraméter meghatározására. Egy ilyen mérés időbeli, emberi és pénzügyi erőforrásigénye olyan jelentős, hogy az széles körben nem megvalósítható. Ellenben egy könnyen csatlakoztatható eszköz birtokában a páciensek akár 3-4 napon keresztül, otthon is megmérhetik alvásaikat. A természetes körülmények között végzett mérés megjósolható előnye, hogy kiküszöböli egy

mesterséges környezet nemkívánatos hatásait. Sokkal hitelesebb felvételekhez juttatva így a kutatókat. Megbízható mérésekre pedig nagy szüksége van az alvás kutatásnak. Egyrészt azért, mert erőforrás igényes a felvételek elkészítése az alváslaborokban, másrészt pedig még rengeteg megválaszolendő kérdés lebeg a kutatók szeme előtt. Például a REM alvási szakaszban egyes jelenségekre máig nincs magyarázat. Emiatt lenne óriási segítség a kutatások számára, ha az otthoni hatékony alvásmonitorozás jövőbeli elterjedésével felhasználónként el lehetne érni alvás adatbázist.

Munkámat az Automatizálási és Alkalmazott Informatikai Tanszék Sensible csoportban kezdtem meg, és Dr. Forstner Bertalan felügyelete alatt folytattam. A csoporttársak létrehozta egy olcsó és komplex egészségügyi monitorozó rendszert[1], melynek Raspberry Pi központi egysége segítségével a felhasználók okostelefonjaikon méréseket tudnak kezdeményezni és saját vizsgálataikat képesek felügyelni. A rendszer architektúrájának sajátossága, hogy moduláris felépítése miatt könnyen bővíthető. A rendszer használhatóságában rejlő lehetőségeket felfedezve kezdtem meg egy Android kliensen futó teszt alkalmazást fejlesztését, amely egy olcsó egycsatornás neurális headset segítségével képes fogadni a poliszomnografiában fontos agyi jeleket. A mintavételezett jelhalmazzal ezután MATLAB környezetben dolgoztam fel, és végeztem alvásminőség elemzést. A mérések során kidomborultak az eszköz legnagyobb hátrányai, ami segített feltérképezni az otthoni monitorozás sarkalatos kihívásait. Sikerült viszont bebizonyítanom segítségével, hogy egy nem orvosi pontosságú, egyedül egy elektródával rendelkező EEG fejpánttal is rögzíthetők alvási jelenségek.

A következő fejezetekben ismertetem a mérendő élettani folyamatokat. Ezután felsorolásra kerül, hogy mely könnyen csatlakoztatható szenzorokkal lehet az alvás releváns paramétereit mintavételezni, és hogy működtetésük szempontjából mik az eszközök előnyei és hátrányai. Ezt követően bemutatom a kiválasztásra került mérőeszközömet, egy Mindwave Mobile EEG készüléket. Ismertetésre kerül, hogyan végeztem el validációját, továbbá, hogy nem rendeltetésszerű használatához képest, mennyiben volt alkalmas alvásmonitorozáshoz. Ezt egy teljes éjszakás alvásmérésen keresztül mutatom be. Ezt követően bemutatok egy újonnan megjelent, kifejezetten erre a célra fejlesztett alvásmérő fejpántot. Felsorolom funkcióit, az általa nyert adatok fontosságára is kitérek. A dolgozatomat végül összefoglalással zárom, amelyben a két eszköz felhasználhatóságát értékelem. Kiemelem az alvásmonitorozás szükségszerűségét, amit a jövőbeli fejlesztési lehetőségekkel folytatok.

2 Az alvás

„A tudatlanság a legrosszabb orvos, a pihenés és alvás a legjobb ápolónők.” -

Yann Martel

Az alvás, mint magatartásforma kívülről nyugalmi állapotnak tűnik. Azonban az alvó alany fejről vett jelekből arra a gyors következtetésre lehet jutni, hogy idegsejti aktivitás továbbra is észlelhető, és a különböző agyi területek jelei szinkronizáció hatására képesek ritmikusan együtt változni.

2.1 Agyhullámok

Az alvás szakaszai a következőben felsorolt agyi ritmusokkal, az úgynevezett agyhullámok segítségével írható le legkönnyebben. Öt fő agyi hullámot különböztetünk[2] meg frekvencia tartományokra lebontva.

- Delta [0.5 – 4 Hz]: Legnagyobb amplitúdóval rendelkező és egyben legkisebb frekvenciával oszcilláló agyi ritmus. Gyermeknél még éber állapotban is jelentkezik, felnőtt korra már csak a mélyalváskor.
- Théta [4 – 8 Hz]: A delta-tevékenységhez hasonlóan egészséges felnőtteknél csak alvás alatt fordul elő.
- Alfa [8 – 13 Hz]: Az alfa tevékenység egészséges felnőtteknél nyugalmi állapotban, csukott szemmel 30-50 μ V feszültség mellett regisztrálható. Az alfa hullámot a szemnyitás és a mentális tevékenységek deszinkronizálják, és az alvás kezdetén a tudatossággal párhuzamosan csökken aktivitása.
- Béta [13 – 30 Hz]: Kis, 20 μ V körüli feszültség amplitúdójával az éber állapotot reprezentálja. A szemnyitás, szemzárás jelentősen nem befolyásolja szemben a mentális tevékenységgel.
- Gamma [30 – 100 Hz]: A gamma hullámok jelentősége még csekély a gyakorlatban.

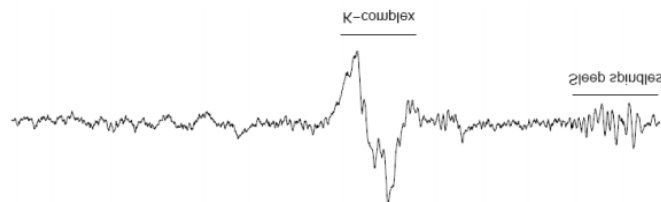
Az ábrákon konzisztensen mindig ugyanazzal a színnel fogom őket ellátni:

delta := zöld, théta := piros, alfa := kék, béta := sárga, gamma := cink

2.2 Alvási szakaszok

Maga az alvás egy ciklikus folyamat[3], amely REM (Rapid Eye Movement) és NREM (Non - Rapid Eye Movement) fázisok váltakozásából áll. A gyors hullámú REM alvás alatt az EEG-aktivitás feszültsége csökken, frekvenciája pedig növekszik. A lassú hullámú NREM fázisnál pedig a frekvencia csökken és a feszültség nő. A NREM fázis különböző stádiumokra bontható. Az alvás kezdetén a félévekedfsef íq r

d 1. stádiumából indulunk. Ez nyugalmi ébrenlétnek tekinthető, ahol lapos alfa hullámú EEG jelünkben megjelennek alacsonyabb frekvenciájú Théta hullámok is. A 2. stádiumban detektálhatók az ún. K-komplexumok (1. ábra), amik egy negatív és egy pozitív éles hullámcsomagot tartalmaznak, időtartamukat tekintve pedig minimum fél másodpercig tartanak. Ezek az első ciklus során fordulnak elő a legnagyobb mennyiségben. A K-komplexumok segítenek az egyes ingerek feldolgozásában és fontos szerepet játszanak a memóriakonzolidációban. Őket követve a thalamusz¹ által generált orsók, más néven Szigma hullámok jelennek meg. Hullámcsomagjukra ugyancsak a fél másodperces szabály vonatkozik, emellett pedig 12-14 Hz-en oszcillálnak. Az alvási orsók segítenek az agynak elzárkózni a különböző érzékszervekből érkező ingerektől.



1. ábra K-komplexumot egy alvási orsó követ, forrás: ²

Elalvástól számítva körülbelül 1 órával a NREM utolsó két stádiumába (3-4) mélyül tovább az alvás, ahol a ténylegesen hasznos mélyalvás történik. Itt jelennek meg a legalacsonyabb frekvenciával és nagy amplitúdóval rendelkező delta hullámok, amelyek az agy regenerálódását és pihenését váltják ki. A NREM fázist követően a REM fázisba emelkedik az alvás. Ezt az időszakot paradox alvásnak is nevezik, hiszen úgy viselkedik ilyenkor az agy, mintha újra ébren lennének. Az EEG jel az eddigiekhez képest nagyobb frekvenciájú gamma hullámokat is mutat. Ez a tevékenység tehát egy feszültebb

¹ Egy szürkeállomány terület az agyban, ahol fontos mozgató-, és érzőpályák kapcsolódnak át.

² [4]

állapotot jelent. Itt történik az álomképek látása is, de magukra az álmokra nem tér ki kutatásom.

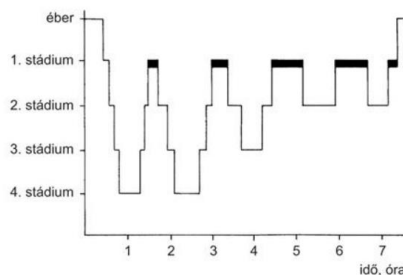


2. ábra Az alvás első ciklusa, forrás: ³

2.3 Alvási ciklusok

Új mérhető paramétereim függvényében az alvás első ciklusa a következőképpen néz ki (2. ábra). A NREM első stádiumától kezdve a szemmozgás majdnem megszűnik, a szemizmok aktivitása pedig fokozatosan csökken a fázis végéig. Ezt követően a REM fázis gyors szemmozgásoknak keresztelt nevéhez híven viselkedik. Izomtevékenység szempontjából az mondható el ebben a fázisban, hogy testünk teljesen el van lazulva. Nincs izomtónus, viszont 1-1 izomrángást ilyenkor is lehet észlelni. Egy ilyen az említett fázisokat magába foglaló ciklus körülbelül 90-120 percig tart. Egy alvás során pedig négy-hat ciklus tapasztalható. Az éjszaka előrehaladtával a mély NREM stádiumok hossza csökken, ellenben a REM fázisok hossza növekszik.

A következő hypnogrammon egy normális 5 cikusból álló alvás látható. (3. ábra)



3. ábra Az alvásmélység megjelenítéséhez hypnogrammot használnak, forrás: ⁴

³ Recording and sleep staging: <http://www.slideshare.net/drpramodkrishnan/polysomnography>.

⁴ [2] 431. oldal

3 Mérési módszerek

3.1 Aktigráfia

Az aktigráfia[5] egy olyan noninvazív alvás-rögzítési módszer, ami a végtagmozgások 3 különböző irányú gyorsulásának mérésével tud különböző becsléseket adni az alvási szakaszokra vonatkozóan. Többfajta terápiás kontroll mellett a legtöbb okostelefonra publikált alvást monitorozó alkalmazás is az aktigráfiát használja, hogy meghatározza az alvási mintákat. A telefonkészülék a gyorsulásmérő szenzorjával számítja ki⁵ az optimális ébresztés időpontját. Legnagyobb előnye pedig használatának egyszerűsége, hiszen az egyetlen feladat, hogy lefekvés előtt a készülék a párnánk közelébe vagy alá legyen elhelyezve.

3.1.1 Alvástámogatás

A kutatásom során több aktigráf alkalmazást is teszteltem. Azt tapasztaltam, hogy a sok ikonnal ellátott egyszerű felhasználói felületen az ébresztés idejének beállításán túl nagymértékben van jelen a testreszabhatóság. A mai modern ébresztőórák esetén már elvárt, hogy rengeteg alvást és ébredést segítő funkcióval legyenek kiegészítve. Az estékre több értesítést is lehet időzíteni, amelyek jelezhetik, hogy hamarosan a fogmosáson túl el kell kezdeni a lefekvéshez való készülődést, hogy a korábban rögzített minimális minőségi alvásidő biztosítva legyen.

Hangadatbázisokból lehet választani kellemes altató hangokat, vagy az újabb szereplők esetén már zene-streamelő szolgáltatások is elérhetőek. Találkoztam olyan esettel is, amely úgy kíván segíteni a nehezen elalvóknak, hogy az alvás kezdetén légzést mélyítő hangeffekteket és fénystimulusokat bocsát ki.

Az alvási szakaszok szegmentálásához egy aktigráf applikáció a mozgások nagyságát és a köztük eltelt időt számolja. Az aktigráfia a definiált küszöbértékek és thresholdok segítségével hozza meg végső döntését. A Sleep as Android alkalmazás⁶

⁵ Rapp Gábor: Otthoni alvásmonitorozásra alkalmas rendszer fejlesztése, 2014. - diplomatervezés

⁶ Urbandroid Team: Sleep as Android <https://sleep.urbandroid.org/>

szonár⁷ funkcióval is ki van egészítve, ami a mozgások okozta zajok mellett a légzés ritmusát is fel kívánja ismerni, és képes detektálni a horkolásokat is. Az antisnoring funkció pedig, ha meghaladunk egy zajszintet, rezgéssel kívánja félbeszakítani az éppen aktuális horkolást. Az alvásokhoz előzetesen és utólag is lehet különböző állapot-tageket adni, mint például alkohol fogyasztás, vagy egy késő éjszakai étkezés jeligét. A felhasználóktól várt visszajelzések segítségével statisztika készíthető, amiben meg lehet találni a kapcsolatot a jobb minőségű alvások és egyes cselekedetek között. Lehet minősíteni még az álmokat is, ezzel létrehozva álomnaplót.

Az ébresztésekhez pedig lehet ébresztési captcha-t, azaz ébrenlét ellenőrző feladványokat. Azaz, ahelyett, hogy ki tudná a felhasználó kapcsolni az ébresztőt szundi gombbal, ehelyett meg kell oldania egyes feladványokat. Ez lehet például matematikai egyenlet megoldása állítható fokozattal, vagy bárányszámolás. Lehet még akár egy, a háztartásban elrejtett QR kód leolvasása, telefonrázás. Ezeknek a funkcióknak csak a kreativitás szabhat határt.

3.1.2 Okos ébresztés

Az ébresztésekhez hozzátartozik, hogy az aktigráf applikációk legnagyobb célkitűzése az, hogy észleljék az optimális ébresztési időpontot. Az ébresztő mellett megadható, hogy mekkora időintervallumban kelthet fel minket, ha sekélyes alvást talál. Feladata itt az alvás végéhez érve a sekélyes NREM1-NREM2 és a REM fázisok közti felismerése és elkülönítése.

3.1.3 Limitációk

Mivel az alvászakaszok egyedül a mozgások meghatározásából származnak, így a pontosság eléréséhez nélkülözhetetlen, hogy minden egyes mocorgás felismerhető legyen. A következő képernyőképen (4. ábra) látható, ahogyan elvégeztem a gyorsulásmérő szenzor gyorsstesztjét. Különböző mozgások amplitúdóit vetettem össze. Végtagjaimat, jobb és bal oldalt egyaránt mozgattam felváltva ugyanolyan intenzitással. A mérőeszközhöz közelebb lévő végtagjaim értelemszerűen sokkal erősebb hatással vannak a szenzorra, a messzebb lévő bal lábam által okozott mozgást pedig nem is vette észre. Vannak olyan mozdulatok, amik nem érnek el a kalkulációhoz.

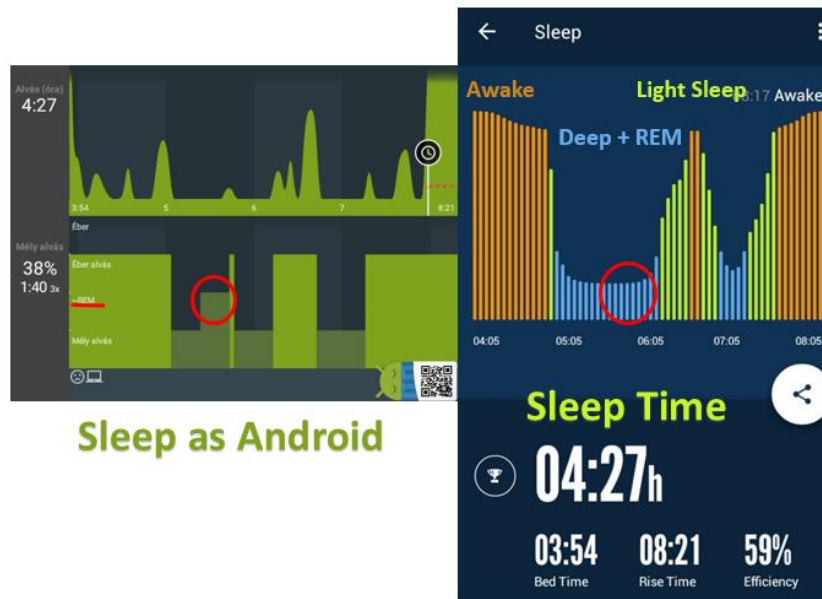
⁷ Rátky Marcell: Alvásmonitorozó rendszer fejlesztése, 2012. - szakdolgozat



4. ábra Gyorsulásmérő szenzortesztje

Továbbá a REM fázis felismerése is nehéz feladat a módszereknek, hiszen a REM fázis alatt is előfordulhat 1-2 izomrángás, és így csak a mozgások alapján nem könnyű feladat a pontos ébredési pontot megtalálni, ha a szemmozgásról semmilyen információ nem szerezhető. A Sleep as Android készítői is felhívják a figyelmet, hogy az okos ébresztés funkció szívritmus szabályzó csatlakoztatása nélkül pusztán feltételezés alapján kerül meghatározásra. A REM fázist ezzel a technológiával nehéz beazonosítani, és a legtöbb okos ébresztő erre nem is tesz próbálkozást. Az általuk előállított hypnogramban „Deep Sleep + REM” fázisként vannak megjelölve a mozgásokban jóval szegényebb szakaszok. Példaként összevetettem (5. ábra) a Sleep as Android és a Sleep Time alkalmazás⁸ mérését.

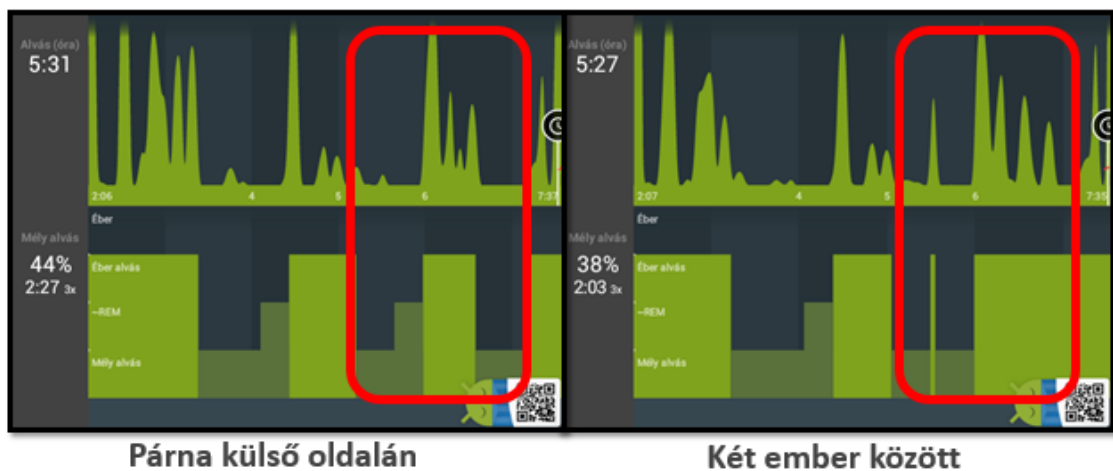
⁸ Azumio Inc. : Sleep Time <http://www.azumio.com/s/sleeptime/index.html>



5. ábra Ugyanaz az alvás mérve a Sleep as Android (bal oldal) és a Sleep Time (jobb oldal) alkalmazással

Fél 6 és 6 között a Sleep as Android egy mély alvással azonos hosszúságú REM fázist detektál feltételezése alapján. Ennek hosszúsága is ellentmondásos eddigi ismereteimmel. Utóbbi, ahogy említettem pedig meg sem próbálja szétválasztani a mélyalvást.

Felmerül az az eset is, amikor a felhasználó a párjával alszik. Az egyik készülék az ágy széléhez közelebbi oldalon került elhelyezésre a kísérleti személy párnája alatt, a másik pedig közte és párja között az ágy közepénél. A hypnogramokból (6. ábra) látszik, hogy 6 óra után kettejük mozgásai együttesen érkeztek a középre elhelyezett telefonhoz, így az adott küszöbértéket meghaladva már nem észlelt utána alvást.



6. ábra Aktigráf mérés több mozgási forrás esetén

Ezt egyes megoldások⁹ úgy kívánják meg kiküszöbölni, hogy szoftverük mellé matrac alá elhelyezhető piezoelektromos mozgásérzékelő szenzort mellékelnek.

3.2 Poliszomnográfia

A Poliszomnográfia (PSG) egy olyan elektrofiziológiai eljárás, amely az alvás alatti fiziológiás és patológiás folyamatok legösszetettebb rögzítését végzi el, és ennek köszönhetően a lehető legteljesebb kép szerezhető az alvásról. Az egyszerű felhasználó, vizsgálati személy különböző, alvászavar központokban vagy alvás laborokban tud részt venni az egyéjszakás mérésen, ahol a több csatlakoztatott eszköznek köszönhetően tudják megmérni az agyi elektromos tevékenységet (EEG), a szemmozgást (EOG), az izomtónust (EMG) és a szívritmust (EKG). További kiegészítésekkel a véroxigén szintről, a horkolásokról és alvás közbeni testpozícióról¹⁰ is gyűjthető információ.

A PSG a legtöbb érzékelője vezetékes, és felhelyezésük rutin mellett is hosszú időt vesz igénybe. Kijelenthető, hogy nem alkalmas arra, hogy a hétköznapi emberek otthonaiban elterjedhessen. Viszont érdemes megvizsgálnom, hogy melyik az az eszköz, amit ha kiragadok a mérési rendszerből, akkor segítségével a lehető legtöbb információt nyerem az alvásról. Éppen ezért a következő bekezdésekben ismertetem, hogy a PSG-nél alkalmazott orvosi pontosságú eszközök által mért paraméterek közül számomra melyek relevánsak ahhoz, hogy meg tudjak különböztetni alvási fázisokat. Emellett pedig fontos szempont, hogy melyek szerezhetőek be kedvezőbb áron a pontosság rovására úgy, hogy a célokat még meg tudjam valósítani.

3.2.1 EEG

Az agyban lévő neuronok (idegsejtek) membránján végighaladó akciós potenciál kiváltja a különböző, serkentő és gátló neurotranszmitterek felszabadulását a preszinaptikus¹¹ oldalon. A szinaptikus potenciálváltozások következtében időben változó ionáramok keletkeznek a posztzinaptikus sejten. A szinaptikus áram elektromos mezője elektroencefalográfiával (EEG) mérhető. Nagyságrendekben +30mV - -90 mV-

⁹ Circa Labs *Circa — the stand-alone smart alarm that helps you sleep*, 2017.

<https://www.kickstarter.com/projects/2071439898/circa-the-stand-alone-smart-alarm-that-helps-you-s#>

¹⁰ Jánosi András: Alternatív alvásmonitorozó tervezése, 2011. - diplomaterv

¹¹ preszinaptikus: ahonnan indult az ingerület

os potenciálok jelentkeznek az idegsejtek aktiválásakor a különböző polarizációk során. Az agykéreg felszínére elhelyezett elektródán pedig a potenciálok zajjal terhelt összegeit kapjuk meg. [6]

A fej rétegei különböző elektromos tulajdonságokkal rendelkeznek.[7] Az agyi források egy nem lineáris összege kapható az EEG során. Viszont az alvás alatt szinkronizáció következtében az elektróda szám redukálható.

Az elektródák típusai közül a legpontosabb a sóoldatos elektróda, de ez a legdrágább is. Saját méréshez sokkal olcsóbb típusra lesz szükségem, ami egyben pontatlanabb eredményhez is vezet. Az elérhető kategóriában kínálnak jelenleg megoldást azok a neurális headsetek, amelyek közül egyre több képviselő jelenik meg a piacon. Többek között említésre méltó a Mindwave Mobile M, az Emotiv EPOC+ és az Emotiv Insight megvásárolható eszközök.

Az EEG által mért jel a különböző fázisok felismerésében segítségre lehet, ugyanis a különböző frekvencia-tartományú agyi hullámok felismerésével szegmentálhatóak a fázisok.

3.2.2 EOG

A szemmozgás követését szolgáló elektrookulogramm (EOG) a szaruhártya és a retina közötti potenciálkülönbséget adja vissza. Itt elektróda párokat alkalmaznak a szem körül (fent/lent, bal/jobbs oldal), amelyekkel a horizontális és vertikális mozgások is megkülönböztethetők.

Könnyen megtalálhatóak a REM fázisok a szemmozgások segítségével. Az elalvás és „okos” ébresztéshez kiválóan lehet alkalmazni az electro-oculográfiát, viszont nem lehet megkülönböztetni a NREM különböző fázisait.

3.2.3 EMG

Az elektromiográfia (EMG) a vázizmoktól elvezetett elektromos jeleket méri. [8] A vázizmok felelnek az akaratlagos testmozgásokért. Köztük például a légzésért.

Ahogy a 2.3 bekezdésben említettem, az alvás mélyülésével csökkennek a mozgások száma. A legelső NREM stádiumban és a REM fázisban pedig minimális. Az

állra és a lábakra elhelyezett elektródák összességében aktigráfiát eredményeznek. Pontos hypnogrammot továbbra se tudnék egyedül ezzel a mérési módszerrel ábrázolni.

3.2.4 Pontozás

Ezen mérési értékek együttes felhasználásával határozzák meg a szakemberek manuálisan fél perces ablakokban, úgynevezett epoch-okba rendezve az alvásstádiumokat. A terminológia alapját és a róluk elnevezett szabályrendszert még 1968-ban dolgozta ki Alan Rechtschaffen és Anthony Kales [9]. Azóta új irányelvek és módosítások [10] mellett megjelent 2007-ben az AASM¹² (American Academy of Sleep Medicine) szabályrendszer is. A manuális pontozás egy 8 órás alvás esetén körülbelül fél órát vesz igénybe. Ennek támogatására jelentek meg a fuzzy-rendszeren alapuló automatikus osztályozók. A hosszas kutatások [11] eredményül egy egycsatornás EEG jelből is meg tudták közelíteni részletesebb szelekciók esetén is a szakértői vizuális pontozást.

¹² American Academy of Sleep Medicine: <https://aasm.org/>

4 A kiválasztott eszköz bemutatása

A tanszéken megtalálható NeuroSky cég által gyártott egycsatornás Mindwave Mobile EEG készülék mellett döntöttem, mivel az elektroencefalogram ad legtöbb ismeretet az alvás szakaszairól. A neurális headsetek között a Mindwave Mobile az egyik legolcsóbb és legelterjedtebb eszköz. (7. ábra)



7. ábra Mindwave Mobile EEG Brainwave Headset

A micro (AAA) száraz elemes noninvazív EEG akár 8 óra aktív működést is képes produkálni. A National Sleep Foundation ajánlása szerint[12] egy felnőtt ember számára a 7-9 óra alvás a kielégítő. A környezetemben a teszt időszak során senki sem engedhetett meg magának 9 órás alvást, ezért ideiglenesen megfelelt az üzemideje. A 8 órát elegendőnek tekintettem. Egyik elektródája a homloklebe nyre (FP1 pozíció) helyezhető, ami a korábban ismertetett agyi területek alvás előtti szinkronizációja miatt elegendőnek bizonyul. A referencia (és egyben föld) pontot pedig a fülre csíptetve lehet biztosítani. A két elektróda közti potenciál különbséget [μV] feszültség szinten nyers adatként küldi 12 biten¹³ klasszikus Bluetooth kapcsolaton keresztül. Mintavételi frekvenciája 512 Hz, ami általam nyugodtan csökkenthető később 90 Hz-re, hiszen a keresett tartomány 1-45 Hz közötti frekvencia sávnak adódik. Elmondható tehát, hogy a sűrűn mintavételezett jel felelős a nagy energiafogyasztásért.

A headset előfeldolgozást követően kimenetként az általam is rendkívül releváns spektrum erősséget [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] is továbbítja az agyhullámoknak megfelelő tethető 5-8 frekvencia tartományra bontva 1 Hz-en. Az eszköz képes kimutatni viselője pislogásait (*Blink*), a jel minőségére is definiált a gyártó több jelzőt (*Good, Poor, Off*). Továbbá gyári

¹³ NeuroSky: TGAM1 Spec Sheet, 2010

algoritmusok segítségével a nyugodtságra (*Meditation*) és a figyelemre (*Attention*) is képes egy skálázott 0...100 közötti számmal visszatérni a fejpánt. Az eszköz által támogatott platformok között a Windows és Mac operációs rendszerek mellett a legnépszerűbb mobiltelefon rendszerek is megtalálhatók, mind az iOS, mind az Android.

4.1 Eszköz integrációja

A headsetet mindvégig okostelefonnal kívántam összekötni. Az aludni térő felhasználók legtöbb esetben ágyukhoz közel helyezik el telefonjaikat, így a (Bluetooth) hatótávolságon belül zajlódhat a mérés. Az átlag felhasználók éjszaka bekapcsolt állapotban hagyják mobiljaikat, a számítógépeiket ellenben nem.

Olyan architektúrára volt szükségem, amellyel gyorsan tudtam újabb hipotéziseket, kódkönyvtárakat tesztelni. Az Android egy open source, Linux-alapú mobil eszközök számára kifejlesztett operációs rendszer, ami napjaink egyik legnépszerűbb platformja. Könnyen alakítható, rugalmas és a gyors alkalmazásfejlesztés reményében választottam.

Az első feladat a Mindwave Mobile EEG eszköz platformhoz való illesztése¹⁴ volt, amit a NeuroSky gyártó által készített Andoid Developer Tools csomagban megtalálható Stream SDK és Algo SDK segítségével tudtam megvalósítani.

4.2 Stream SDK

A Stream SDK¹⁵ elsősorban a nyers adat kezelését kívánta képviselni. Segítségével egyszerűen megjeleníthető volt az eszköztől érkező nyers EEG adat. Ezen kívül itt is megtalálhatók az agyi ritmusokhoz megfeleltethető EEG spektrum komponens (*Band Power*) értékek, de érdekességként itt 8 frekvencia sáv erősségéről adott visszajelzést (az alfa, béta és gamma hullámok két részre vannak bontva).

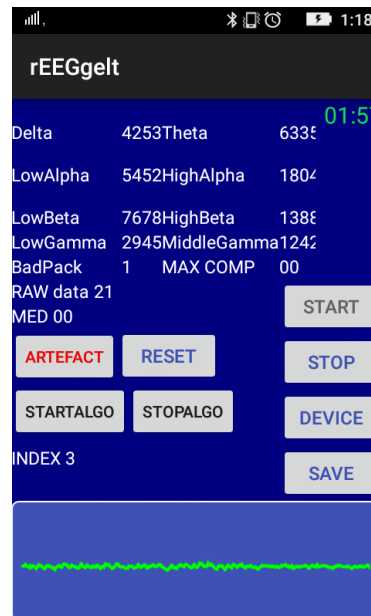
A Stream Software Development Kitben megtalálható volt a *TGStreamDemo_MindwaveMobile* példa projekt. A cég által definiált osztályok

¹⁴ Medgyesi Zsolt, Pomázi Krisztián Dániel: Használhatóság vizsgálata hordozható biofeedback rendszer segítségével – szakdolgozat

¹⁵ NeuroSky: Stream SDK for Android: Development Guide, 2016.

használatáról, új projekt létrehozásának esetére a segédletben megadott lépések szolgálták számomra útmutatóként.

A fejlesztés kezdeti szakaszán az eszköztől lekérdezhető adatok megismerése volt a cél, így a felhasználói felületen minden egyes megjeleníthető változó el lett helyezve az esztétika rovására. A főképernyő komponensén belül egyszerűen kerültek megjelenítésre a változók a megfelelő felületi elemeken. (8. ábra)



8. ábra applikáció főképernyője

A gomb események és állapotváltások figyelésére használok alkalmaztam naplózást és Toast értesítéseket is.

4.2.1 A mérés folyamata

Az eszköztől érkező adatok fogadásához, és a felhasználói felület frissítéséhez message-handler mechanizmust alkalmaztam, ahol a mellék szál message üzenetek formájában jelez a főszálnak. Az üzenetkezelő *metódus számára* a következő üzenet típusok voltak definiálva. (9. ábra)

Type	Description	Data
CODE_POOR_SIGNAL	init status	int
CODE_RAW	parsed raw data	int
CODE_ATTENTION	attention	int
CODE_MEDITATION	meditation	int
CODE_EEGPOWER	EEGPower	EEGPower object
CODE_FILTER_TYPE	MindWave Mobile 1.5 filter type	int

9. ábra BluetoothDevice-től érkező üzenetek

A beérkező adatok eltárolására string típusú dinamikus Vector tömböket hoztam létre. Emellett időbélyegeket is elhelyeztem. A mérések elején a nyers adatok érkezési sebességét ellenőriztem, ezért a milliszekundumban megadott eltelt idő mellett az aktuális idő is kimentésre került a *SimpleDateFormat* testreszabásával ("*HH:mm:ss.SSS*"). Miután megbizonyosodtam a helyes működésről, a nyers adatnál (raw data) elhagytam az időbélyegeket a tárhelykapacitás szempontjából.

Az adatok kimentését kétféleképpen valósítottam meg. Egyrészt manuálisan lehetett egy gomb eseménykezelőjének használatával, emellett pedig egy időzítőt megvalósító *Chronometer* widget volt az, amely kezdeményezte az automatizált kimentést. A validációt szolgáló teszt kísérletnél (4.4) 2 perces időközönként történik majd automatikus kimentés, az alvások esetén (5) pedig időlimitnek 20 percet adtam meg. A mérést bármikor meg lehetett állítani, majd folytatni.

Ha lejárt az idő, akkor az alacsonyszintű fájlkezelés segítségével kigyűjtöm a memóriából egy szöveges fájlba a nyers adatokat. A szöveges fájl nevében kerül elhelyezésre a sorszámként funkcionáló index és a változót reprezentáló tag. A kapott értékek sortöréssel kerültek tagolásra, így a mérések mintavételezett adathalmazát könnyedén fel tudtam dolgozni MATLAB környezetben.

4.2.2 Kapott értékek

Amint létrejött a kapcsolat és elindítom a mérést, egyszerre érkeznek az 512Hz-el mintavételezett nyers (*raw*) EEG adatok a 8 db agyi ritmus erősségével [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$]. (10. ábra)

Delta	808574	Theta	2727
LAlp.	12087	HAlp.	5252
LBeta	9512	HBeta	1081
LGam.	3142	MGam.	1137
BadPack	1	MAX COMP	8085

10. ábra Band Power értékek

4.2.2.1 Band Power

Az első mérések eredménye meglepő eredménnyel szolgált, hiszen előismereteimmel ellentétesen a Delta hullám produkálta a legnagyobb spektrum erősséget. A 2.1.1 bekezdésen belül ismertettem, hogy a legalacsonyabb frekvenciájú Delta ritmus csakis az alvás alatt a NREM legmélyebb fázisában jelenik meg egészséges felnőtt esetén [1]. Eredményem szerint pedig éber állapotban nagyságrendekkel nagyobb mértékben jelentkezik a többi ritmushoz képest. Ennek okán a másik SDK-val is megkezdtem a méréseket.

4.3 ALGO SDK

4.3.1 BandPower (BP)

Az Algo SDK¹⁶ esetében több algoritmus is elérhető volt. Többek között külön itt is definiálásra került egy *BandPower* típus, ami hasonlóképpen a különböző agyi ritmus aktivitásának erősségét kívánja reprezentálni, csak itt már [dB]-ben lett kifejezve. Ebben a fejlesztői csomagban ez az algoritmus nem próbál különbséget tenni felső és alsó alfa hullám között a stream SDK-beli típussal szemben Így összesen 5 agyi ritmushoz szolgáltat adatot.

4.3.2 Jelminőség

Ezen kívül rendelkezésekre állt egy Utility metódus, amelynek segítségével lekérdezhető volt a mérések folyamán a szenzor jelének minősége. Az enumerációban a *Good*, *Medium*, *Poor* és *Not connected* minőséget kifejező esetek lettek definiálva. Ezek segítségével a mérés alatt az esetlegesen felmerülő mozgások, mikroébredések könnyebben beazonosíthatók voltak. Továbbá a metódus használatával akár a mérés is megszakítható volt automatikusan, ha egy olyan mozgás sorozat történt, aminek a következtében az alvó alany fején meglehetősen elmozdult az eszköz, és megszűnt a kontaktus.

¹⁶ NeuroSky: EEG algorithm SDK for Android: Development Guide, 2016.

4.3.3 Attention és Meditation változók

Az *Attention* változó elsődlegesen annak a mennyiségét kívánja visszaadni értékkészlete szerint 0 és 100 között, hogy az alany éppen mennyire fókuszál az adott tevékenységére. A változó másodpercenként frissül, és magasabb összpontosítás esetén magasabb értéket vesz fel. A gyártók ajánlása, hogy az alany keressen a környezetében egy tárgyat, és miközben arra koncentrálni, megfigyelhető a változás.

Ezzel szemben a *Meditation* változó az ellentettjét, a nyugodtságot, a pihentető ébrenlétet kívánja visszaadni azonos intervallumon ugyancsak másodpercenként. A készítő tanácsa az algoritmus megértéséhez, hogy lecsukott szemekkel az alany ürítse ki a gondolatait, lélegezzen mélyeket, relaxáljon.

Az első algoritmus függősége leginkább a kognitív folyamatokat jelképező béta aktivitáshoz köthető, míg utóbbi a relaxációs éber nyugalmi állapottal, az alfa hullám korrelál.

4.4 Validációs tesztsorozat

Mielőtt az SDK-k felhasználásával implementált alkalmazásaim segítségével alvásokról készítettem volna felvételt, Simor Péter alváskutató tanácsára kísérleti személyeimnek szóbeli instrukciók segítségével kértem az alábbi szélsőséges állapotokat agyi hullámok szempontjából. A szekciók 2 perces időközönként váltották egymást.

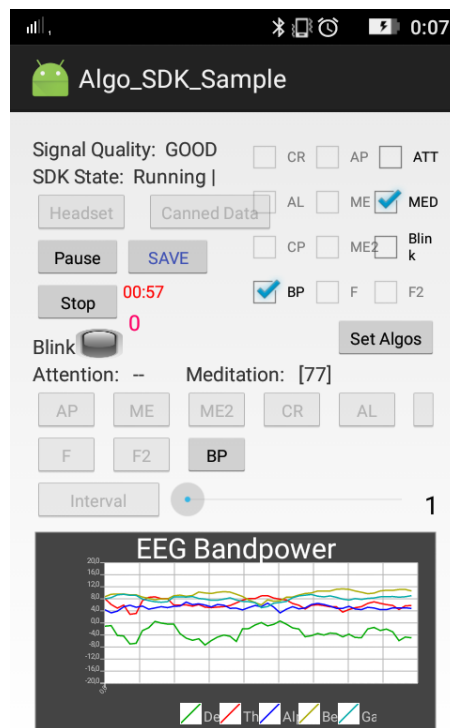
A tesztkísérlet a következő szekciókból áll:

0. Gyakorlás (normál szempislogás melletti tétlenség)
1. Tétlen állapot minimális pislogással
2. Tétlen állapot sok pislogással és szemmozgással
3. Relaxáció csukott szemmel
4. Relaxációt megszakító fejszámolási feladat csukott szemmel
5. Grimaszolás

Az első két szakasz az éber állapothoz megfeleltethető alap jelformák megismerésében játszottak szerepet, béta és gamma agyi ritmusok erősebb szerepét kívánva. Ezután az aktív szemmozgások mintavételezése egyrészt az elején felmerülő

pislogások szűrése miatt, illetve a REM fázis detekciójában lehet nagy segítségre számomra, ha a frontális elektródáig eljutna bármilyen szemmozgásból eredeztethető melléktermék. A kísérleti személyek pihenése alatt az az elvárásom, hogy az alfa hullám jut a legdominánsabb szerephez, és a magasabb frekvenciákon jelenlévő béta és gamma agyi ritmus csökkenni fog, viszont kognitív feladat esetén a béta hullámoknak ismét domináns szerephez kellene jutniuk. Legvégül pedig azokra a műtermékekre voltam kíváncsi, amelyek az arcizmoktól származnak.

A mérésekkel párhuzamosan mozgókép is került rögzítésre a kísérleti személyek beleegyezésével, saját felhasználásra. A mérések éjszakai órákban kerültek rögzítésre. Az alanyok alapvető fáradtságról számoltak be a kísérletsorozat megkezdése előtt. Három családtagommal lett elvégezve a kísérlet, fejenként 4 különböző alkalommal. Kiértékelésük után választottam a különböző állapotok bemutatására az általam legalkalmasabb tartott mérésemet. Az applikáció segítségével minden érték valós időben megjeleníthető volt (11. ábra).



11. ábra ALGO SDK kiegészített példaprojektje

A különböző szakaszok alatt az agyi hullám jelerősségek jobb megértésének céljából azok több statisztikai tulajdonságát is feljegyeztem. Az alapvető maximum és minimum szélsőértékek mellett a felső becslőként szolgáló számtani közepet is rögzítettem, de

mivel ez a matematikai közép érzékeny a rendkívüli kiugró értékekre, így összevettem az időszakok harmonikus közepeit, robosztus becslőit (medián) is.

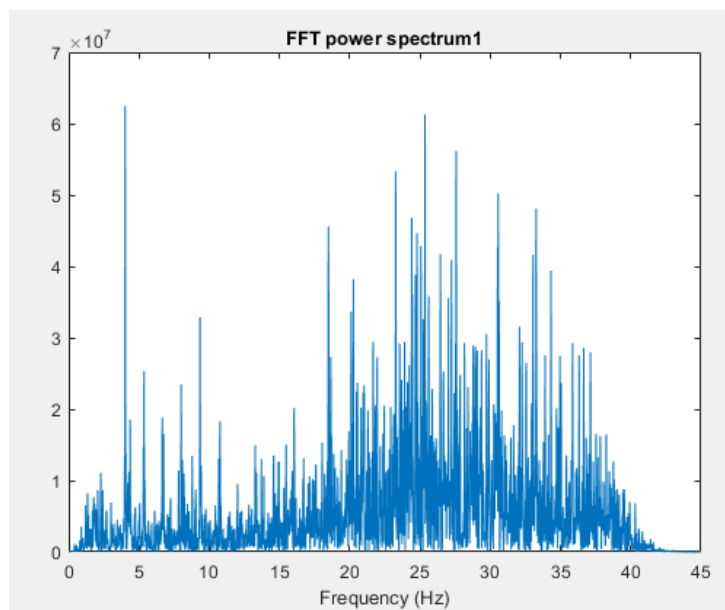
A NeuroSky fejlesztői sajnos nem osztották meg algoritmusaik dokumentációját, hogy hogyan lettek implementálva. Használják-e például csillapítást a kis frekvenciás tartományon, vagy egyéb különféle offsetet. Éppen ezért, hogy validálni tudjam a gyári *Band Power* értékeket, nekem is elő kellett állítanom a nyers EEG adatokból a saját spektrum elemzésemet. Ehhez a MATLAB-ban implementált Fast Fourier transform (FFT), *Band Power* (bandpower) metódusokat használtam fel.

```
p = bandpower(x, fs, freqrange)
```

A függvény paramétereit tekintve elsőként meg kellett adnom a mintavételezett adathalmazt, a mintavételi frekvenciát és végül a vizsgálni kívánt frekvencia tartományt. Itt viszont fontos volt, hogy a dokumentációban közzé tett frekvencia határokat adjam meg. A paraméterek helyes megadása után a metódus visszatért a bemeneti jel átlagteljesítményével.

A MATLAB-ban implementált Gyors Fourier-transzformáció segítségével pedig bármelyik nekem tetsző másodperc, epoch, vagy általam definiált időszakasz spektruma¹⁷ elérhető volt (12. ábra). Hatékonyságát azzal kívántam fokozni, hogy 2^n elemű vektorokat adtam meg paraméterül.

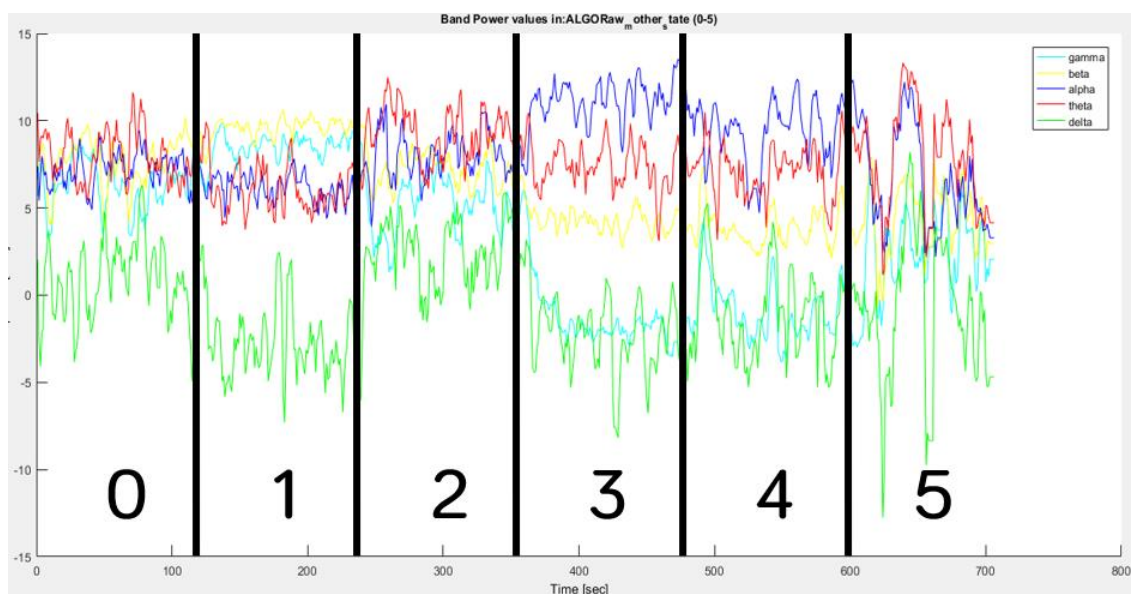
¹⁷ Dr. Fodor György: Hálózatok és rendszerek. Műegyetemi Kiadó (55064) – Egyetemi tankönyv/szakkönyv



12. ábra 1. mérési szakasz 60-90 másodperc (3. epoch) közötti power spektruma

4.4.1 Tétlen állapot minimális pislogással

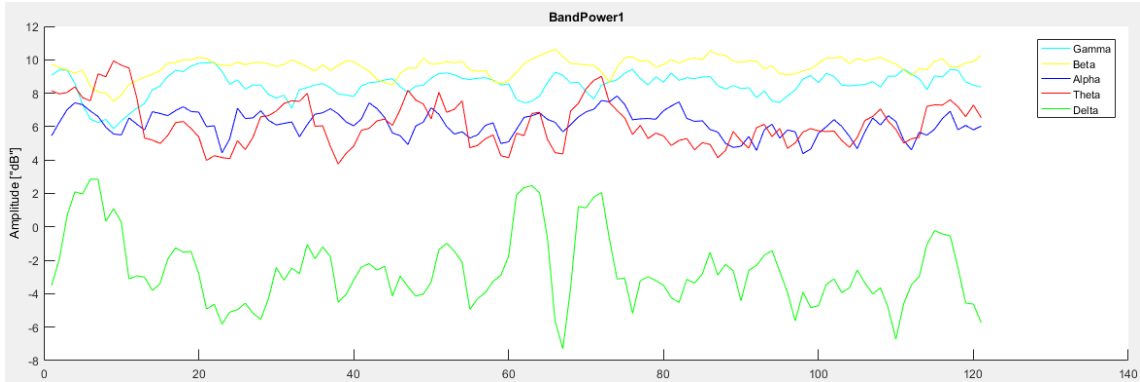
A 0. szakaszt begyakorlási időszaknak tekintetem, így nem kívántam elemezni.



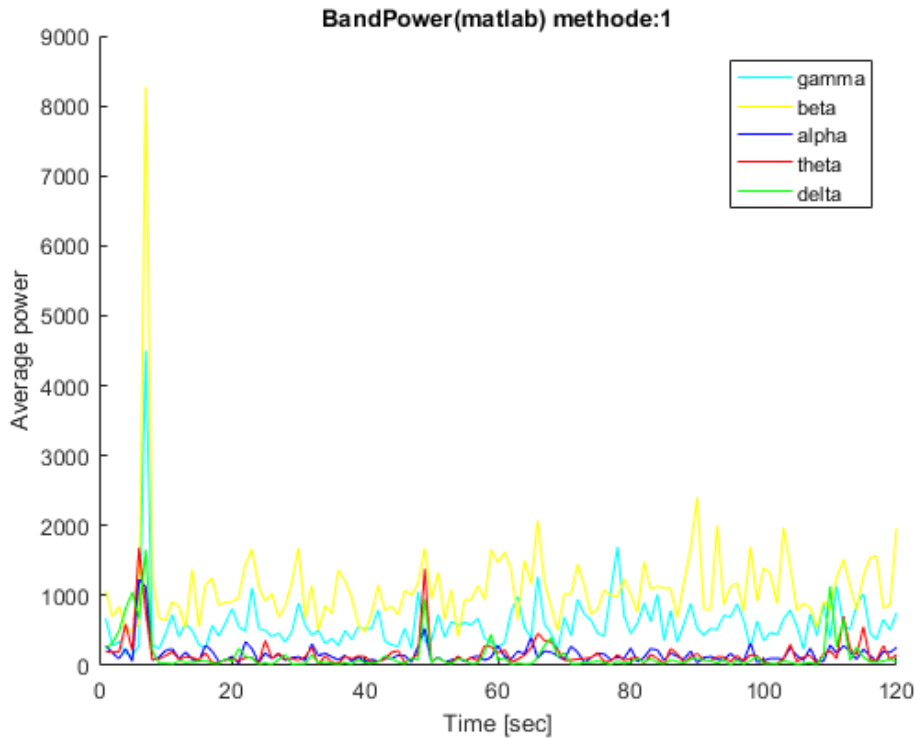
13. ábra Teszt kísérlet szakaszai, egy szakasz 120 másodpercig tart

Az első szakasznál (13. ábra) mielőtt domináns szerepbe kerültek volna a magas frekvenciás agyi ritmusok, 8 másodpercnél, ismertetem az alannyal a feladatot, hogy maradjon tétlen. Az alany ekkor szóbeli nyugtázással reagált, és így a mimikából származtatott melléktermékek miatt a delta-théta alacsony frekvenciás tagok ugrottak meg hirtelen. A théta ritmus ebben a pontban elérte a mérési szakasz maximális értékét is

egyben, s csak ezután adta vissza a vezetést a gamma-béta, közülük is jobban a béta hullámnak. Csak a statisztikai mérőszámok tekintetében fel lehetett ismerni, hogy egy éber szakaszcól (4 epoch-ról) volt szó.



13. ábra 1-es szakasz tétlen kevés pislogással



14. ábra Matlabban elérhető bandpower értékek a kevés pislogást igénylő szakaszon

Jól kivehető (14. ábra), hogy ténylegesen komoly nagyságrendbeli különbségek kerültek felvételre, helyesen volt tehát alkalmazva a dB skála az Algo SDK esetén. Emiatt sokkal relevánsabb képet adott a harmonikus közép és a medián használata, mint a megugró csúcsokra érzékeny nem robusztus egyszerű középérték. (15. ábra)

ALGO_SDK_BP						
1	delta	theta	alpha	beta	gamma	
MAX	2,85	9,94	7,84	10,63	9,85	
maxIndex	7,00	9,00	74,00	66,00	22,00	
MIN	-7,30	3,76	4,39	7,51	5,87	
minIndex	67,00	38,00	98,00	9,00	9,00	
Mean	-2,59	6,19	6,17	9,60	8,48	
HarmMean	-3,72	5,91	6,08	9,56	8,41	
Median	-2,99	5,90	6,23	9,74	8,57	
Kurtosis	3,22	2,70	2,63	5,00	4,52	
Skewness	0,75	0,54	-0,27	-1,28	-1,10	
iqr	2,53	2,06	1,06	0,58	0,77	
range	10,15	6,18	3,45	3,13	3,97	
var						
nanstd						

bandpower (MATLAB)						
1	delta	theta	alpha	beta	gamma	
MAX	1656,01	1684,96	1232,46	8273,03	4501,60	
maxIndex	7,00	6,00	6,00	7,00	7,00	
MIN	5,50	11,91	31,24	414,11	143,98	
minIndex	95,00	33,00	21,00	54,00	5,00	
Mean	135,84	168,66	162,15	1124,84	594,51	
HarmMean	42,69	85,39	105,94	948,99	467,45	
Median	55,62	113,35	121,99	1007,37	525,29	
Kurtosis	19,27	28,56	29,77	67,30	54,02	
Skewness	3,82	4,64	4,63	7,13	6,14	
iqr	73,40	108,02	115,86	461,62	311,65	
range	1650,51	1673,05	1201,23	7858,92	4357,62	
var						
nanstd						

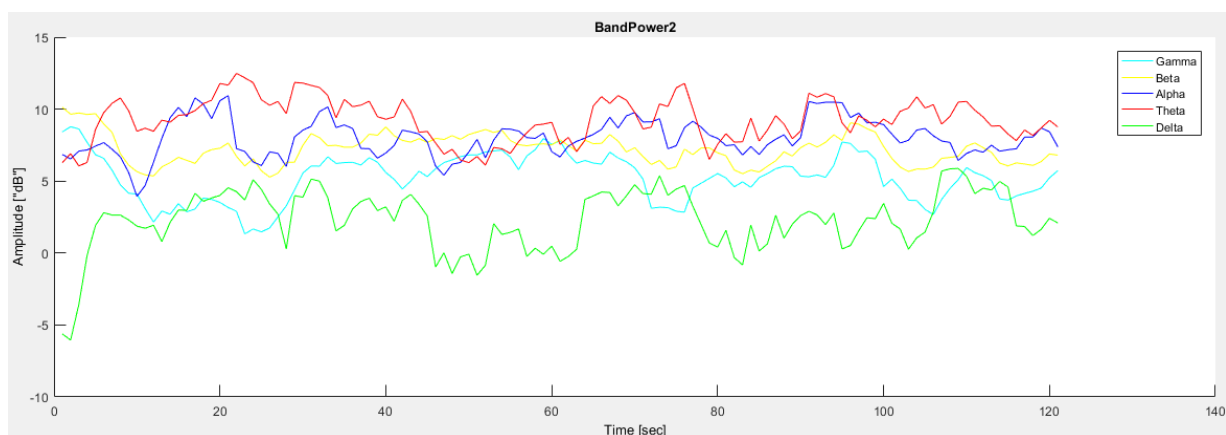
15. ábra Statisztikai értékek az első mérési szakaszon

Algo SDK:[MAX,MIN,Mean,HarmMean,Median,range] = dB,

Matlab:[MAX,MIN,Mean,HarmMean,Median,range] = V²/Hz

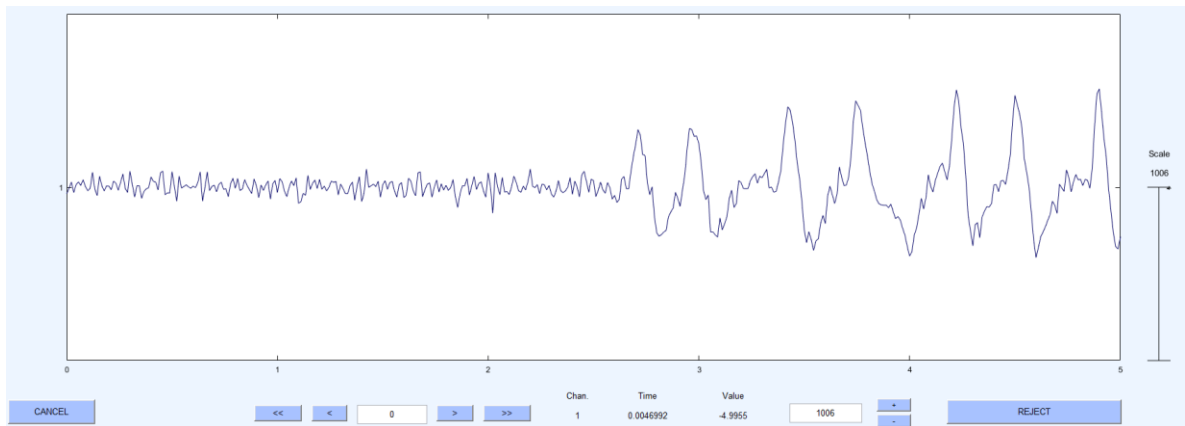
4.4.2 Tétlen állapot sok pislogással

A pislogások megkezdésével a delta-théta értékek az egész szakaszon keresztül jóval nagyobb értékeket vettek fel a korábbi szemmozgatás nélküli időszakhoz képest. (17. ábra)



16. ábra 2-es szakasz aktív szemmozgás

Ennek magyarázata világossá vált, miután megvizsgáltam a kinyert nyers EEG jelet (17. ábra).

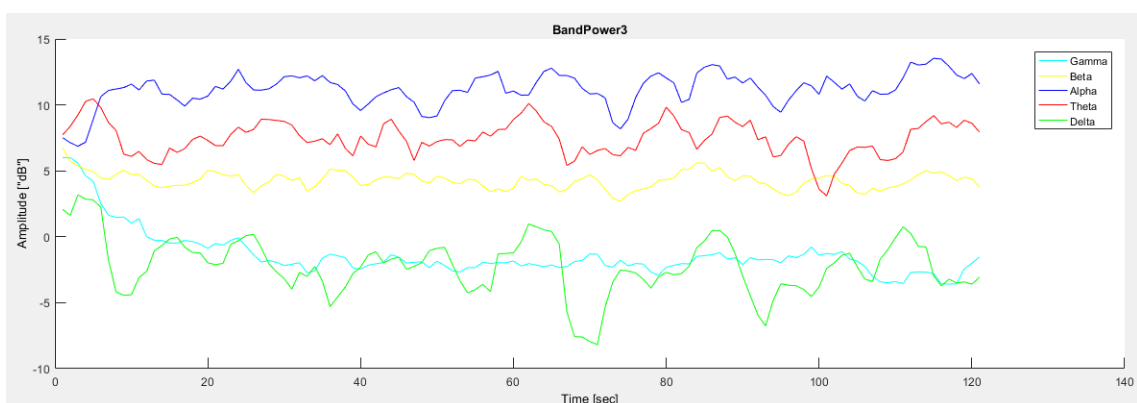


17. ábra nyers EEG jelben megfigyelhetők a 3. másodperctől a pislogások

Látszik, hogy a pislogás egy körülbelül 2Hz-es tagként jelentkezett a korai pislogások számában, és ez okozta a delta és a théta értékek növekedését. Ez a tendencia akkor hagyott alább, amikor az alany elfáradt a kísérlet során és kisebb intenzitással pislogott, vagy szüneteltette a számára kitűzött feladatot. Ez látható például 40-60 másodperc közötti szakaszon, vagy az utolsó 10 másodpercben. (16. ábra)

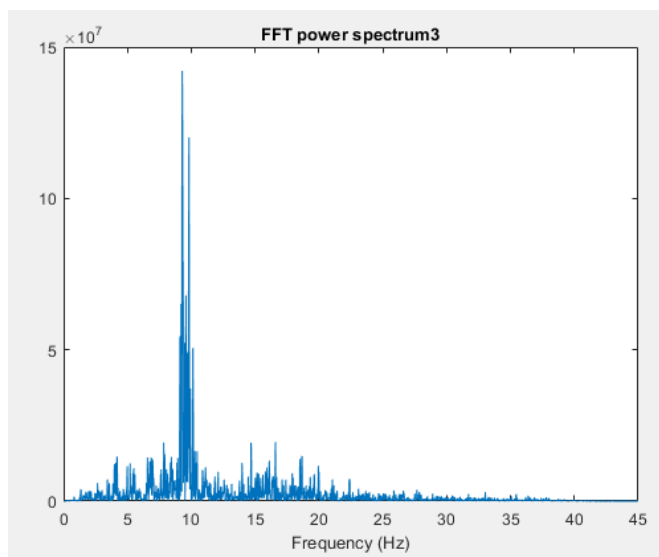
4.4.3 Csukott szemmel relaxáció

Miután 4 másodperctől már kényelemben elhelyezkedve lecsukódott az alany szeme, onnantól az alfa agyi ritmus az irodalomnak [3] megfelelően egyértelműen domináns szerephez jutott (18. ábra) az eddigi legerősebb 13 dB feletti értékeivel, és a mérés teljes időszakára tartotta a 11 dB-es szintet. Sokkal könnyebben elszeparálható volt a théta ritmustól, és az is szembevetendő, hogy a gamma ritmus csökkent leginkább.



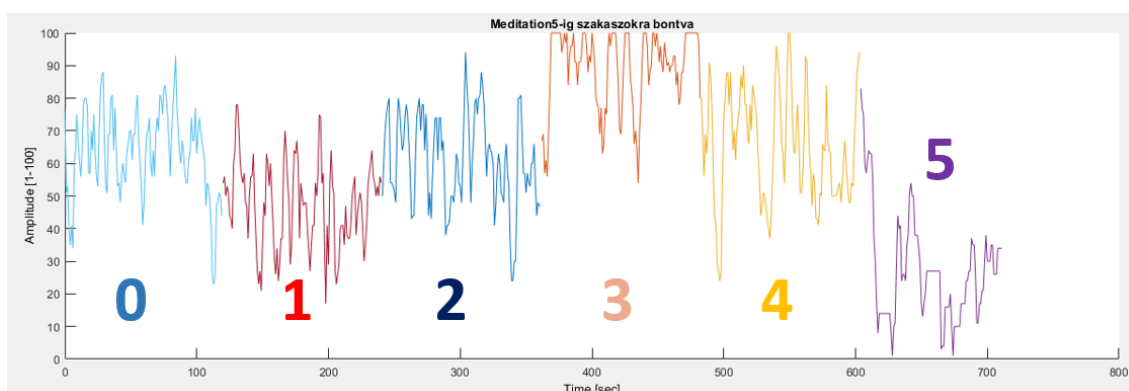
18. ábra relaxációs 3-as szakasz

Könnyen leolvasható, hogy 8-10 Hz körül oszcilláló jelet detektáltak pihenő alanyom homloklebenyéről. (20. ábra)



19. ábra 3. mérési szakasz 30-60 másodperc (2. epoch) közötti power spektruma

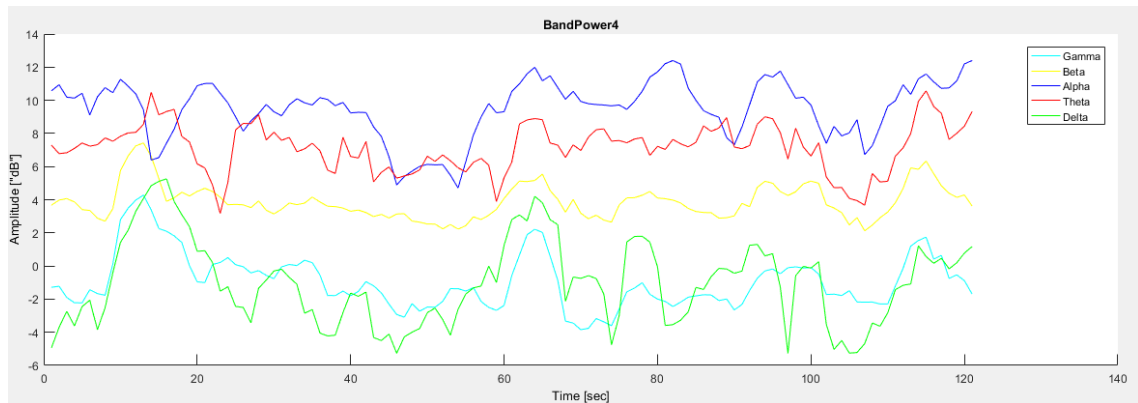
Összességét tekintve szembetűnő volt az is, ahogy a relaxációs szakasznál a *Meditation* változó magas értékekkel tért vissza (20. ábra).



20. ábra Meditation változó a kísérlet szakaszai

4.4.4 Csukott szemmel fejszámolási feladat

A 4-es szakasznál (21. ábra) arra voltam kíváncsi, hogy fejtörőmmel elérhetek-e felismerhető béta agyi ritmus aktivitást. Ezt megelőzően az első említésre méltó rögzített esemény 7 másodpercnél következett be, mikor szóbeli instrukciómmal szakítottam meg a relaxációt. Ezzel koncentrálásra készítettem a kísérleti személyt. A feladatot ismertettem, és ennek tudható be, hogy egyidejűleg emelkedett a béta és a delta. Az már kevésbé volt öröndetes következmény, hogy a két alsó agyi ritmus erőssége is megnőtt. A következő esemény pedig 59 másodpercnél volt megfigyelhető, amikor egy újabb számolási feladat került kiosztásra.



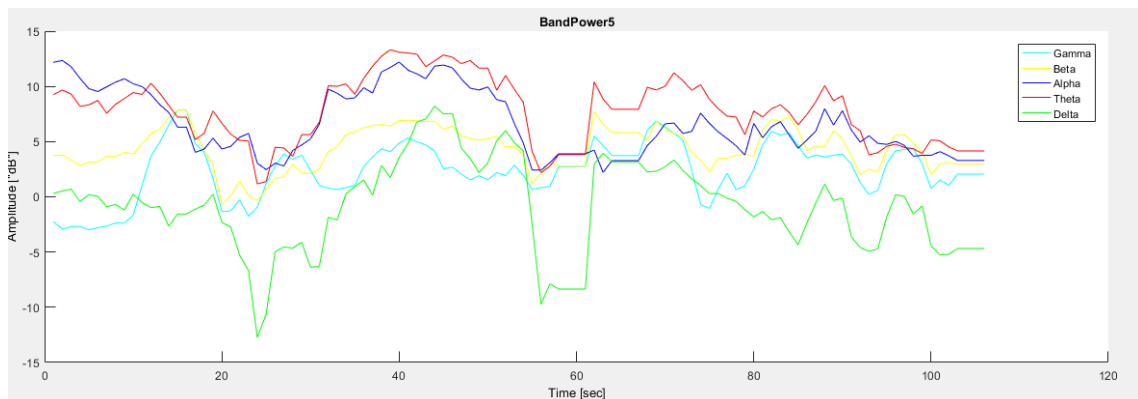
21. ábra 4-es szakasz relaxációt megszakító fejszámolási feladat

Az alfa dominancia a figyelem felkeltésével csökkent, viszont a béta ritmus az elvárásaimmal ellentétben, sokkal kisebb teljesítménybeli emelkedést produkált. A korábbi egyedül relaxációt igénylő feladatról is elmondható volt, hogy a béta nagyobb értékekkel volt jelen, így ez az eredmény még nem győzött meg arról, hogy az ébredéseknél a béta emelkedés tapasztalható lesz.

Ezután lefuttattam a 4. szakaszra is annak a reményében, hogy a jelforma valamelyik tulajdonságából erősebb béta aktivitás lesz észlelhető.

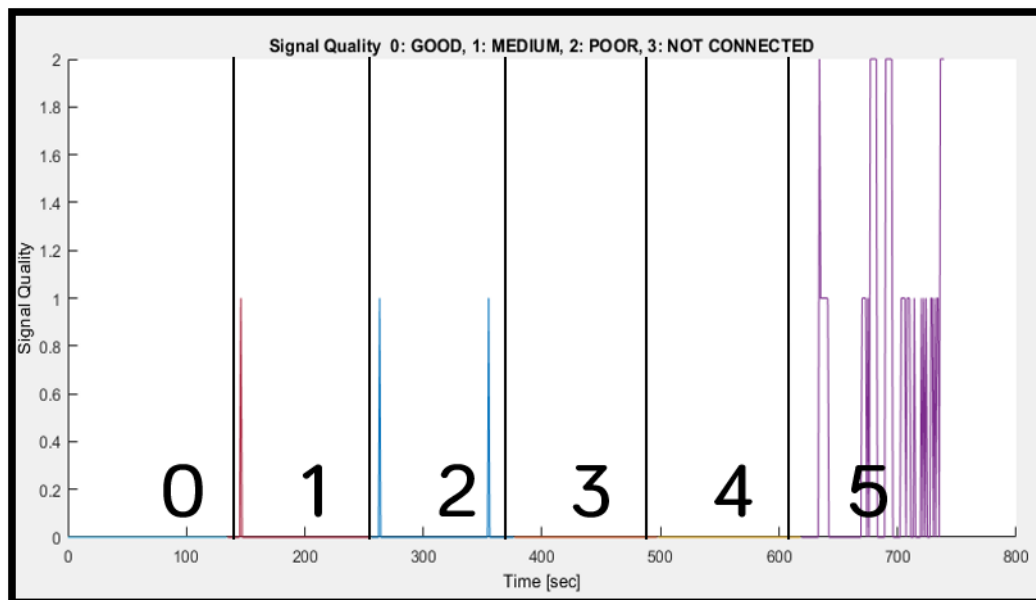
4.4.5 Grimaszok

Az utolsó szakaszon (22. ábra) a különböző grimaszok miatt a legszélesebb tartományon ingadoztak a ritmus erősségek. Leginkább a delta hullám, ami az eddigi mérésekhez képest megkétszerezte az értékkészletét, és először sikerült -10 dB alatt felvennie értéket, viszont a nagy tartományon való lendületes változások eredményeképpen sem kényszeríti maga mögé a többi agyi ritmust. A théta ritmus az, amelyik magas „ál” értékeket vesz fel a rossz minőségű jelek által.



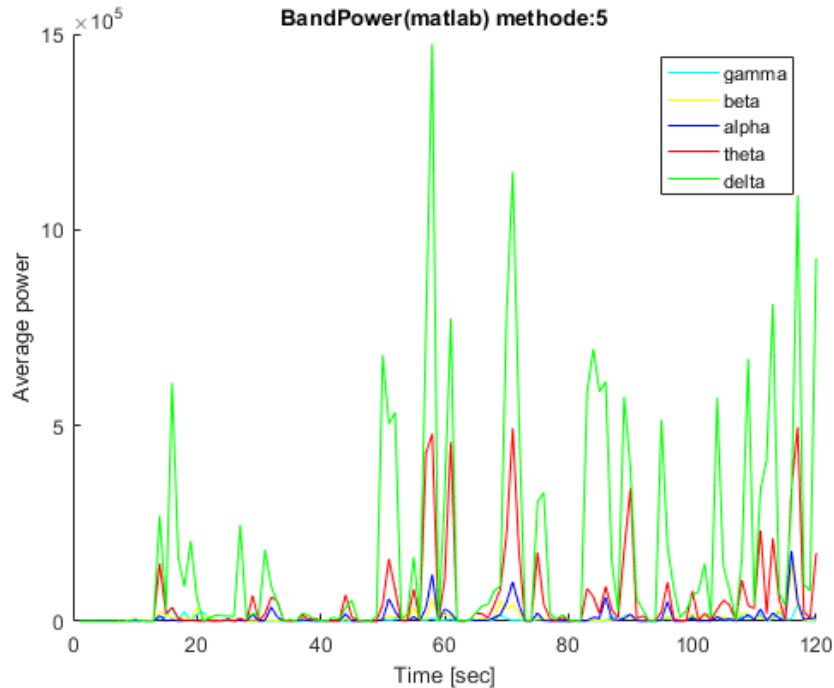
22. ábra 5-ös Artefact-ben gazdag szakasz

A jelminőségének lekérdezése (23. ábra) is igazolta ennek a kísérleti szakasznak a szerepét.



23. ábra Jel minősége az összes kísérleti szakaszon keresztül

Itt az utolsó szakasz esetén megerősödő alsó frekvenciás ritmus erősségekhez még összemértem a nyers adatból a MATLAB segítségével képzett ritmus értékeket. A mellékelt (25.) ábrán is látható, hogy a théta agyhullám helyett egyértelműen az alacsonyabb delta ritmusnak lettek titulálva a másodperces nagyságrendhez hasonlítható periodicitással rendelkező grimaszok.



24. ábra Matlabban elérhető bandpower értékek a zajterhelt szakaszon

4.5 Tapasztalatok

A validációs kísérlet sorozat elvégzésével elsősorban arra voltam kíváncsi, hogy alapvető statisztikai mérőszámok segítségével egy fél perces szakasról meg tudom-e állapítani, hogy az eszközt viselő alany milyen éberségi szinten van éppen. Hiszen amennyiben ez hűen reprezentálja a valóságot, úgy felhasználható egy manuális alvásponozás leegyszerűsített helyettesítésére.

A harmonikus közép és a medián képzés megbízhatóan alkalmazható volt a melléktermékektől mentes éber szakaszokon. A 13-30 Hz-en definiált béta aktivitás ilyenkor minden esetben domináns volt, ellenben megerőltetőbb kognitív folyamatokkal nem tudtam megfeleltetni. Azonban felriadások és mikroébredések esetén a későbbiekben számítok domináns megjelenésére.

A relaxációs szakaszon a 8-13 Hz-en oszcilláló alfa hullám dominanciája is detektálható volt. Mind ránézésre, mind a mérőszámok segítségével fel lehet ismerni így egy alvás kezdeti sekélyesebb szakaszát.

Az egyetlen problémát a mozgásokból eredeztethető alacsonyfrekvenciás hullám formák jelentik. Mind a pislogások, mind az utolsó grimaszokkal tarkított szakasz esetén érzékelhető volt, hogy megjelenésükkel olyan agyi ritmusokat juttatnak domináns szerephez, amelyek pont, hogy a mozgás szegény mély alvások esetén jelentkeznek

egészséges felnőtt személynél. Egy adott zaj a gyártól algoritmus esetén théta hullámként jelent meg, míg a nyers jelből nyert frekvencia sáv spektrumerősség egyértelműen a delta sávon volt a legmagasabb, tehát beláttam, hogy a NeuroSky fejlesztői a zajkezelést az alacsony tagok csillapításával kívánták elérni. Nekem viszont a későbbi alvásméréseimnél ellenőriznem kellett külön egy mélyalvási szakasznak titulált fél perces ablakokat, hogy ténylegesen mély alvást folytatott-e az alany, vagy mozgás történt. Utóbbiak időbélyeggel való feljegyzésére így szükség volt.

Az *Attention* és a *Meditation* változók képzésének megismerését sem a validációs, sem a későbbi alvás mérések nem tették lehetővé. A *Meditation* esetén az volt az előfeltételezésem, hogy a théta sáv lett kijelölve számára, az *Attention* esetén pedig egy alfa, de lehetne akár egy 19-30 Hz közötti sáv is, vagy több agyhullám egymáshoz vonatkoztatott aránya. A dokumentáció hiányában rengeteg megoldás elképzelhető, de egyiket sem sikerült felismerni, mert az egyes alvási szakaszokon, vagy akár mozgások következtében nem tudtam megállapítani konzisztens viselkedést.

5 Alvás monitorozás

A félév során több, mint 11 alvást kívántam megmérni az alkalmazásom és a neuroheadset segítségével. Mindegyik mérést otthon végeztem, ahol az alvó alany egy családtagom töltötte be. A nyers adat és a releváns változók kimentése automatikusan történt (4.2.1), de jelenlétemre továbbra is szükség volt. Egyrészt, hogy időbélyeggel ellátva naplózhassem a nagyobb mozdulatok, fontosabb eseményeket, azaz lényegében betöltssem a felügyelő személyét (amit egyébként applikációmmal szeretnék megszüntetni). A naplózott ébredések és események azért voltak hasznosak, mivel így össze tudtam mérni őket az adott szakaszban történő hullámformákkal, változókkal. Másrészt pedig, ha valamely mozdulat miatt elvesztette volna a kapcsolatot az eszköz, akkor újra biztosítani tudtam a megfelelő kontaktust.

Ebben a fejezetben a legsikeresebben felvételre kerülő alvást mutatom be. Sajnos a legtöbb esetben nem sikerült az alvó alanyoktól egyhuzamban végzett alvást mintavételeznem. Ez az eszköz kényelmetlenségéből származott, de erre a headset összefoglalásánál külön ki fogok térni. (5.4.3)

A következő bekezdésekben taglalt alvásmonitorozással párhuzamosan még egy segítséget vettem igénybe, mégpedig egy adott aktigráf applikációt, hogy az eszköz jeleinek még jobb feltérképezésére legyen lehetőségem azon túlmenően, hogy egyes ébredések is kimutathatók volt segítségével. Jelen mérésem során a választásom a Sleep Time alkalmazásra esett, ami képességeinek szűk határait belátva nem próbálja meg a REM és NREM 4 mélyalvási szakaszait megkülönböztetni. Hasonló jelöléssel veszi őket számításba Deep + REM megnevezéssel. (25. ábra)

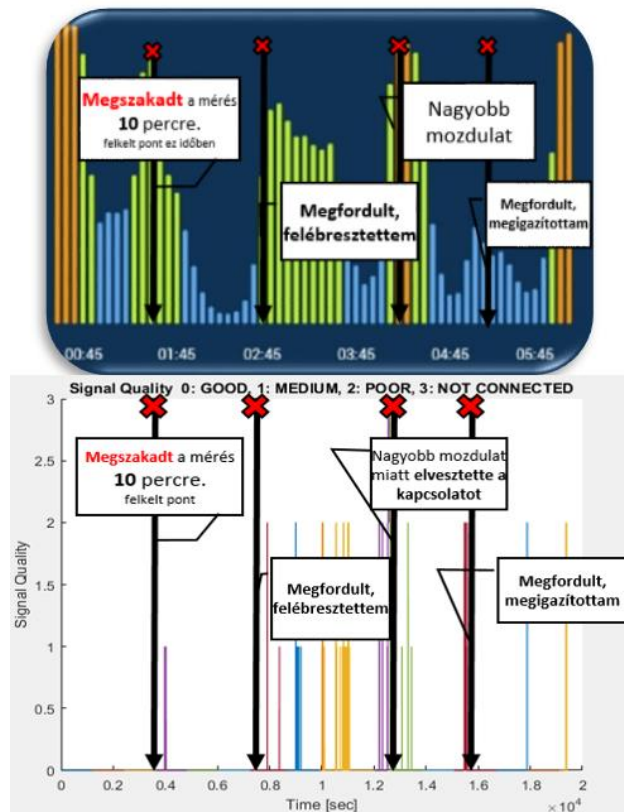


25. ábra Sleep Time aktigráf app alváselemzése (felül hypnogram)

Ebben a Deep + REM alvási szakaszban az alvási idő 55%-t töltötte az alvó alanyom. Sekélyes alvásban 31%-ot, éber állapotban pedig az ágyban töltött idő 15%-t. Vastagon kiemelve az 05:44h-ot jelöli, hogy ennyi időt töltött a felhasználó alvással, ami egyenlő ((REM+NREM) - éber időszak), és ez az idő van összevetve az összes ágyban töltött idővel. Ebből van származtatva az Efficiency %-os mérték. A polyszomnográfia 85% fölött határozza meg a normál eredményes alvást. Az alkalmazásnak be volt kapcsolva az okos ébresztő funkciója, ami 6 órára volt állítva és az azt megelőző fél órában volt időzítve, azaz, hogyha 5:30 és 6:00 között bármikor sekélyes alvásba kerül a felhasználó, akkor automatikusan ébreszti, viszont ez nem következett be, mert közvetlenül a 6 órát megelőző szakasz Deep + REM fázis volt az aktigráf alkalmazás szerint.

5.1 Nagyobb megszakítások és ébredések

Maga az eszköz megköveteli a helyes pozíciót, és amennyiben ez nem teljesül, úgy abban a pillanatban romlik a jel minősége, vagy akár meg is szakadhat a szükséges kontaktus. Ennek demonstrálására jelenítettem meg a jel minőség görbét (26. ábra) az elemzett éjszaka alapján. Látható, hogy a nagyobb mikroébredések mind az aktigráf, mind saját alkalmazásom alapján is detektálhatók.



26. ábra A nagyobb mozgások, események az aktigráf (felső) és a jel minőség (alsó) ábráin

Az adatok MATLAB-ba való importálása után, először a jel minőségének változását vizsgáltam meg, hiszen leendő hypnogrammom alapvető váza kapható meg általa azzal, hogy a sekélyes alvási szakaszok alatt nagyobb számban jelentkeznek meg mozgások, amelyekből a jelromlás következik. Az aktigráf alkalmazás is a jelölt események nagyrésztéhez sekélyes alvást („Light Sleep”) rendelt.

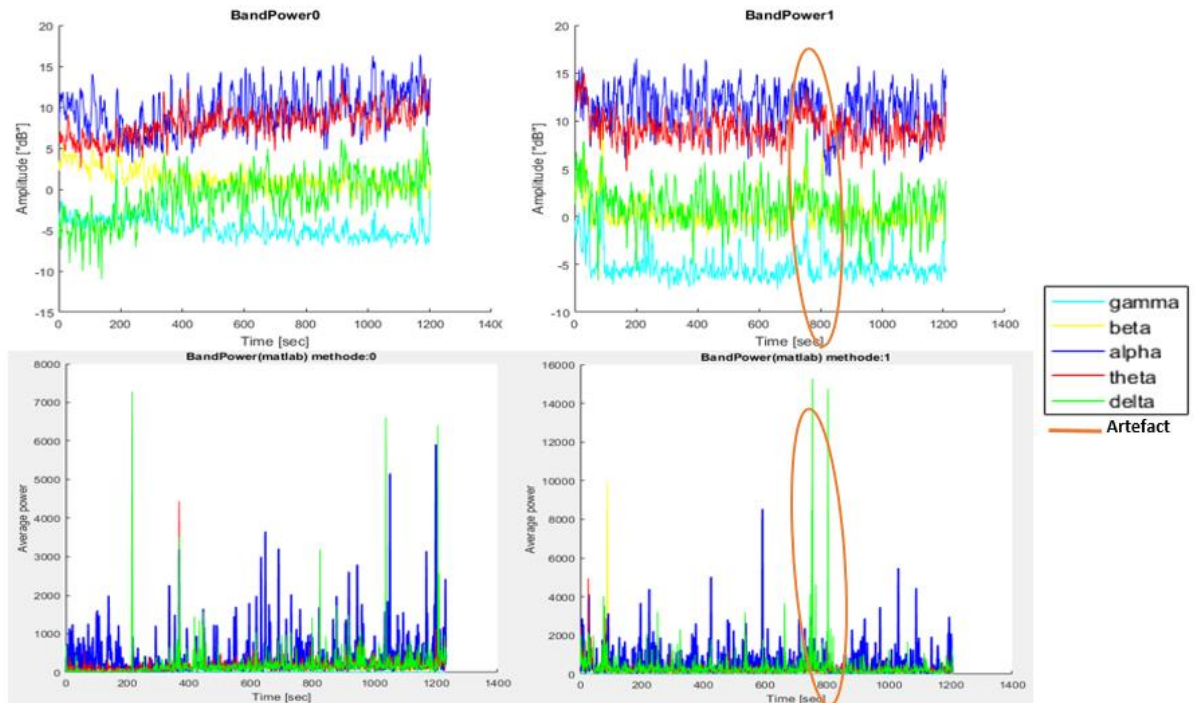
5.2 Mélyalvás keresés

Minden mérési szakasz minden egyes másodpercéről rendelkeztem az applikációból nyert Algo SDK-ban definiált agyi ritmus erősség [dB] értékkel és nyers EEG adatból nyert MATLAB-ban számolt értékekkel [V^2/Hz] is. Az utólagosan végzett analízis alatt elsősorban a kipihenség szempontjából legrelevánsabb mélyalvási NREM 4-es szakaszt kerestem, azaz lassú delta hullámokat.

5.2.1 Első ciklus

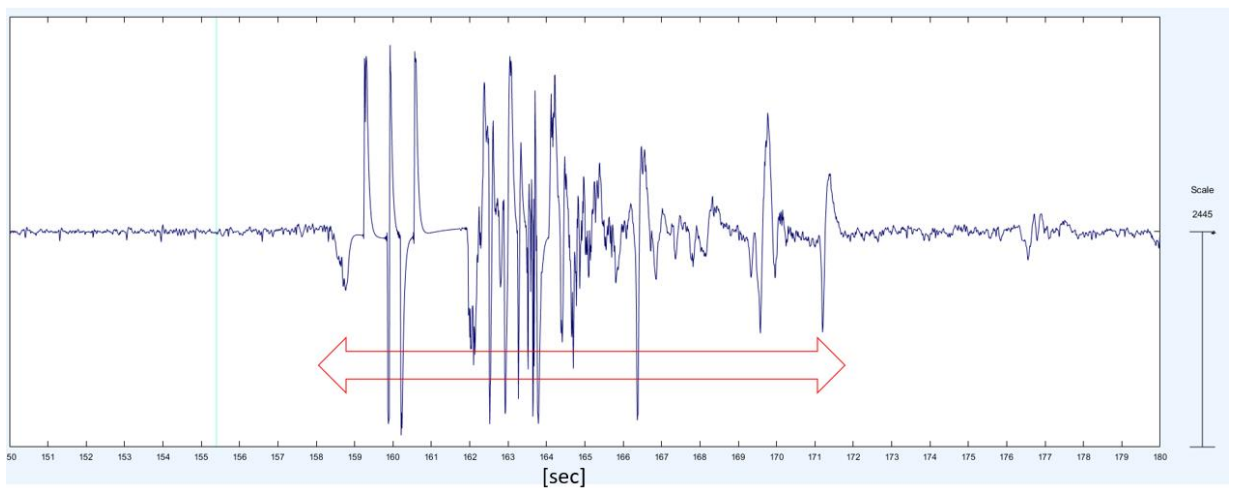
Az elalvást pillanatától kezdődő első alvási ciklust követtem le, ahol az első 40 percben az irodalomnak megfelelően a magasabb frekvenciás alfa aktivitás volt jelen, utalva a sekélyes minőségű, de még éber alvásra. Az agyi ritmusokat megjelenítve is

látható (27. ábra), ahogy a kék színnel jelöl alfa hullámok veszik fel a legnagyobb értékeket.



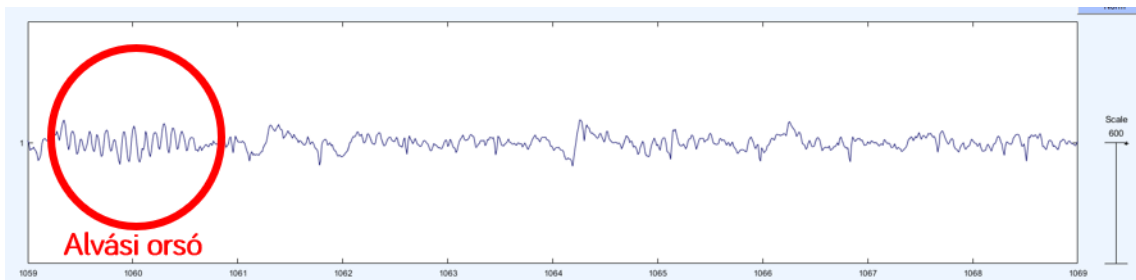
27. ábra Az agyi ritmusok nagysága a lefekvést követő első 40 percben. Húsz percenként mentettem.

Az is kitűnik, hogy az ébrenléthez köthető béta hullám fokozatosan csökkent. A narancssárgával jelölt delta frekvenciasávbeli kiemelés pedig egy mozgáshoz volt köthető (29. ábra), nem mély agyhullámok okozták.



28. ábra Narancssárga színnel bekarikázott Artefact

Folytatva a keresést, az első ciklus mélyülését követve találtam alvási orsókat, amelyek segítik az alvó alany alvását elmélyíteni. [2.2]

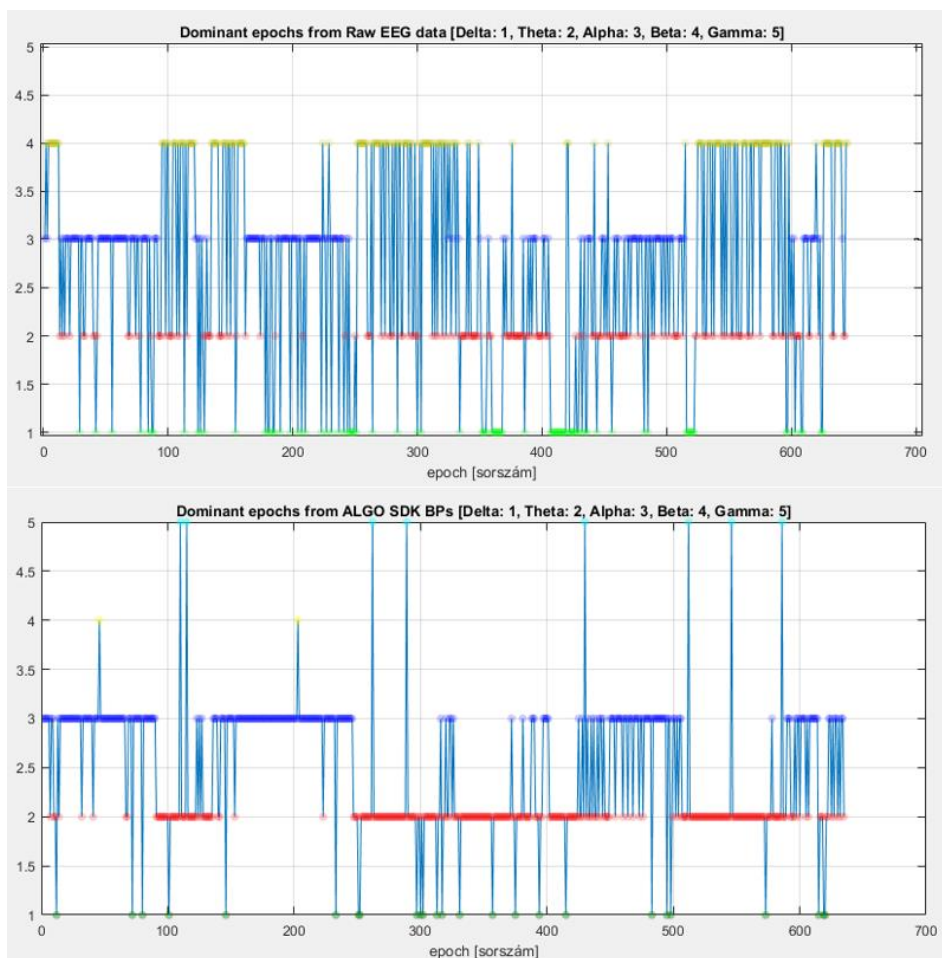


29. ábra Kutatások számára is reváns 12 Hz-es alvási orsó

Az orsók, vagy más néven szigma hullámok megjelenése után pedig elértem a más kisebb frekvenciás théta hullámokhoz is, de sajnos ezt követően nem mélyült tovább az alvás. Az első ciklusban nem találtam delta hullámokat. Szükségem volt tehát egy hypnogramra, osztályzásra, amely segít abban, hogy mikor mélyülnek a későbbi alvás ciklusok.

5.2.2 Osztályzás

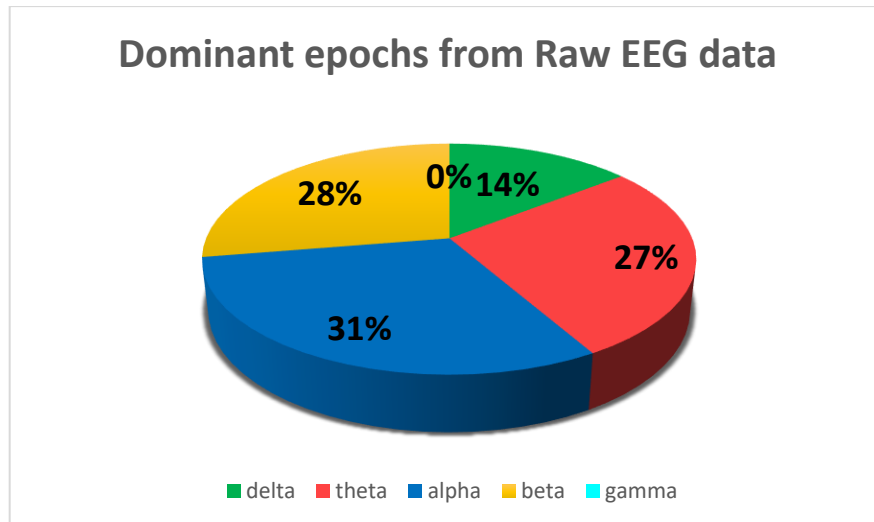
Az neuroheadset validációs kísérletében [4.5] kipróbált statisztikai mérőszámokat a megmért alvásra is alkalmaztam. Összefűztem az agyi ritmus spektrumerősségeket, majd epochokba (fél perces ablakokba) tagolva az eddig kitapasztalt statisztikai jellemzők közül egyszer elvégeztem az osztályzást a medián képzéssel, emellett pedig a harmonikus közép számítással. Utóbbi eredményét tartottam viszont jobbnak, mivel a medián az előző bekezdésben megjelenő zaj miatt azt az adott epochot delta dominanciával mélyalvási szakasznak jelölte. Ellenben a harmonikus közép nem. Segítségével az osztályzást elvégeztem mind a gyári ALGO SDK által küldött agyiritmus erősség változókra ([dB]), mind a nyers jelből származtatott értékekre melynek eredménye a következő volt. (31. ábra)



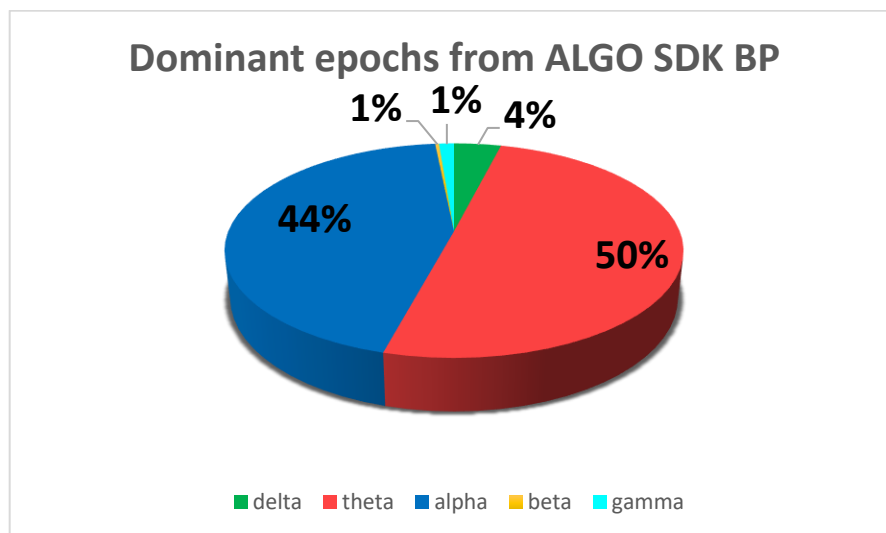
30. ábra epoch jellemzés harmonikus közép segítségével a két fajta band power értékek szerint: nyers jelből (felül), gyári algoritmusból (alul)

A két osztályzás közti legnagyobb különbség a magas frekvenciás béta és a lassú delta hullámokkal jelölt epochok számában jelentkezett. A bétával jelzett epoch-ok száma 178-ról csupán 2 darabra (27.60%-ról 0.31%-ra esett), pedig jelenléte sokat segít a felriadások és a REM fázisok detektálásában.

A delta aktivitás csökkenésének oka pedig a gyári algoritmusok esetén az, hogy a validációs kísérlet utolsó grimaszolós szakasza is megmutatta, hogy az ALGO SDK algoritmus esetén az alsó frekvencia sáv csillapítva van, így a legtöbb zaj a théta hullámmal egyező frekvenciával jelentkezik, így növelve meg a nyers jel esetén théta aktivitásnak jelölt 176 epoch számát 319-re (27.29%-ról 50.24%-ra).



31. ábra Nyers adatból bandpower() függvény segítségével osztályzott epoch-ok aránya



32. ábra Band Power értékekből osztályzott epoch-ok aránya

Ezek mindegyike valamilyen mozgásból fakadt, így maradt összesen 25 (4%) fél perces szakasz, ami delta hullám dominanciát mutatott így is. Ezeket a szakaszokat kellett megvizsgálnom, aminek során sajnos nem tudtam elfogadni őket NREM 4-es szakasznak, mivel egyrészt igen nagy alfa aktivitás volt jelen környezetükben, másrészt a hullámok amplitúdója sem érte el azt a szintet, ami alapján egyértelmű lenne egy delta hullám megfeleltetése.

5.2.3 Eszköz viseletének negatív hatása

A kísérleti személy alvása ezek szerint egyszer sem mélyült el annyira, hogy elért volna a releváns mélyalvás állapotába. Ennek oka pedig az volt, hogy a headset viselete hosszabb idő után kifejezetten kényelmetlen volt. A fülnél rögzítésre került csipesz pedig

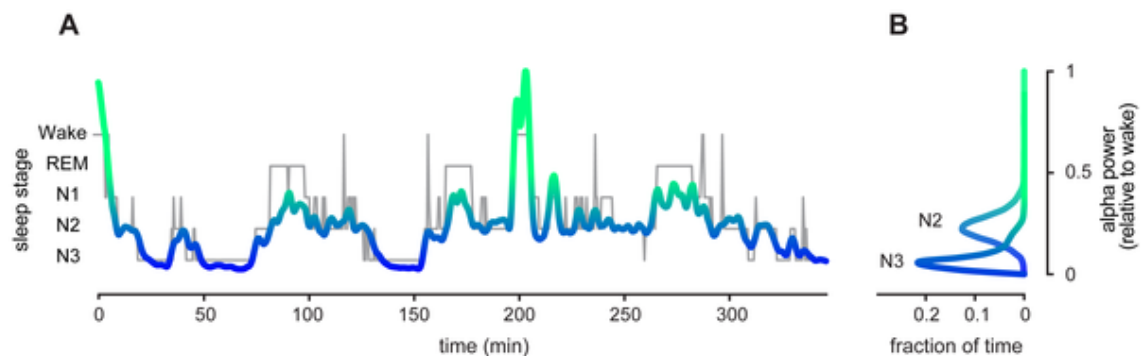
fájdalmat is tudott okozni, így nem engedve az alvó alany tudatát elmélyülni. Annak védekezési mechanizmusa igyekezett minél éberebb állapotban maradni.

5.3 Az alvás mélységi vizsgálata alfa ritmussal

Rendelkeztem tehát, olyan alvások felvételeivel, amik során az eszköz miatt az alanyok nem tölthettek el számukra szükséges időtartamot a NREM4 mélyalvási szakaszban. Következő célomnak azt tűztem ki, hogy a felvételeimnél a sekélyesebb alvási szakaszok váltakozásáról, a pillanatnyi mélységről információt szerezhessenek. Az egyetlen, ami akadályozta a kezdeti módszereimet, az a mozgásokból származó hibás alsó frekvenciás hullámformák megjelenése volt, amelyeknek kezeléséhez küszöbértékek meghatározására volt szükség, de ennél volt szerencsém megismerni egy kutatás sikeres eredményét, amely könnyebb megoldást kínált.

5.3.1 Az alvás pillanatnyi törekenységének kapcsolata az alfa sávval

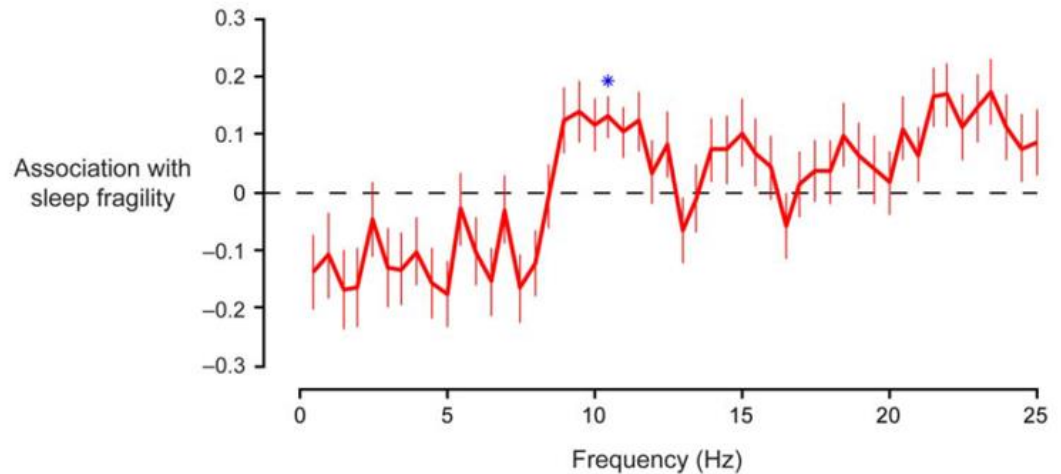
Simor Péter, alváskutató osztotta meg velem az alábbi cikket [14] irányadás céljával egy konzultációnk után. A cikkbeli kutatás eredménye, hogy bebizonyították, hogy az alvás pillanatnyi mélysége megállapítható az éber agyi aktivitással. Az éber agyi aktivitás alatt most a béta helyett a 8-13Hz-en oszcilláló alfa ritmust kell érteni.



33. ábra Hypnogram összevetve az alfa ritmussal, Forrás: [14]

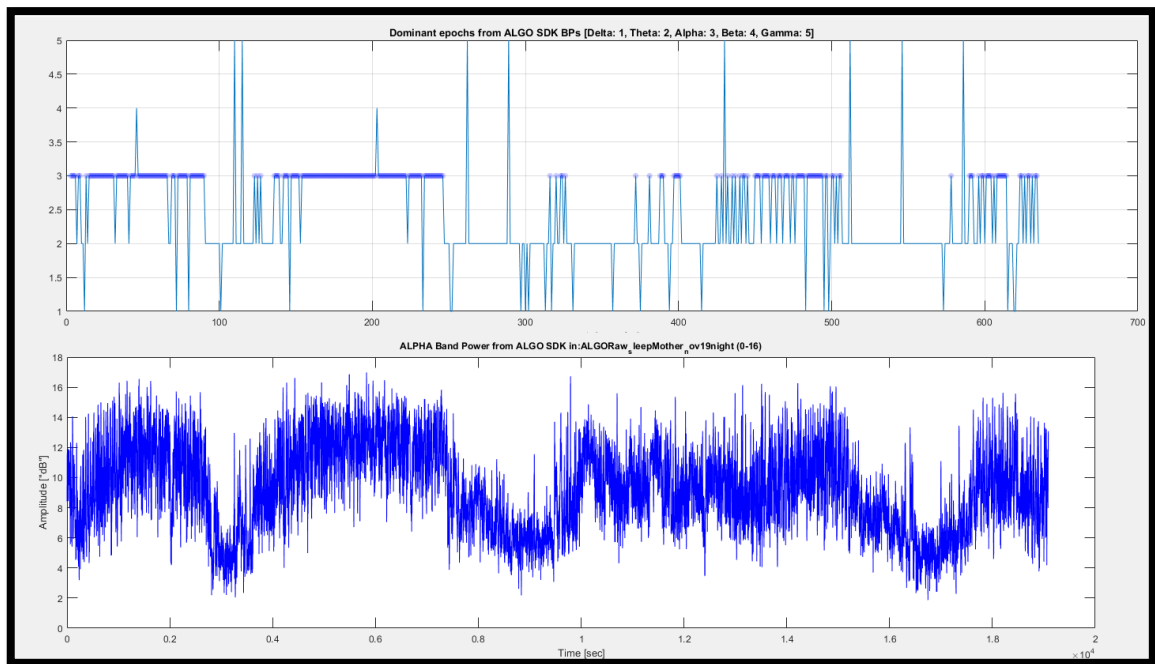
Korábban az alfáról az egyszerűsített alvás szakaszok ismertetésénél annyit említettem csupán, hogy az alvás kezdetén a tudatossággal egyetemben halványul el jelenléte (2.1), és gyakran nem is szokták figyelembe venni szerepét a mély alvási és egyéb szakaszok esetén. Ezen tanulmány megkísérelte mérni az alvás törekenységét, amit úgy tettek meg, hogy különböző 5 dB-enként növekvő intenzitású hétköznapi akusztikus zajokat játszottak le az alvó személyeknek, és Cox-regressziós modellt alkalmazva azt vizsgálták meg, hogy az egyes alvási szakaszokban mikorra érik el a felébredés

kockázatát. Az akusztikus stimulusok előtt minden egyes frekvencián megmérték az EEG spektrális felbontását, és sikerült megállapítaniuk a kapcsolatot a magas hangokra való érzékenység és az alfa frekvencia tartomány között (34. ábra). Azon túlmenően, hogy ezt nem csak a nyakszirten elhelyezett elektródákon és a mély alvási N2 és N3 fázisokban is sikerült kimérniük.

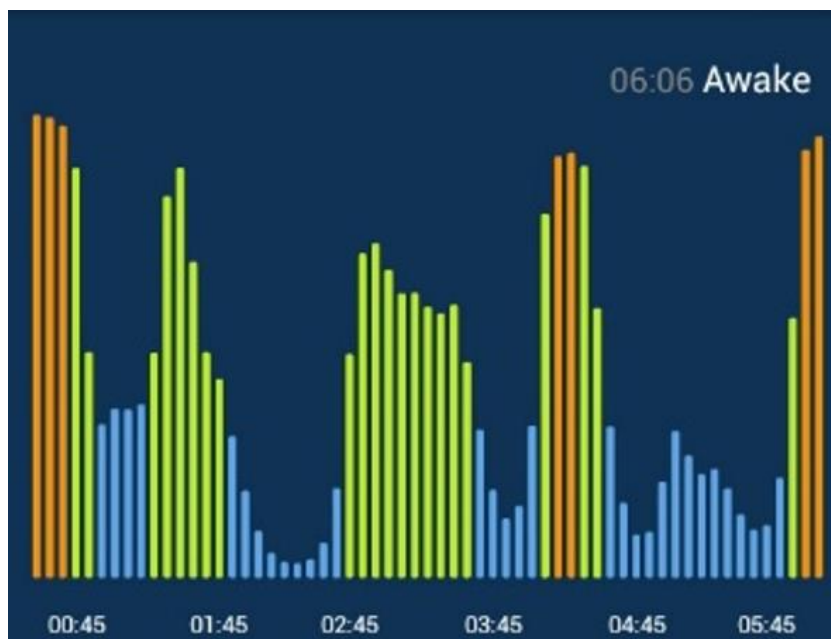


34. ábra Kimutatható a kapcsolat az alfa sáv és az alvás törékenysége között, Forrás: [14]

Az osztályzásom alatt több fél perces szakasznál is az alfa elektroencephalográfiai ritmus került kiosztásra. Továbbá azt is beláttam, hogy nincs olyan alvási szakasz, ami huzamosabb ideig csak egy ritmusú oszcillálásból állna. Több pillanatban is találtam 11Hz-es orsónak vélt jelalakot bizonyítottan alacsony frekvenciájú jelek között. Az alfa oszcillálás tehát a mélyebb alvási szakaszok EEG spektrumfelbontásának kisebb részét teszi ki, de itt is fellelhető, jelen van. Azaz, hogyha az egész alvásra vetítem ki az alfa aktivitás mértékét, akkor megkapom az alvás különböző mélységeit, és megfeleltethető az alvás törékenységének is. (35. ábra)



35. ábra ALGO SDK BP értékekből harmonikus közép számítással meghatározott epoch-ok, alatta pedig az alfa sáv spektrum erőssége [dB]



36. ábra aktigráf app hypnogramja

5.3.2 Alfa aktivitás és az aktigráfia összevetése

Érdeemes összevetni a kapott ábrát (35. ábra) az aktigráf alkalmazásból szerzett hypnogrammal (36. ábra). Az elején remekül szemléltetődik és sikeresen le lett követve az alvás kezdetén még jelen lévő tudatosság. Ezután a 80. epoch-tól azaz a 40. perctől az alvás mélyülésével is együtt haladt az alfa és az aktigráf hypnogram, amíg az alfa

meglehetősen lecsökkent. Ezt megszakítva történt az első ébredés. Ezután a visszafekvést követően még egy ideig törekeny volt az alvás. Az első különbség ekkor következett be, mivel az aktigráf eszköz mély alvási szakaszt szemléltetett 1:45-2:45 között, míg az általam kapott értékeknél ez még mindig sérülékeny alvást mutatott ki, és pont fordítva, amikor a 250. epoch-tól csökkenni kezdett az alfa, 2:45 perctől kezdődően az aktigráf eszköz Light Sleepet észlelt. Ennek a szakasznak a végétével váltott az aktigráf NREM3-4 vagy REM fázisra, amikor az alfa megint növekedni kezdett. Az aktigráf megoldás rövid idővel ezután csatlakozott az éberebb állapothoz, és 4:30-tól (500. epoch) együtt váltottak újra stabilabb alvási szakaszba.

5.3.3 Okos ébresztés

Az aktigráf eszközön az ébresztő kereken 6 órára volt állítva, kiegészítve az okos ébresztő funkcióval. Ebben az esetben, ha úgy határozza meg a mozgásokból az applikáció, hogy REM helyett sekélyes alvási fázisban vagyunk, akkor korábban kelthet fel minket a kipihentebb ébredés reményében. (3.1.2) Az okos ébresztő végül kitarított reggel 6-ig, ugyanis nem detektált a párna alól egy mozgást sem, vagy nem olyan mennyiséget, ami már meggyőzte volna, hogy újra aktív izomtónussal rendelkezik az alany. Ez azt jelentette az aktigráf mérésnek, hogy a REM fázist nem váltotta fel sekélyes alvást szimbolizáló NREM1-2. Az alfa aktivitás viszont az említett fél órában már megkezdte megerősödésével fokozni az éberséget, tehát az alvó alany fél 6 és 6 óra között töltött időt sekélyes alvászakaszban, így egy megfelelő küszöbérték megválasztásával, biztosítani lehetett volna számára az ideálisabb ébresztést.

5.4 Tapasztalatok, továbbfejlesztési lehetőségek

5.4.1 Az alvásmérés tapasztalatai

Az osztályozás kapcsán, amikor együttesen vettem össze a különböző agyhullám aktivitásokat, akkor az a negatív eredmény született, hogy a mozgásokból eredeztethető zajok miatt a gyári változók esetén továbbra is a théta agyi hullám növekszik meg a legjobban, a nyers jelből származtatva pedig a delta hullám. Míg a mozgások száma a felületes alvásokkal áll kapcsolatban, addig a théta és delta hullám pont a mélyalvással. Ez okozta a feloldás kívánó ellentmondást.

Abban az esetben amikor egyedül az alfa aktivitást jeleníttem meg, ott még az a feladat került megfogalmazásra, hogy az alvásfázisok meghatározásához szükség van

személyenként felvenni a megfelelő küszöbértékeket. Itt figyelembe kell majd venni az alanyok életviteléből, életkorából, és testi adottságaiból (agykéreg vastagsága, bőrminőségből származtatott ellenállás) adódó különbségeket, hatásokat. Az EEG biológiai ujjlenyomatunkként nagy különbségeket tud felvenni személyenként, így ahhoz, hogy egyénre szabott legyen a szelekció, így szükség lesz majd az eszköz kezdeti hordásával egy tanulói időszakra. A teszt időszakot követően pedig majd a felhasználó visszajelzéseinek segítségével lehet meghatározni a küszöbértékeket. Ezt követően pedig a mélységi elemzést ki lehet bővíteni a K-komplexumok és az orsók vizsgálatával, számoltatásával.

5.4.2 Összevetés Poliszomnografiával

Összevettem az elektroencefalográf eszköztől szerzett értékeket a mozgásokon alapuló aktigráf alkalmazással. Sok különbséget fedeztem fel a két eredmény között, de többször használtam referenciának is az aktigráf hypnogrammját ügyelve természetesen a technológia hiányosságaira.

Az eszközt emiatt szerencsés lett volna egy alváslabori PSG-vel együttesen kipróbálni, hogy pontosságáról jobb összképet szerezzek, de ennek szükségességét a következő bekezdésben leírtak alapján vettem el.

5.4.3 Hardveres fejlesztés

Jómagam alábecsültem az alvás alatti mozgások és események számát. Jelenlegi zavarérzékenysége miatt mozgásanalízisre is lehet használni az eszközt, ha közben ügyelünk a jó kontaktus biztosításáért. Pár apró mozdulat képes volt megszakítani a kommunikációs kapcsolatot az eszközzel, ami pedig negatívabb, hogy maga az eszköz viselete sem volt komfortos. Összesen eddigi kutatásom során 11 alvást kíséreltem megmérni a Mindwave Mobile M headsettel. Köztük csekély számmal sikerült az alvó alanynak az eszköz viseletével egyhuzamban végig aludni 1 ciklusnál hosszabb időszakot. Az 5-ös fejezetben a legjobban sikerült alvásmérést dolgoztam föl, de beláttam, hogy egy több órás mérés fájdalommal jár amiatt, hogy a referencia pontot biztosító fülcsipesz addigra teljesen kikezdi a fülcimpát. Emiatt nem jelentek meg mélyalvási delta hullámok. Egy kényelmesebb kialakításra mindenképp szükség van ahhoz, hogy hordásával végig lehessen aludni egy teljes éjszakát zavartalanul. Ez jelenleg a legnagyobb akadálya az alvásmonitorozásra való alkalmazásának.

6 Dreem fejpánt

A Mindwave Mobile M eszköz esetén hordhatósági problémát fedeztem fel, amire egy egyedi megoldást talált a 2014-ben alapított francia Rythm cég, akik Dreem névre keresztelt eszközét 2017 nyarától már bárki előrendelheti. Simor Péter, alváskutató kollaborációba lépett a Rythm-mel egy projekt keretein belül, ahol első körben egészséges alanyokkal lettek elvégezve alvásmérések a kísérleti személyek otthoni környezetében a Dreem fejpánttal. Lehetőségem volt részt venni a kutatásban, mint egészséges kontroll alany, és végezhettem saját méréseket is az eszközzel otthon.

6.1 Hardver

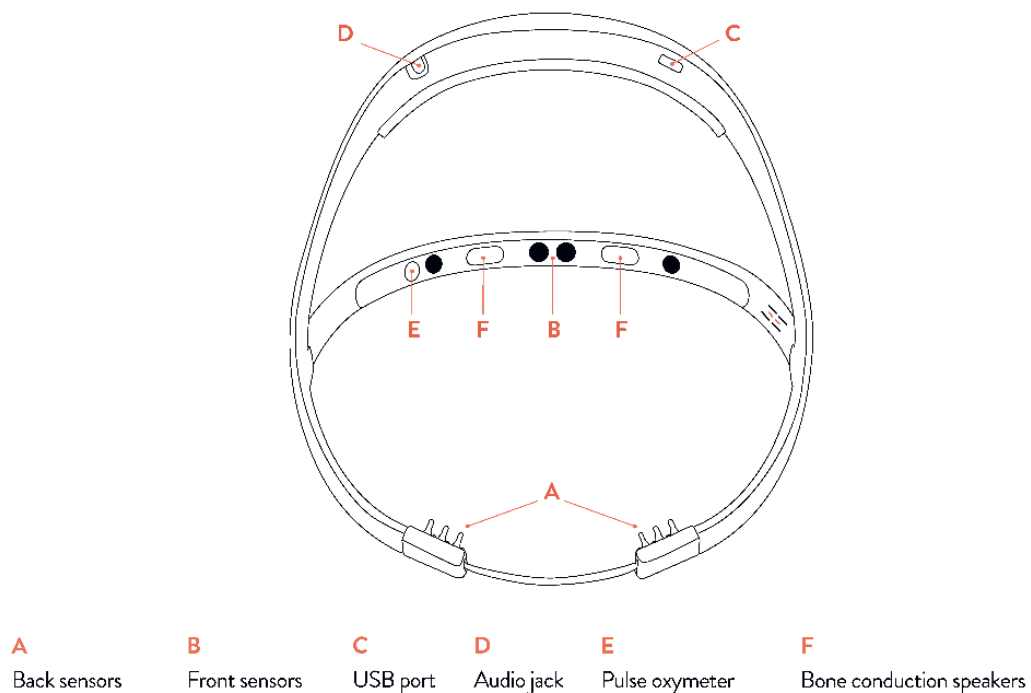
A mindössze 120g-os hipoallergén anyagból készült, állítható fejpánt sokkal kényelmesebb viselettel szolgál, mint a Mindwave Mobile M. Teljesen állítható, és szépen hozzásimul a fej alakjához. Az 1200mAh akkumulátorról képes teljes feltöltöttséggel 12 órát mérni egyhuzamban, és a kialakítás szempontjából az akkumulátor az, ami igazából megtartja a fejpántot stabilan a fejbúbnál. Nincsen semmilyen csipeszes kialakítás, és külön kinevezve egységes referencia pont sincs. Ehelyett majd az elektródák különbségét fogja képezni a rendszer.

6.1.1 Szenzorok

A fejpánton elől 4db (Fp1, Fp2, 2Fpz) és hátul 2db (O1, O2) elektróda került integrálásra. A középen elhelyezkedő Fpz elektróda lesz a virtuális föld, a két hátsó elektródák pedig referenciaként szolgálnak alapvetően. Ennek az elektróda kiosztásnak az egyik legkevesetgetőbb előnye, hogy az nyakszirten (Occipitális) elhelyezkedő elektródák segítségével a REM fázisban megjelenő vizuális ingerekkel társuló álmokképek kutatására is esélyt ad a Dreem. Emellett pedig arra is van esély, hogy így a Rem fázisban ugyancsak szerepet játszó alfa hullám valamelyest megkülönböztethető lesz magával az éberségi szinttel megegyező, sekélyes alvást okozó alfa hullámoktól, hiszen mindkettőben komoly szerepet játszik. Az Fpz és nyakszirtelektrodákból azért helyeztek el egyébként a fejlesztők páros számút, mivel egy alvás során nagy valószínűséggel az egyik oldalán fekszik majd az alvó alany, és így az egyiknél biztosítva legyen egy megfelelő kontaktus. Az elektródákra jutó elektromos jelet 250Hz-en mintavételezi az eszköz, és a jeleket több kauzális szűrővel szűri. Rendelkezik először egy negyed fokú

butterworth szűrővel, amivel a 0.4 – 18 Hz-es tartományban szűr, hogy az alváselemzés legrelevánsabb tartományát előkészítse. Van még egy 48-52 Hz-es sávzélességű hatodfokú butterworth szűrő is, amivel az európai hálózatok 50Hz-es komponensét kívánja eltávolítani, és ezen kívül még egy 62-62 Hz-es másodfokú Bessel szűrőt használ, amellyel a fejpánt a kalibrációjából adódó generált frekvenciákat kívánja kiszűrni.

A hat EEG elektródán kívül még integráltak a gyártók egy gyorsulásmérő szenzort is, amely 50Hz-es mintavételi frekvenciával szolgál információval az alvásaink töredezettségéről is, hogy hányszor váltottunk testhelyzetet az éjszaka folyamán, ezen túlmenően azt is megosztja, hogy az alvásaink során melyik testhelyzetben voltunk a legtöbbet. Továbbá alkalmaz a mostanra a legtöbb orvosi alvásmérő berendezésnél is fontos szerepet játszó pulzoximetriát, vagyis olyan szenzort, amely képes mérni az oxigén szaturációt. Segítségével pár százalékos hibával megmérhető az oxigenizált hemoglobin szaturációja, más szóval az artériás véroxigén telítettsége, aminek egészséges értéke 95-99% között mozog. Gyakorlati alkalmazásával viszont a hangsúly a szívfrekvencia mérésén van, amit a szívveréskor a kapillárisokba préselődött vértől származó térfogatváltozásokból és azok hatására bekövetkezett fényintenzitás-fluktuációkból határoz meg ledjének segítségével a szenzor.



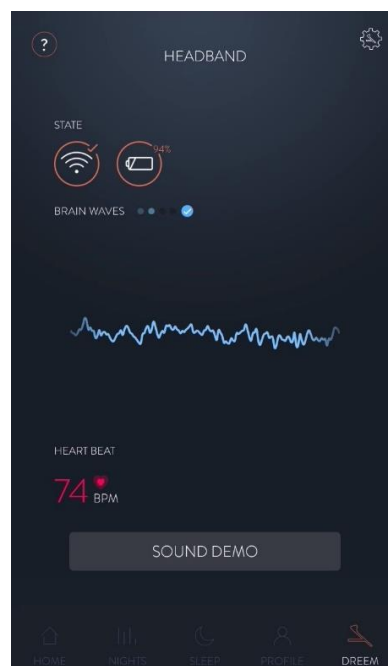
37. ábra Szenzorok

6.1.2 User Interface

Rendelkezik az eszköz egy RGB LED-el ellátott gombbal, amellyel a bekapcsolni/kikapcsolni lehet a headsetet és a gomb színe reprezentálja a töltöttségi szintet. Ezen kívül pedig csontvezetéses, ún. bone conductor audio rendszerrel szerelték fel. Ezt a technológiát, már alkalmazzák hallókészülékekénél, mégpedig, hogy a hangokat a csont vezetésével közvetlenül a belső fülbe továbbítják, így áthidalva a külső és a középfület. Ezen kívül pedig a tetején található rajta egy kapacitív érzékelő csík, amivel egyrészt tudjuk az audio effektek hangerejét szabályozni, és meg különböztet hosszú és dupla érintést is, amivel vezérelhetjük az alvásaink mérést.

6.2 Kommunikáció

A Dreem headset képes Bluetooth Low Energy (Bluetooth 4.0+) kommunikáción keresztül valós időben küldeni nyers értékeket a mobil kliensnek, de csupán egy csatornáról. Mindössze abból a célból, hogy egy éles alvásmérés előtt meg tudjon bizonyosodni a felhasználó, hogy helyesen rögzítette a fején az eszközt, hogy jó-e a kontaktus az elektródák felületén. Ebből a nézetből nem is lehetséges hozzáférni a többi csatorna adataihoz, sem azokat kimenteni. A szívritmus is továbbításra kerül, továbbá töltöttségi szint és a kontaktus biztosításának elősegítéséhez jelminőség változó kerül lekérdezésre az eszköztől.



38. ábra valós időben fogadott nyers EEG jel

Ha kontaktusok minősége megfelelő, akkor a felhasználónak van lehetősége kiegészítő funkciók elindítására, mint például légzés vagy meditációs gyakorlat, esetleg nyugtató hang effektek lejátszása. Ezzel párhuzamosan pedig kezdetét veheti az alvás rögzítése.

A fejlesztők itt definiáltak kikötéseket, amelyek teljesülésekor tekintni majd csak az alkalmazás az adott felvételt alvásnak. Az egyik feltétel, hogy a mérésnek napnyugta után kell kezdődnie, a másik fontos szabály pedig, hogy minimum 3 óránál hosszabbnak kell legyen. Erre azért van szükség, mivel a Dreem mögött lévő kiértékelő rendszer adaptív, és a mérések számának növelésével, hogy jobban lehessen személyre szabottan finom hangolni az osztályzási algoritmusokat, egyedül a tényleges normál alvások alapján érdemes tanulnia a rendszernek. Nem szabad normál értékektől teljesen eltérni képes napközbeni pihenéseket, szundikat is mintavételezni, hiszen szélsőségesebb eredményeikkel ronthatják az adott személyről készült profil adatait.

Sikeresen elindul egy mérés, viszont meglepő módon az eszköz lekapcsolja mind a Bluetooth kommunikációért felelő modulját, és a WiFi hálózatról lekapcsolódik, ugyanis a cég kampányában is szerepel, hogy nem kívánnak semmilyen rádiófrekvenciás kapcsolatot aktívan fenttartani estéről estére az alanyok fejénél, élettani hatásokra hivatkozva. Az alvással párhuzamosan tehát valós időben egyáltalán nem monitorozható az eszközzel az adott alvás. Később történik csak meg a kiértékelés. Ezzel két problémát oldottak meg. Az egyik az, hogy nincs adatátvitel Bluetooth kapcsolatnál, így nem kell a Security Manager Protocol (SMP) segítségével megvédeni a szenzitív egészségügyi adatokat a rá nem jogosultaktól. A másik nagy előnye ennek a megoldásnak, hogy így sokkal biztosabban kibírhatja az eszköz akkumulátora az éjszakát, hisz csak lokálisan el kell tárolnia mindig az adott alváshoz tartozó értékeket.

Reggel jó eséllyel az okos ébresztő kelti az alanyt sekélyes alvás fázisban, azaz kipihentebb lesz, mintha egy REM fázisban ébresztették volna. Ezután hiába vesszük kézhez az applikációt, csupán egy visszacsatolást kér az ébredő alanytól, hogy osztályozza az alvását 1-től 5-ig, ezután pedig fel kell kapcsolni tölteni a headsetet, amely pillanatában a Dreem bekapcsolja a WiFi modulját, és az interneten keresztül tölti fel a Dreem szerverére a legutolsó alvás alatt összegyűjtött összes adatot. Amint a feltöltés kész, akkor szerver oldalon elindul automatikusan a gépi tanulással elvégzett pontozás, és a mobilra már csak a mérések eredményei, főbb statisztikai érkeznnek vissza.

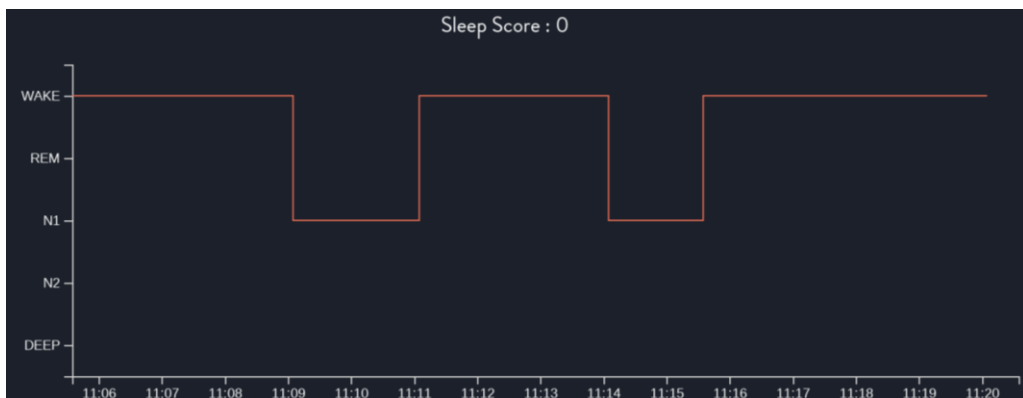
6.3 Validáció

A fejpánt 500 kísérleti személy segítségével lett tesztelve hivatalosan, és több, mint 30.000 éjszakai felvétel készült ezen tesztidőszak során.

Emellett pedig párhuzamosan egy idén márciusban publikált cikkben[15] a rythm cég kutatói több nagyobb francia egyetem bevonásával (mint például a Paris Descartes Egyetem) megosztották, hogyan validálták 90 tesztalany segítségével a mélyalvási szakasz felismerést, és az azt mélyíteni kívánó akusztikus stimulus funkciót. Az eredmények fókuszában inkább utóbbi, a hang stimulusok vannak, amire én tanulmányomban nem térek ki külön.

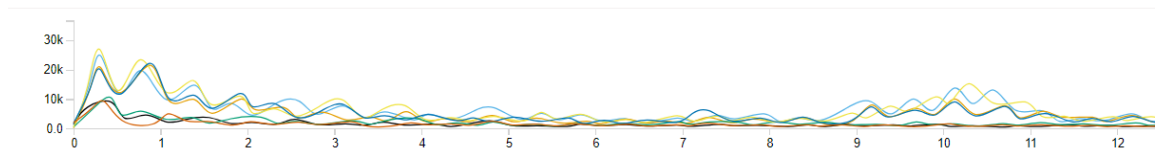
Az eszköz által biztosított EEG jeleket összemérték alváslaboratóriumi PSG által rögzített EEG jelekkel is. Külön figyelmet fordítottak a validációnál az adatok szinkronizációjára, mivel mindkét készüléknek saját belső órája volt, amelyek különböző pontossággal bírnak. A mintavételi frekvenciát pedig a hőmérséklet is befolyásolni tudja, és ebből származtatva egy időeltolódás nemlineáris, nem monoton késleltetéseket eredményez a két műszer esetén. Maga az időeltolódás pedig több másodperces is lehet egy 8 órás hosszúságú felvétel esetén. Ezt úgy kezelték, hogy 10 perces szakaszonként végeztek el szinkronizációt.

Jómagam megismételtem a korábbi [4.4.] bekezdésben található validációs kísérletet. Szintén két percenként váltották egymást a szakaszok. Bár az előző fejezetben említett követelményeknek így nem tett eleget egy ilyen mérés, révén, hogy nem érte el a 3 órás hosszt, ettől függetlenül még le lehetett tölteni közvetetten az szerverről. Feltöltötte a következő töltés során a fejpánt, csak nem kapta meg az alvás titulust. Az eredmény a következő volt. (39. ábra)



39. ábra validációs kísérletéből generált hypnogram

A tesztmérést mindig éber állapotban végeztem el az alvó alanyokon. Úgy, hogy a kísérlet során többször is szándékosan utasítottam az alanyt, hogy végezzen olyan ismétlődő mozdulatokat, amelyek korábban a Mindwave Mobile M headsetnél még alsó frekvenciás tagként jelentkeztek, itt ebben az esetben szépen látszik, hogy a Dreem fel van készítve ezen mozgások kezelésére. A pontozása során két jelzőt osztott ki. A WAKE azaz ébrenléti állapotot, és az N1 (NREM1), ami egy alfa aktivitással kísért még éber, sekélyes alvásnak tekinthető szakasz.



40. ábra 11:13-11:15 közötti két perces szakaszon felvett EEG jelek FFT után

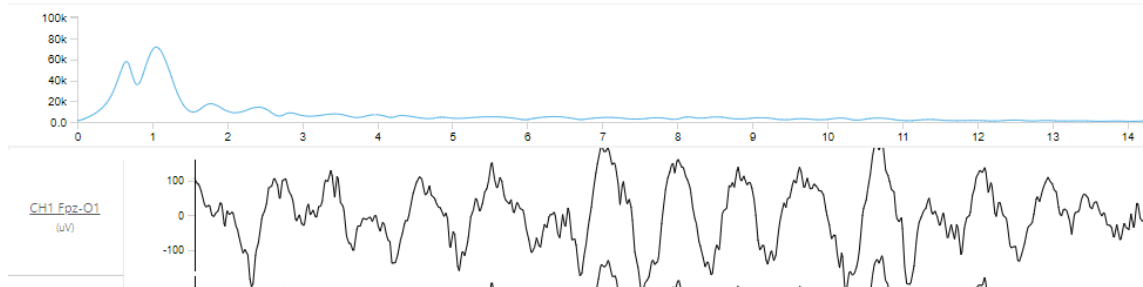
A 40. ábra egy frekvencia tartomány béli leképzése a különböző EEG csatornáknak. Látható, hogy bár a mozgások miatt 0-3 Hz között jelen vannak mozgásokból eredeztethető melléktermékek, mégis, ügyesen kiszűrve a dominánsabbnak a 10-11 Hz-es alfa hullámot ismeri fel.

6.4 Mérések

Összesen 13 alvás mérést végeztem két kísérleti személy bevonásával. Úgyis mértem alvást, hogy be volt kapcsolva az alvást mélyítő akusztikai stimulus funkció, és úgyis, hogy nem. Viszont ennek a funkciónak a pontosabb megismeréséhez, még több mérésre van szükségem.

Az alvások adatainak feldolgozására több lehetőség is van. Egyrészt a tömörített adatokat a felhőből be lehet tölteni online egy Morpheo viewer elnevezésű desktop alkalmazásba, és ugyanúgy létezik neki offline verziója is. Továbbá le lehet tölteni egyetlen egy darab .h5 (.hdf5, Hierarchical Data Format) fájlként is egy adott alvás összes adatát, hisz ennek a formátumnak az előnye, hogy tartalmazza az összes szenzoroktól származó értékek mellett az eszköz konfigurációját leíró információkat és egyéb metaadatokat is eltárol. A már megszokott európai szabványosított .edf kiterjesztés mellett a .h5-öt is képes a MATLAB beolvasni, emellett pedig a python alapú Pandas analízis csomag adódik kiváló választásnak.

Az alvások során találtam egyértelmű mélyalvási szakaszokat. Az első ciklus legmélyebb szintjén, fél 4 magasságban például a következő 160 μ V-os skálán ábrázolt 1Hz-es delta ritmust találtam. (41. ábra)



41. ábra Fpz-O1 EEG csatorna egy 10 másodperces szakasza

Összesen 2 óra 16 percet töltött el az alany mélyalvási itt DEEP jelöléssel mélyalvási szakaszban, és az éjszaka előrehaladtával egyre kevesebb időt tud eltölteni az alany, ellenben a REM fázisokban töltött idő megnövekszik fokozatosan.



42. ábra 7 órás alvás alapján készített hypnogram

Az automatikus szervertől kiértékelést összegezi az egyes szakaszokban töltött időt. Elsősorban ez alapján pedig visszatér egy sleep score értékkel, ami a teljes alvás hatékonyságát értékeli. Számolja az egyértelmű ébredéseket, és azt az időt, amely a lefekvés pillanatától a felhasználó elalvásához volt szükséges.

A mobilalkalmazást megnyitva a felhasználó még több statisztikai adathoz juthat. Egyrészt összeméri az alvásokat elalvási idő, hossz és testhelyzet változtatási szempontok alapján a többi drem headset felhasználóval.

Heti, illetve havi nézetben egymáshoz is össze lehet mérni az alvásukat, azok minősége, hossz, szívfrekvencia és egyéb paraméter alapján. Így a felhasználó nyomon tudja követni fejlődését, ha elfogadja az applikáció alvás higiéniaira vonatkozó tanácsait.

6.5 További fejlesztési irányok

6.5.1 További kísérleti személyek bevonása

Saját tapasztalataim alapján elmondhatom, hogy számomra nem volt zavaró a Dreem fejpánt az alvásaim alatt. Nem kísérlete fájdalom viseletét, bár a kezdetekben, a hátsó pánt fésű szerű mivolta kissé szokatlan volt. Idő kellett míg meg tudtam szokni. Ezek után fontos kérdés, hogy tud-e olyan személy majd aludni az eszközzel, aki az eszköz nélkül is nagyon nehezen képes aludni valamilyen krónikus rémálom, vagy álomszorongásban miatt.

6.5.2 Eszköz laboratóriumi validációja

Szükségesnek tartom, hogy laboratóriumi körülmények között, orvosi pontosságú elektródákat is felhelyezve végezzünk validációs célból méréseket. Délutáni sziesztáktól kezdve akár teljes éjszakai alvásokon keresztül.

A Dreem fejpánttal párhuzamosan az alvások alatt mindig elhelyeztem egy aktigráf applikációt, így egyrészt össze tudtam hasonlítani az EEG-ből és a mozgásokból készített hypnogramokat, és hogy mindkét app a tökéletes okos ébresztést ígéri a felhasználóknak. Érdekes mód az aktigráf applikáció az esetek többségében előbb ébresztette a végső ébredést megelőző 20 perces ablakokban az alvó alanyt, viszont ez még nem bizonyítja azt, hogy pontosabb. Éppen ezért van szükség egy laboratóriumi PSG referencia méréshez, amit egy szakértői pontozás is kísérne.

6.5.3 Stimulusok hatásának megvizsgálása

Szándékosan nem tértem ki rá külön, pedig lényegében ez a legegységesebb funkciója a Dreem headsetnek. Magának a rythm cégnek a megalapítása is egy fontos dátumhoz köthető, mégpedig 2013 decemberéhez, amikor is Jan Bort, neurobiológiai kutató a német Tübingeni Egyetemen bebizonyítja, hogy specifikus momentumokban kiadott hang stimulációkkal befolyásolni lehet a mély agyhullámok ritmusát, és ezzel lehetséges mélyíteni az alvást. Ez ihlette meg a cég alapítóit is, és a már általam is használt eszközön is elérhető volt a stimulus funkció. Az alvásokat követő reggel, az aktuális alváshoz tartozó statisztikák szerint több 10-20-30 %-kal töltöttem el több időt a mélyalvási, azaz az igazán releváns, kipihentséget nyújtó szakaszban, mint általában szoktam. Ahhoz,

hogy ennek hatását jobban meglehessen határozni, jóval több időre és mérésre lenne szükséges. Olyan időszakoknak kell váltakozva eltelniük, amikor sokat alszom stimulusok nélkül és aztán pedig stimulusokkal.

7 Összefoglalás

Dolgozatomban arra a kérdésre kerestem a választ, hogy otthoni környezetben lehet-e olyan mérést végezni, amely hűen visszaadhatja a felhasználó alvásának minőségét egy számosság formájában. Ehhez két eszközt vizsgáltam. Használhatóságukat tekintve a NeuroSky Mindwave Mobile M headsetet éber, kognitív játékok és feladatok monitorozására tervezték. Kialakításának tervezésekor nem kellett figyelembe vennie a tervezőknek az éjszakai testtartásokat, és sokkal rövidebb méréseket végez vele az átlag használója. Óriási előnye viszont, hogy a többi headsethez képest rendkívül olcsó. A vele folytatott munka során beláttam, hogy egy könnyen beszerezhető, nem orvosi pontosságú elektródával rendelkező egy csatornás EEG headsettel is lehet detektálni alvás mintákat. Az éjszaka előrehaladtával megjelentek helyesen az alvási orsók a jellegzetes burkoló görbékkel. Ezen szigma-hullámok monitorozása is jelentőségteljeséggel bír. Kellő mérés és felhasználói visszacsatolás alapján lehetséges megállapítani az alvás mélységét is az alfa aktivitás segítségével. A kiemelt elemzett alvás esetén eleinte nem volt elvárásom az, hogy egy sikeres aktigráf alkalmazást megelőzve felismerjem, hogy az alvó alany mikor ébreszthető, de azzal, hogy le tudtam követni az alfa aktivitás emelkedését, így elmondhatom, hogy az okosébredés funkció többé már nem csak ígéret. Az elalvás hossza, az alvások törékenysége az alvásra szánt idővel összemérve, vagy akár a kezdési időpont fontossága mind releváns információval szolgál, és felvételükhöz nincs szükség feltétlen drága orvosi műszerekhez. Rögzített alvásokról képzett statisztikai adatokból és hypnogramok segítségével a felhasználó még pontosabban megismerheti alvási szokásait, és még inkább javíthat az alvásminőségén.

Az alvás témakörében a felhasználók tudatosságát fejlesztheti egy egyszerű ingyenesen letölthető aktigráf alkalmazás is, de ahhoz, hogy objektív osztályozás születhessen, ahhoz mindenképp szükség van már agyi jelfeldolgozáshoz. Egy ilyen osztályozás pedig egyértelmű választ tud adni arra a kérdésre, hogy az adott alvásra szánt idő elegendő volt-e. Gondolva a kamionsofőrökre, a tachográf csak az alvásra szánt időt ellenőrzi, magát az alvás minőséget nem. A nagy felelősséggel járó munkaköröknél elvárhatónak kell lennie a kialvatlanság felismerése. Egy munkaadóknak a jövőben rálátása lesz munkavállalói kipihentési szintjére. Lesz lehetősége megkövetelnie azokat az alvásminőségi szinteket, amelyeket betartva nem fog romlani az alkalmazottak teljesítőképessége. Ennek a vízióknak a megközelítésére tettem kísérletet a Mindwave

Mobile M headsettel, aminek használata során beláttam, hogy igen nagy körültekintést igényel egy későbbi mérőberendezés energia ellátása, hiszen a mérendő szakaszok meghaladhatják a 8 órát. Az üzemidő biztosítása mellett pedig kulcsfontosságú az eszköz hordhatósága. Az elmúlt években jelentkeztek a piacon olyan innovatív cégek, amik neves egyetemekkel és kutató csoportokkal kollaborálnak abból a célból, hogy megtalálják az adott problémákra az alternatív megoldásokat. A Hypnodyne vállalat Zmax alvás monitora¹⁸ és a Rythm cég Dreem fejpántja is ugyanabból a törekvésből született.

A Dreem headset már árát tekintve jóval drágábban lehet hozzájutni. A gyártó cég marketing kampányában azzal érvel, hogy egy évben még mindig többet költ az ember kávéra. Ámde a magas áráért cserébe már egyértelműen alváshoz tervezték, és így eszközölve lettek azok a súlyos ergonómiai problémák, amelyek a Mindwave Mobile M headsetnél jelen voltak. A headset működtetésére szolgáló alkalmazás szinte fel volt ruházva az összes olyan funkcióval, amelyek már az aktigráf applikációknál kiforrottak. Beleértve itt a relaxációt elősegítő légzés gyakorlatokra, alvás naplózásra és egyéb modulokra. Ahhoz, hogy versenyben maradhasson egy alvásmérő eszköz, a laboratóriumi validáción túl biztosítania kell az alvást támogató funkciókat.

7.1.1 EEG elemzés

A Dreem eszköz használatának köszönhetően rendelkezem 13 teljes éjszakai alvás mintavételezett adatairól, és a belőlük automatikusan kiértékelt pontozással is. Így a jövőben megkísérelhetem egy saját alváspontozást elkészíteni. Az EEG-vel kinyerhető jellemzők változásdetektálásához osztályzási ismereteimet kívánom a jövőben elmélyíteni. Két, illetve többosztályos osztályozás alkalmazását és további okozati információk gyűjtését tervezem. Alkalmazhatok Granger kauzalitást, valamint autoregressziót is. Utóbbi segítségével egy időbeli érték kifejezhető az öt megelőző korábbi értékek súlyozott összegeként.

Az EEG mintázatok megfeleltetése alapvetően gépi tanulási feladat. Az alvás alatt felmerülő mentális tevékenységekből kell a megfelelő mintázatokot és jellemzőket kinyerni. Nagy elmélyülést igényel a feladat, de biztató irány.

¹⁸ Hypnodyne Zmax otthoni alvásmonitora: <http://hypnodynecorp.com>

7.1.2 Integráció komplex egészségügyi rendszerbe

A laboratóriumi PSG mérőrendszer bemutatásakor fel lett sorolva, hogy milyen sok alvásziziológiai paraméter mintavételezhető egy alvás során. A szenzoregyüttesből ki lehet választani a legrelevánsabbakat, és ezen szenzorok többségének mostanra már létezik olyan megvalósítása, amely sokkal kisebb méretű, így akár modulárisan integrálható lenne otthoni környezetben is. Elsősorban testhőmérséklet mérő és EKG eszköz csatlakoztatását tervezem, mivel segítségükkel megfigyelhető, hogy a lassú hullámok megjelenésével a szívfrekvencia a hőháztartással egyidejűleg folyamatosan csökken, illetve sikerülhet megbecsülni az egyes REM fázisok idejét is, hiszen ezekben a fázisokban előre nem szabályozott szív működés várható. Ennek a jelenségnek a monitorozása, és felügyelete kulcsfontosságú lehet idősek esetén. A nagyobb mennyiségű mérendő paraméter az alvásmonitorozás pontosságát is növeli, és az egyes krónikus betegségek feltárásában[16] is segít. Mindenképpen ki kell majd terjeszteni a vizsgálatokat fiatal egészséges egyénekről az idősebb egészséges és beteg egyénekre.

Irodalomjegyzék

- [1] Mihályi László Adrián: *Egészségügyi adatok monitorozását végző szoftverrendszer, A szervert oldal megtervezése és megvalósítása*, 2016. – szakdolgozat
- [2] Szirmai Imre: *Neurológia*, Medicina Könyvkiadó Zrt., 2005., ISBN: 9789632263502
- [3] Meir H. Kryger, Thomas Roth, William C. Dement: *Principles and Practice of Sleep Medicine*, 5th Edition, Elsevier Health Sciences, 2010., ISBN 1437736092
- [4] Prof V.V.Shete, Ashwini.Charantimath , Dr. D.S. Bormane (2013) *K-komplex Detection is Sleep EEG Using Wavelet Transform and Statistical K-means algorithm* ISSN 2321 – 2004., ISSN 2321-5526
- [5] Rajna P., Szomszéd A. *Actigraphy: A valuable diagnostic tool or a luxury investigation? (neuropsychiatric aspects)* Ideggyogy Sz 2009.;62(9-10):308-316 – összefoglaló közlemény
- [6] Fonyó Attila: *Az orvosi élettan tankönyve*, Medicina Könyvkiadó Zrt, ISBN 9789632265049, 2014.
- [7] Szentágothai János, Réthelyi Miklós: *Funkcionális anatómia III.*, 2006, Medicina Könyvkiadó Zrt., ISBN 9632425642
- [8] Damjanovich Sándor, Fildy Judit, Szöllösi János: *Orvosi biofizika*, Medicina Könyvkiadó Zrt, ISBN 9789632261270, 2007
- [9] Rechtschaffen A., Kales A.: *A Manual of Standardised Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. Washington DC, National Institutes of Health, 1968.
- [10] Sari-Leena Himanen, Joel Hasan: Limitations of Rechtschaffen and Kales, *Sleep Medicine Reviews* 2017., <http://dx.doi.org/10.1053/smr.1999.0086>
- [11] Berthomier C, Drouot X, Herman-Stoïca M, et al. *Automatic Analysis of Single-Channel Sleep EEG: Validation in Healthy Individuals*. *Sleep*. 2007.;30(11):1587-1595.
- [12] Hirshkowitz, Max et al., *National Sleep Foundation's sleep time duration recommendations: methodology and results summary*, *Journal of the National Sleep Foundation* 2014.
- [13] Arjen M. Strijkstra, Domien G.M. Beersma, Berdine Drayer, Nynke Halbesma, Serge Daan, *Subjective sleepiness correlates negatively with global alfa (8–12 Hz) and positively with central frontal theta (4–8 Hz) frequencies in the human resting awake electroencephalogram*, In *Neuroscience Letters*, Volume 340, Issue 1, 2003, Pages 17-20, ISSN 0304-3940, [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(03\)00033-8](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(03)00033-8).
- [14] McKinney SM, Dang-Vu TT, Buxton OM, Solet JM, Ellenbogen JM *Covert Waking Brain Activity Reveals Instantaneous Sleep Depth*. *PLoS ONE* 6(3): e17351. , 2011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0017351>
- [15] Debellemanniere E, Chambon S, Pinaud C, Thorey V, Dehaene D, Léger D, Chennaoui M, Arnal PJ and Galtier MN, *Performance of an Ambulatory Dry-EEG Device for Auditory Closed-Loop Stimulation of Sleep Slow Oscillations in the Home Environment*, *Front. Hum. Neurosci.*, 2018 <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00088>
- [16] Lux L, Boehlecke B, Lohr KN., *Effectiveness of Portable Monitoring Devices for Diagnosing Obstructive Sleep Apnea*, Agency for Healthcare Research and Quality (US); 2004